



UNIVERSITÄT POTSDAM
Humanwissenschaftliche Fakultät
Institut für Sportwissenschaft
Arbeitsbereich Trainings- und Bewegungswissenschaft

Dissertation

Zum Einfluss der Lateralität in zyklischen Sportarten bei Nachwuchsathleten

Leistungsreserve oder „unbedeutendes“ Phänomen?

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor philosophiae

(Dr. phil.)

Eingereicht bei der Humanwissenschaftlichen Fakultät an der Universität Potsdam

von

Diplom–Sportwissenschaftler Tom Krüger
geb. am 13.10.1968 in Potsdam–Babelsberg

Dekanin: Prof. Dr. Ria De Bleser
Gutachter: PD Dr. Ditmar Wick
Prof. Dr. med. Gernot Badtke

Potsdam, Februar 2005
Angenommen am 25. Juli 2005

„Jedes Tun ist Erkennen,
und jedes Erkennen ist Tun.“

Humberto R. Maturana & Francisco J. Varela
(1987, S. 32)

„Alles Wissen und alles Vermehren
unseres Wissens endet nicht mit ei-
nem Schlusspunkt, sondern mit ei-
nem Fragezeichen.“

Hermann Hesse (1877-1962),
deutscher Dichter, Nobelpreis für Literatur 1946

Inhaltsverzeichnis

<i>Inhaltsverzeichnis</i>	<i>III</i>
<i>Abbildungsverzeichnis</i>	<i>VI</i>
<i>Tabellenverzeichnis</i>	<i>XVI</i>
<i>Danksagung</i>	<i>XIX</i>
<i>Zusammenfassung</i>	<i>XX</i>
1 <i>Zur Lateralitätsproblematik in zyklischen Sportarten</i>	1
2 <i>Problemstellung</i>	4
3 <i>Theoretische Grundlagen</i>	12
3.1 <i>Anfänge der Forschung zur Funktionsspezialisierung des menschlichen Gehirns</i>	12
3.2 <i>Ausgewählte Aspekte der Lateralitätsforschung</i>	18
3.3 <i>Untersuchungen zum Problem der Lateralität im Sport</i>	35
3.4 <i>Lateralität im Kanurennsport bei Nachwuchssportlern</i>	44
3.4.1 <i>Leistungsbestimmende Muskulatur im Kanurennsport</i>	52
3.4.2 <i>Leistungsstruktur und Technikleitbild im Kanurennsport</i>	56
3.4.3 <i>Leistungs- und Trainingsstruktur</i>	57
3.4.4 <i>Technikleitbild im Kanurennsport</i>	69
3.4.4.1 <i>Gestaltung der Eintauchphase</i>	73
3.4.4.2 <i>Gestaltung der Hauptzugphase</i>	73
3.4.4.3 <i>Gestaltung der Aushub- und Umsetzphase</i>	74
3.5 <i>Bestimmung der Händigkeit</i>	77
4 <i>Hypothesen</i>	80
5 <i>Untersuchungsdesign – Methodische Vorgehensweise</i>	82
5.1 <i>Vorbemerkung</i>	82
5.2 <i>Längsschnittuntersuchungen (Paneluntersuchungen) und querschnittliches Untersuchungsdesign</i>	82
5.3. <i>Beschreibung der Stichprobe und der erhobenen Daten</i>	83

5.4	Messung der Krafftigkeiten im Kanurennsport	92
5.4.1	Kraftobjektivierung am »Kraftmessplatz Kanu«	92
5.4.2	Kraftmessung im »Kanu–Gegenstromkanal«	96
5.5	Untersuchung im »Freiwasser«	101
5.6	Oberflächenelektromyogramm	102
5.7	Diagnose möglicher muskulärer Dysbalancen nach JANDA (2000)	113
5.7.1	Klärende Begriffe für den Muskelfunktionstest	116
5.7.2	Technische Regeln für die Durchführung des Muskelfunktionstests	118
5.7.3	Muskelfunktionstest ausgewählter Muskelgruppen	118
6	Ergebnisse zur Lateralität und Leistungsentwicklung im Kanurennsport bei Nachwuchsathleten	120
6.1	Ergebnisse zur Rechts- und Linksseitigkeit bei Kanurennsportlern	120
6.1.1	Kraftleistungen von Rechts- und Linkshändern	122
6.1.2	Kraftunterschiede zwischen der dominanten und subdominanten Extremitätenseite	131
6.1.3	Leistungszuwachs der dominanten und subdominanten oberen Extremität bei bilateral ausgerichtetem Training	136
6.1.4	Prozentuale Kraftdifferenz	147
6.2	Ergebnisse zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen bei Kanurennsportlern	149
6.2.1	Maximalkraftunterschiede zwischen der linken und rechten Seite und deren Einfluss auf die spezifische Leistungsfähigkeit	150
6.2.2	Seitengleichheit der allgemeinen Krafftigkeiten und sportartspezifischen Kraftleistungen	165
6.3	Muskelaktivitäten und Kraftdaten im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser«	178
6.3.1	Kraftausprägungen in der bevorzugten und nicht bevorzugten oberen Extremität bei Experten im Kanurennsport	178
6.3.2	Elektromyogramme von Experten im Kanurennsport	186
7	Diskussion	245
7.1	Die Bedeutung der Rechts- und Linksseitigkeit bei KanurennsportlerInnen	246
7.1.1	Selbstbewertung der Dominanz und Kraftleistungen von Rechts- und Linkshändern	246
7.1.2	Kraftunterschiede zwischen der dominanten und subdominanten Seite bei SportlerInnen in zyklischen Sportarten	248

7.1.3. Funktionslateralisation und Kraftentwicklung bei bilateralem Training in zyklischen Sportarten	250
7.1.4. Prozentuale Kraftdifferenz im Entwicklungsverlauf bei SportlerInnen in zyklischen Sportarten	254
7.2 Zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen	255
7.2.1 Spezifische Leistungen bei SportlerInnen mit unterschiedlichen Kraftpotentialen links und rechts	255
7.2.2 Verfestigung der Leistungsdominanz als Ausdruck höherer Kraftwerte auf der bevorzugten Seite während Messfahrten	258
7.3 Muskelaktivitäten bei Kanurennsportlern im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser«	260
7.3.1 EMG–Signale der bevorzugten und nicht bevorzugten oberen Extremität	260
7.4 Ausblick	263
8 Literatur	268
Anhang I	281
Anhang II	295
Erklärung	313

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Trajektionslinien der linken und rechten Hand in der Sagital- und Horizontalebene [schwarz = rechts, grau = links] (aus RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN, 2001, S. 269)	9
Abb. 2:	Hirnlappen des menschlichen Gehirns	15
Abb. 3:	Fotografie von EINSTEIN's Gehirn in fünf Ansichten (aus WITELSON, KIGAR & HARVEY, 1999, S. 2150)	15
Abb. 4:	Seitliche Fotografien und Nachzeichnungen der linken (volle Linie) und rechten (gestrichelte Linie) übereinander gelegten Hemisphären eines typischen männlichen Gehirns aus der Kontrollgruppe (Bild 1, 2, 3) und dem Gehirn von Einstein (Bild 4, 5, 6) (aus WITELSON, KIGAR & HARVEY, 1999, S. 2151)	16
Abb. 5:	Gehirn von Carl Friedrich Gauß (aus HÄNICKE, FRAHM & WITTMANN, 2001)	17
Abb. 6:	Ansicht von EINSTEIN's Gehirn und eines normalen Gehirns (aus CARDOSO, 1997)	17
Abb. 7:	Lokalisation der Aera (Bereiche, Areale) 9 und 39 auf der Hirnrinde (aus CARDOSO, 1997)	18
Abb. 8:	Verlauf der motorischen (steuernden) und sensorischen Nervenbahnen vom Cortex zur Hand (nach SPRINGER & DEUTSCH, 1998)	22
Abb. 9:	BROCA'sches Areal und WERNICKE'sches Zenrum (nach SPRINGER & DEUTSCH, 1998 [oben] und DEETJEN & SPECKMANN, 1994 [unten])	23
Abb. 10:	Übersicht zu den bestehenden Theorien der Lateralisation	31
Abb. 11:	Trainingsstufenaufbau im Leistungssport (nach MARTIN, CARL & LEHNERTZ, 1991, S. 291)	46
Abb. 12:	Trainingsstufen und Kaderbildung im Deutschen Sportbund (i.A.a. MARTIN, CARL & LEHNERTZ, 1991, S. 306)	47
Abb. 13:	Vorstellung zum Verlauf der Lernkurve beim motorischen Lernen (nach LOOSCH, 1999, S. 177)	48
Abb. 14:	Schematischer Vergleich des vorderzugbetonten Paddelschlages (neues Technikleitbild) und der Zug–Druck–Bewegung (altes Technikleitbild)	53
Abb. 15:	Leistungsbestimmende Muskulatur bei Kajakfahrer (nach WEINECK, 1991, S. 234)	55
Abb. 16:	Leistungs- und Trainingsstruktur im Kanurennsport (nach LENZ, 1994, S. 28)	59
Abb. 17:	Phasen des Rennverlaufs mit in ihnen dominierenden konditionellen Fähigkeiten (nach LENZ, 1994, S. 50) [Anmerkung: v = Geschwindigkeit – s = Weg – KA = Kraftausdauer]	61
Abb. 18:	Merkmale der Ausdauerleistungsfähigkeit und Phasen im Kanurennsport (i.A.a. ROTH, 1982, S.32)	63
Abb. 19:	Merkmale der Kraftfähigkeiten und Phasen im Kanurennsport (i.A.a. ROTH, 1982, S. 33)	65
Abb. 20:	Merkmale der Schnelligkeitsfähigkeit und Phasen im Kanurennsport (i.A.a. ROTH, 1982, S. 35)	66
Abb. 21:	Schnelligkeit mit Erscheinungsformen (nach PAUER, 2001, S. 15)	67

Abb. 22:	Allgemeine Fähigkeitsstruktur der Schnelligkeit (aus HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 91)	68
Abb. 23:	Konditionelle Fähigkeiten im Kontinuum von Belastungsdauer und –intensität (aus HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 77)	69
Abb. 24:	Phaseneinteilung der Hauptbewegungsphase im Kanurennsport	72
Abb. 25:	Zwischenphase im Kanurennsport	72
Abb. 26:	Kraftentfaltung und EMG–Amplituden in der Durchzugsphase beim Paddelschlag	76
Abb. 27:	Quer- und Längsschnittdesign der Untersuchung	84
Abb. 28:	Erhobene Daten in den Untersuchungszeitpunkten T1 bis T7	85
Abb. 29:	Erhobene Daten zum Untersuchungszeitpunkt T8	86
Abb. 30:	Anteil von Mädchen (unten) und Jungen (oben) der Untersuchungsgruppe im Kanurennsport mit der Angabe des Rechts- und Linkshänderanteils	87
Abb. 31:	Verteilung der Links- und Rechtshänder in der Stichprobe (n=206)	88
Abb. 32:	Kraftmessplatz im OSP Potsdam zur Objektivierung der Muskelkraftfähigkeiten der oberen Extremitäten	93
Abb. 33:	Kraftmessplatz mit Messeinrichtung (Dehnmessstreifen) und Schlittenkonstruktion	94
Abb. 34:	Online–Darstellung der Maximalkraft- (links) und Schnellkraftkurve (rechts) während der Versuchsdurchführung	94
Abb. 35:	Monitorbild während der komplexen Leistungsdiagnostik (KLD) im »Kanu–Gegenstromkanal«	98
Abb. 36:	Messanordnung in der »Kanu–Gegenstromanlage«	98
Abb. 37:	EMG–Elektrodenkabel mit Interface und Notebook	104
Abb. 38:	Schematischer Aufbau einer Elektrode (aus HERMSDORF, 2001, S. 25)	105
Abb. 39:	Klettbänder zur Fixierung der Elektrodenkabel	105
Abb. 40:	Datenlogger, EMG–Elektrodenkabel, Flash–Karte und Notebook für mobile Messung im Freiwasser	106
Abb. 41:	Elektroden- und Kabelfixierung für die Messfahrten im Freiwasser	106
Abb. 42:	Ableitung von einer Nervenzelle mit 2 extrazellulären Elektroden (aus SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 36)	108
Abb. 43:	Summenpotential bei der Oberflächenelektromyographie (aus GOLLHOFER, 2000, S. 6)	109
Abb. 44:	Roh–EMG ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurennsport im GA2–Bereich	109
Abb. 45:	EKG–Signal, abgeleitet am M. pectoralis major pars sternocostalis (aus HERMSDORF, 2001, S. 12)	110
Abb. 46:	Gefiltertes EMG–Signal ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurennsport im GA2–Bereich	111
Abb. 47:	Gleichgerichtetes EMG ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurennsport im GA2–Bereich	112

Abb. 48:	<i>Gleichgerichtetes und geglättetes (RMS 200 ms) EMG ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurennsport im GA2-Bereich</i>	112
Abb. 49:	<i>Maximalkraft der linken und rechten oberen Extremität der Längsschnittgruppe der Mädchen (n=10) zu den einzelnen Zeitpunkten T2, T4 und T6</i>	127
Abb. 50:	<i>Maximalkraft der linken und rechten oberen Extremität der Längsschnittgruppe der Jungen (n=13) zu den einzelnen Zeitpunkten</i>	128
Abb. 51:	<i>Interaktionseffekte von Zeit und Geschlecht in der Längsschnittgruppe (n=23)</i>	129
Abb. 52:	<i>Prozentuale Verteilung der Seiten mit größeren Kraftleistungen bei den Mädchen im Längsschnitt (n=10)</i>	130
Abb. 53:	<i>Prozentuale Verteilung der Seiten mit größeren Kraftleistungen bei den Jungen im Längsschnitt (n=13)</i>	131
Abb. 54:	<i>Maximalkraft links und rechts bei den Mädchen (n=10) im Längsschnitt mit Signifikanzniveau zu den Unterschieden zwischen linker und rechter oberer Extremität</i>	132
Abb. 55:	<i>Maximalkraft links und rechts bei den Jungen (n=13) im Längsschnitt mit Signifikanzniveau zu den Unterschieden zwischen linker und rechter oberer Extremität</i>	133
Abb. 56:	<i>Maximalkraftunterschiede zwischen linker und rechter oberer Extremität bei den Mädchen zu den verschiedenen Messzeitpunkten mit zugehörigem Signifikanzniveau</i>	135
Abb. 57:	<i>Maximalkraftunterschiede zwischen linker und rechter oberer Extremität bei den Jungen zu den verschiedenen Messzeitpunkten mit zugehörigem Signifikanzniveau</i>	136
Abb. 58:	<i>Verlauf der Maximalkraftdifferenz zwischen linkem und rechten Arm über die Untersuchungszeitpunkte T2 – T4 – T6</i>	137
Abb. 59:	<i>Entwicklungsverlauf der Maximalkraftleistung am »Kraftmessplatz« in der Längsschnittgruppe (n=23)</i>	138
Abb. 60:	<i>Interaktion zweiter Ordnung der Maximalkraftentwicklung über die Zeit und in Abhängigkeit vom Geschlecht</i>	139
Abb. 61:	<i>Zeiteffekt der Entwicklung der Fahrzeit über 2.000 m in der Längsschnittgruppe (n=23)</i>	140
Abb. 62:	<i>Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Mädchen zu T4</i>	141
Abb. 63:	<i>Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Mädchen zu T6</i>	142
Abb. 64:	<i>Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Jungen zu T4</i>	144
Abb. 65:	<i>Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Jungen zu T6</i>	145
Abb. 66:	<i>Modell 2 zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Jungen zu T6</i>	146
Abb. 67:	<i>Prozentuales Verhältnis und Verlauf der Maximalkräfte in der Längsschnittgruppe der Mädchen (n=10)</i>	148
Abb. 68:	<i>Prozentuales Verhältnis und Verlauf der Maximalkräfte in der Längsschnittgruppe der Jungen (n=13)</i>	149

Abb. 69:	Leistungsvergleich von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T2 (n=13)	152
Abb. 70:	Leistungsvergleich von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T4	153
Abb. 71:	Leistungsvergleich von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6	155
Abb. 72:	Leistungsvergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T4	156
Abb. 73:	Leistungsvergleich von Jungen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4	157
Abb. 74:	Leistungsvergleich der Bootsleistungen und Maximalkraftdifferenz von Jungen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4	158
Abb. 75:	Leistungsvergleich von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4	159
Abb. 76:	Leistungsvergleich der Bootsleistungen und Maximalkraftdifferenz von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4	160
Abb. 77:	Kraftleistungen bei den Jungen zu T2	166
Abb. 78:	Kraftleistungen bei den Jungen zu T6	167
Abb. 79:	Lage der höheren Kraftleistungen bei den Mädchen zu T2	168
Abb. 80:	Lage der höheren Kraftleistungen bei den Mädchen zu T6	170
Abb. 81:	Kraftparametervergleich aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« zwischen den Jungen der EMG–Gruppe mit geringen und hohen Maximalkraftdifferenzen im GA2–Bereich	179
Abb. 82:	Kraftparametervergleich aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« zwischen den Jungen der EMG–Gruppe mit geringen und hohen Maximalkraftdifferenzen im SA–Bereich	180
Abb. 83:	Bootsparametervergleich aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« zwischen den Jungen der EMG–Gruppe mit geringen und hohen Maximalkraftdifferenzen	181
Abb. 84:	Kraftparameter der GA2– und SA–Stufen aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« im Vergleich der Jungen (n=9)	184
Abb. 85:	Muskelaktivitäten von SPORTLER 1 im GA2–Bereich in der »Kanu–Gegenstromanlage« (Start – 58,14 s) mit Messintervallen	188
Abb. 86:	Muskelaktivitäten von SPORTLER 1 im GA2–Bereich in der »Kanu–Gegenstromanlage« (Start – 20 s)	189
Abb. 87:	EMG–Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	190
Abb. 88:	Muskelaktivitäten von SPORTLER 2 im GA2–Bereich in der »Kanu–Gegenstromanlage« (Start – 58,14 s)	191
Abb. 89:	Muskelaktivitäten von SPORTLER 2 im GA2–Bereich in der »Kanu–Gegenstromanlage« (Start – 20 s)	192
Abb. 90:	EMG–Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	192

- Abb. 91: *EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)*__ 193
- Abb. 92: *EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)*__ 194
- Abb. 93: *EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)* 196
- Abb. 94: *Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der GA2-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal« von SPORTLER 1* _____ 197
- Abb. 95: *EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)* 198
- Abb. 96: *EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)* _ 199
- Abb. 97: *EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)* _ 200
- Abb. 98: *EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)*__ 201
- Abb. 99: *EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)*__ 201
- Abb. 100: *EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)* 202
- Abb. 101: *EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)* 203
- Abb. 102: *EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)* _ 204
- Abb. 103: *EMG-Signalverläufe des M. biceps brachii und M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in GA2-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal«* _____ 205
- Abb. 104: *Exemplarische Gegenüberstellung der Signale des M. biceps brachii und M. triceps brachii rechts vom Sportler SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal«* _____ 206
- Abb. 105: *EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)* _ 207
- Abb. 106: *EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)*__ 208
- Abb. 107: *EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)*__ 209
- Abb. 108: *EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)* 209
- Abb. 109: *EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)* 210

- Abb. 110: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) ___ 211
- Abb. 111: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) ___ 212
- Abb. 112: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s) ___ 213
- Abb. 113: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) ___ 214
- Abb. 114: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) ___ 215
- Abb. 115: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s) ___ 215
- Abb. 116: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____ 217
- Abb. 117: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____ 218
- Abb. 118: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s) _____ 219
- Abb. 119: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____ 220
- Abb. 120: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____ 221
- Abb. 121: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s) _____ 222
- Abb. 122: Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der SA-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal« von SPORTLER 1 _____ 223
- Abb. 123: Muskelaktivitäten von SPORTLER 1 im GA2-Bereich im »Freiwasser« (Start – 60,60 s) _____ 226
- Abb. 124: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____ 227
- Abb. 125: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____ 228
- Abb. 126: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 60,60 s) _____ 229
- Abb. 127: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____ 230
- Abb. 128: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____ 231

Abb. 129:	EMG-Muster von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 59,79 s) _____	232
Abb. 130:	Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der GA2-Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 1 _____	233
Abb. 131:	EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____	234
Abb. 132:	EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____	235
Abb. 133:	EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 54,20 s) _____	236
Abb. 134:	EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____	237
Abb. 135:	EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____	238
Abb. 136:	EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 54,80 s) _____	239
Abb. 137:	Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der SA-Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 1 _____	240
Abb. A1:	Bootsleistungen über 250 m und 2.000 m im Vergleich von Jungen mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T4 _____	281
Abb. A2:	Bootsleistungen von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6 _____	281
Abb. A3:	Leistungsvergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T2 _____	282
Abb. A4:	Leistungsvergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6 _____	282
Abb. A5:	Bootsleistungen im Vergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6 _____	283
Abb. A6:	Leistungsvergleich von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T6 _____	283
Abb. A7:	Leistungsvergleich der Bootsleistungen und Maximalkraftdifferenz von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T6 _____	284
Abb. A8:	Bewertungsmatrix zu T1 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	284
Abb. A9:	Bewertungsmatrix zu T2 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	285
Abb. A10:	Bewertungsmatrix zu T3 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	285
Abb. A11:	Bewertungsmatrix zu T4 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	286
Abb. A12:	Bewertungsmatrix zu T5 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	286
Abb. A13:	Bewertungsmatrix zu T6 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	287

Abb. A14:	Bewertungsmatrix zu T7 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz _____	287
Abb. A15:	Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T2 _____	289
Abb. A16:	Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T2 _____	289
Abb. A17:	Verlauf der Kraftstöße aus links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T2 _____	290
Abb. A18:	Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T6 _____	290
Abb. A19:	Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T6 _____	291
Abb. A20:	Verlauf der Kraftstöße links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T6 _____	291
Abb. A21:	Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T2 _____	292
Abb. A22:	Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T2 _____	292
Abb. A23:	Verlauf der Kraftstöße aus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T2 _____	293
Abb. A24:	Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T6 _____	293
Abb. A25:	Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T6 _____	294
Abb. A26:	Verlauf der Kraftstöße aus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu–Gegenstromkanal« zu T6 _____	294
Abb. A27:	EMG–Muster von SJ_407 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____	295
Abb. A28:	EMG–Muster von SJ_407 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____	295
Abb. A29:	EMG–Muster von SJ_407 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s) _____	296
Abb. A30:	EMG–Muster von SJ_407 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____	296
Abb. A31:	EMG–Muster von SJ_407 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s) _____	297
Abb. A32:	EMG–Muster von SJ_407 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s) _____	297
Abb. A33:	EMG–Muster von RW_106 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s) _____	298

Abb. A34:	EMG-Muster von RW_106 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	298
Abb. A35:	EMG-Muster von RW_106 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 57,92 s)	299
Abb. A36:	EMG-Muster von RW_106 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	299
Abb. A37:	EMG-Muster von RW_106 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	300
Abb. A38:	EMG-Muster von RW_106 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 52,89 s)	300
Abb. A39:	EMG-Muster von RP_433 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	301
Abb. A40:	EMG-Muster von RP_433 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	301
Abb. A41:	EMG-Muster von RP_433 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 54,84 s)	302
Abb. A42:	EMG-Muster von RP_433 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	302
Abb. A43:	EMG-Muster von RP_433 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	303
Abb. A44:	EMG-Muster von RP_433 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)	303
Abb. A45:	EMG-Muster von FK_422 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	304
Abb. A46:	EMG-Muster von FK_422 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	304
Abb. A47:	EMG-Muster von FK_422 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)	305
Abb. A48:	EMG-Muster von FK_422 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	305
Abb. A49:	EMG-Muster von FK_422 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	306
Abb. A50:	EMG-Muster von FK_422 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)	306
Abb. A51:	EMG-Muster von ML_105 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	307
Abb. A52:	EMG-Muster von ML_105 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	307
Abb. A53:	EMG-Muster von ML_105 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)	308

Abb. A54:	EMG-Muster von ML_105 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	308
Abb. A55:	EMG-Muster von ML_105 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	309
Abb. A56:	EMG-Muster von ML_105 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)	309
Abb. A57:	EMG-Muster von MD_102 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	310
Abb. A58:	EMG-Muster von MD_102 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	310
Abb. A59:	EMG-Muster von MD_102 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)	311
Abb. A60:	EMG-Muster von MD_102 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)	311
Abb. A61:	EMG-Muster von MD_102 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)	312
Abb. A62:	EMG-Muster von MD_102 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)	312

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Übersicht von Funktionsleistungen der beiden Hemisphären (nach SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 185)	21
Tab. 2:	Wechsel der Handbevorzugen (Schema von GESELL & AMES (1947) nach FISCHER, 1988, S. 44–45)	28
Tab. 3:	Konstellationstypen der Seitigkeit (nach OBERBECK, 1992, S. 35)	38
Tab. 4:	Verteilung der Hand- und Beinbevorzugen bei Leichtathleten (n=1.675) (LANDGRAF & STEINBACH, 1963, zit. nach FISCHER, 1988, S. 64)	39
Tab. 5:	Dissoziationen der Sportler (n=1.675) im Hoch- und Weitsprung (nach Fischer, 1988, S. 65)	40
Tab. 6:	Präferenzen der unteren Extremitäten von Leichtathleten (n=167) (nach FISCHER, 1988, S. 65)	41
Tab. 7:	Gegenüberstellung von ermittelten Beinbevorzugen nach SPILLE (1959) und WASMUND (1976) (aus FISCHER, 1988, S. 67)	42
Tab. 8:	Leistungsdeterminierende Muskulatur beim Kajakfahren	54
Tab. 9:	Gruppenvariablen der Mädchen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7	89
Tab. 10:	Anthropometrische Variablen der Mädchen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7	89
Tab. 11:	Gruppenvariablen der Jungen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7	90
Tab. 12:	Anthropometrische Variablen der Jungen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7	90
Tab. 13:	Gruppen- und anthropometrische Variablen der Mädchen im Längsschnitt (T1–T7)	91
Tab. 14:	Gruppen- und anthropometrische Variablen der Jungen im Längsschnitt (T1–T7)	91
Tab. 15:	Relevante Messparameter am »Kraftmessplatz Kanu«	95
Tab. 17:	Technische Daten der »Kanu–Gegenstromanlage« Potsdam	100
Tab. 18:	Grundstufen der Muskelkraftbewertung aus dem JANDA–Test	115
Tab. 19:	Abkürzungen des JANDA–Tests	117
Tab. 20:	Bewertungsmaß für die Kraftdifferenzen der Maximalkraft zwischen dem linken und rechten Arm	120
Tab. 21:	Werte zur Differenzbeurteilung der Kraftwerte im »Kanu–Gegenstromkanal« (nach WEBER, 1997)	121
Tab. 22:	Bewertung der Kraftdifferenzen am »Kraftmessplatz Kanu« bei Mädchen und Jungen in den Altersklassen	121
Tab. 23:	Theoretische Maximalkraftnormwerte nach der erhobenen Maximalkraft am »Kraftmessplatz Kanu« in den Altersklassen bei Mädchen und Jungen	122
Tab. 24:	Gruppenmittel der Maximalkraft links und rechts sowie der prozentuale Anteil größerer Kraftleistungen in den Extremitäten innerhalb der querschnittlichen Auswertung der Jungen	124
Tab. 25:	Prozentualer Anteil größerer Kraftleistungen in den Extremitäten von Links- und Rechtshändern bei den Jungen	125
Tab. 26:	Kraftanstiege über die Messzeitpunkte der Jungen (n=13) und Mädchen (n=10)	129

Tab. 27:	<i>Kraftleistungen der linken und rechten oberen Extremität der Mädchen innerhalb der Längsschnittgruppe mit Signifikanzniveau</i> _____	132
Tab. 28:	<i>Kraftleistungen der linken und rechten oberen Extremität der Jungen innerhalb der Längsschnittgruppe mit Signifikanzniveau</i> _____	134
Tab. 29:	<i>Maximalkraftdifferenzen (Absolutbeträge) im Längsschnitt bei Mädchen und Jungen</i>	134
Tab. 30:	<i>Korrelationskoeffizienten der Mädchen aus dem Längsschnitt</i> _____	143
Tab. 31:	<i>Unterschiede zwischen den Maximalkraftleistungen rechts und links zu T2, T4 und T6 bei den Jungen der Längsschnittgruppe (n=13)</i> _____	151
Tab. 32:	<i>Unterschiede zwischen den Maximalkraftleistungen rechts und links zu T2, T4 und T6 bei den Mädchen der Längsschnittgruppe (n=10)</i> _____	152
Tab. 33:	<i>Schlagfrequenz und Geschwindigkeitsstufen von männlichen Athleten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T2</i> _____	153
Tab. 34:	<i>Zusammenhang zwischen Maximalkraftdifferenzen und Bootszeiten bei den Mädchen (PEARSON–Korrelationskoeffizient)</i> _____	160
Tab. 35:	<i>Zusammenhang zwischen Maximalkraftdifferenzen und Bootszeiten bei den Jungen (PEARSON–Korrelationskoeffizient)</i> _____	161
Tab. 36:	<i>Vierfelderschema zur Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz (T1)</i> _____	162
Tab. 37:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T1</i> _____	171
Tab. 38:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T2</i> _____	171
Tab. 39:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T4</i> _____	172
Tab. 40:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T5</i> _____	172
Tab. 41:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T6</i> _____	173
Tab. 42:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T7</i> _____	173
Tab. 43:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T1</i> _____	174
Tab. 44:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T2</i> _____	174
Tab. 45:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T3</i> _____	175
Tab. 46:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T4</i> _____	175
Tab. 47:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T5</i> _____	175
Tab. 48:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T6</i> _____	176
Tab. 49:	<i>Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T7 (varianzanalytische Auswertung, $F(1, 5; 0.05)=240,740$; $p<.05$)</i> _____	177
Tab. 50:	<i>Vergleich von Leistungsparametern aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« im GA2–Bereich (Die varianzanalytische Auswertung zeigt keine Innersubjekteffekte (»Kanu–Gegenstromkanal«–»Freiwasser« ($F(1, 6; 0.05)=14.334$; $p=.199$) bei Vorlage von Innersubjektkontrasten.)</i> _____	182
Tab. 51:	<i>Vergleich von Leistungsparametern aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« im SA–Bereich (Die varianzanalytische Auswertung zeigt bestehende signifikante Unterschiede zwischen den Parametern im »Kanu–Gegenstromkanal« und im »Freiwasser« ($F(1, 6; 0.05)=604,836$; $p<.05$) bei Vorlage von sechs Innersubjektkontrasten.)</i> _____	182

Tab. 53:	<i>Kraftwerte und Mittelwertunterschiede aus dem »Kanu–Gegenstromkanal«</i>	185
Tab. 54:	<i>Anthropometrische und Leistungsdaten der beiden Sportler</i>	187
Tab. 55:	<i>Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 1 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage«</i>	216
Tab. 56:	<i>Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 2 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage«</i>	220
Tab. 57:	<i>Kanuspezifische Messdaten der GA2– und SA–Stufe vom Sportler SPORTLER 1 in der »Kanu–Gegenstromanlage«</i>	224
Tab. 58:	<i>Kanuspezifische Messdaten der GA2– und SA–Stufe vom Sportler SPORTLER 2 in der »Kanu–Gegenstromanlage«</i>	225
Tab. 59:	<i>Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 1 in der GA2–Stufe im »Freiwasser«</i>	226
Tab. 60:	<i>Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 2 in der GA2–Stufe im »Freiwasser«</i>	230
Tab. 61:	<i>Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 1 in der SA–Stufe im »Freiwasser«</i>	236
Tab. 62:	<i>Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 2 in der SA–Stufe im »Freiwasser«</i>	239
Tab. 63:	<i>Kanuspezifische Messdaten der GA2– und SA–Stufe vom Sportler SPORTLER 1 im »Freiwasser«</i>	241
Tab. 64:	<i>Kanuspezifische Messdaten der GA2– und SA–Stufe vom Sportler SPORTLER 2 im »Freiwasser«</i>	242
Tab. A1:	<i>Gruppenstatistik zu T7 zum Vergleich zwischen Sportler mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz</i>	288
Tab. A2:	<i>Test bei unabhängigen Stichproben zu T7 zum Vergleich zwischen Sportler mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz (Parameter aus Tabelle A1)</i>	288

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen Dank sagen, die mich bei meiner Arbeit unterstützt und gefördert haben.

Bedanken möchte ich mich bei meinem Betreuer, Herrn PD Dr. Ditmar Wick, mit dem ich nicht nur so manche sportliche Herausforderung bewältigte, sondern der auch mit mir Unwegbarkeiten während meiner Untersuchungen meisterte. Für seinen Rat, die inhaltlichen Diskussionen und seine Unterstützung war ich immer dankbar. Dank gilt Herrn Prof. Dr. Andreas Hohmann, der mir Wege für fruchtbringende Diskussionsforen ebnete, kritischer Betrachter und Vorbild im wissenschaftlichen Arbeiten war und ist. Weiterhin möchte ich Herrn PD Dr. Jörg Hoffmann danken, der mir neben seinen kanufachlichen Kenntnissen, stets ein ratgebender Ansprechpartner war. Dank gebührt an dieser Stelle auch dem langjährigen Trainingsdiagnostiker des Olympiastützpunktes Potsdam, Herrn Dr. Klaus Weber, der mir jedwede praktische Unterstützung bei der Datenerhebung zukommen ließ.

Bei meinem Vater und meiner ganzen Familie möchte ich mich von ganzem Herzen für ihre Unterstützung bedanken. Und ich hoffe meiner Schwester Katrin mit dieser Arbeit die lange unbeantwortete Frage, warum ich nicht Polizist geworden bin, beantwortet zu haben. Besonderer Dank gebührt meiner Frau, Annett Fischer, die mich immer wieder aufrichtete, unterstützte und mir den Mut gab, der mir so manches Mal verloren schien. Auch ihre hartnäckigen und kritischen Fragen waren ausschlaggebend, mein Ziel nicht aus den Augen zu verlieren. Und letztlich möchte ich meiner Tochter Lilly danken, die mir so manchen Nachmittag und Abend einige ruhige Minuten zur Fertigstellung meiner Arbeit schenkte.

Potsdam, im Februar 2005

Tom Krüger

Zusammenfassung

Problemstellung:

Die Ausprägung der Lateralität (Seitigkeit) der Körperextremitäten steht in engem Zusammenhang mit der Hemisphärenspezialisierung des menschlichen Gehirns. In der Vergangenheit wurden verschiedene Theorien (vgl. FISCHER, 1988) aufgestellt, um das Phänomen der Herausbildung einer Rechts–Links–Seitigkeit zu erklären. Neben phylogenetischen (BROWN, 1978) und ontogenetischen Entwicklungseinflüssen (CHAMBERLAIN, 1928; GESELL & AMES, 1947; SATTLER, 1999) scheinen biologisch–soziale (PORAC & COREN, 1981), aber auch kulturelle und familiäre Einflüsse (FISCHER, 1988; STAROSTA, 1997) eine Rolle bei der Herausbildung der Seitigkeit zu spielen. Neuere wissenschaftliche Untersuchungen weisen eine Seitenpräferenz aus, die sich meist im gesamten Körper manifestiert.

Die Lateralität und die Dominanz einer Hemisphäre mit ihren Auswirkungen auf die Leistungsfähigkeit ist ein bislang unvollständig untersuchtes Phänomen im Sport.

In der vorliegenden Arbeit soll daher die Bedeutung der Seitigkeitsausprägung im Rahmen sportlicher Bewegungsabläufe (Kanurennsport) geprüft werden.

Die Leistungsdichte in der sportlichen Weltspitze wächst jährlich. In vielen Sportarten und Disziplinen erreichen Sportler Leistungen, die vor einigen Jahren noch als Grenzen der menschlichen Leistungsfähigkeit beschrieben wurden. Wo endet die menschliche Leistungsfähigkeit? Dem Anschein nach sind es individuelle Leistungsdispositionen, die bestimmte Sportler für Höchstleistungen besonders prädestiniert erscheinen lassen¹.

Es stellt sich die Frage, ob Leistungsunterschiede zwischen paarigen Extremitäten und die damit verbundene Ausprägung der Differenz leistungsbestimmend sein könnten.

In den azyklischen Sportarten mögen die Vorteile der Leistungs- und Präferenzdominanz einer Körperseite gegeben sein. In zyklischen Sportarten wie Kanurennsport, Rudern oder Schwimmen könnten deutliche Unterschiede der Körperextremitäten im konditionellen und koordinativen Bereich negative Auswirkungen auf die sportliche Leistung haben. Der Kanurennsport wird auf Grund seiner Bewegungsstruktur zur

¹ Die Dopingproblematik soll bei diesen Ausführungen unberücksichtigt bleiben, obwohl nicht unterschätzt wird, wie dramatisch der Missbrauch von unerlaubten Substanzen in den letzten Jahren zur Förderung von Höchstleistungen zugenommen hat.

Gruppe der zyklischen Sportarten gezählt. Die alternierenden Bewegungen erfordern eine Synchronität und relative Ausgeglichenheit zwischen der rechten und linken Körperseite, um Kursänderungen durch Abweichungen in zeitlich–dynamischen Bewegungsstrukturen zu vermeiden. Diese Kursänderungen müssten durch vortriebsunwirksame Krafteinsätze korrigiert werden, die dann wiederum leistungsmindernd wirken könnten. In alternierenden und synchronen, zyklischen Sportarten wird somit Wert auf eine homogene Kraftentwicklung (muskuläre Ausbildung) der leistungsbestimmenden Muskulatur gelegt. Dabei steht neben der 100%igen Nutzung der konditionellen Grundlage für An- und Vortrieb, die Vermeidung von muskulären Dysbalancen, insbesondere zwischen beiden oberen Extremitäten, im Mittelpunkt. Sowohl bei Messungen im »Freiwasser«, als auch in der »Kanu–Gegenstromanlage« im Bereich des Kanurennsportes und des Ruderns (Messboot) werden seit einigen Jahren sich in Qualität und Quantität unterscheidende Kraft–Zeit–Funktionen der linken und rechten Körperseite beobachtet, die zwar dokumentiert, aber bislang ungeprüft in ihrer Bedeutung als leistungsbeeinflussend angenommen werden.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht in der Prüfung dieser Annahme, nämlich, dass geringere Dysbalancen zwischen rechter und linker oberer Extremität i.S. von geringeren Kraftdifferenzen, bessere kanuspezifische Leistungen im Labor und unter Feldbedingungen indizieren als große Kraftdifferenzen zwischen den oberen Extremitäten.

Unter Einbeziehung theoretischer Erklärungsmodelle und physiologischer Daten soll versucht werden, diese Kraftdifferenzen zu interpretieren, mögliche Einflüsse auf die sportliche Leistung der Kanurennsportler aufzuzeigen und Schlussfolgerungen abzuleiten. Hauptaugenmerk wird dabei auf den Entwicklungsverlauf der Maximal- und Schnellkraftdifferenzen zwischen der linken und rechten oberen Extremität gelegt.

Untersuchungsdesign:

Im Zeitraum von Oktober 1997 bis Oktober 2000 wurden 275 Kajakfahrer und Canadierfahrer im Alter zwischen 11 und 20 Jahren zweimal jährlich (März und Oktober) mit einem umfangreichen trainings- und bewegungswissenschaftlichen sowie biomechanischen Instrumentarium untersucht. Die Athleten gehören zum Nachwuchs- und Anschlusskader des Landes–Kanu–Verbandes Brandenburg e.V.

Aus den theoretischen Ableitungen und der Problemstellung ergeben sich trainings- und bewegungswissenschaftliche sowie biomechanische Fragestellungen, die in einem kombinierten Quer- und Längsschnittdesign untersucht wurden.

Schwerpunkt der Fragestellung ist der Zusammenhang von auftretenden Kraftdifferenzen zwischen der linken und rechten oberen Extremität und sportartspezifischen Leistungen unter Laborbedingungen (*»Kanu–Gegenstromkanal«*) und Feldbedingungen (*»Freiwasser«*). Es wurden objektive Daten zu ausgewählten Krafftähigkeiten (Maximal-, Schnellkraft und Schnellkraftausdauer) der oberen Arm–Beuge–Schlinge an einem Kraftdiagnosegerät (WICK & KRÜGER, 1998), Kraftverläufe am Messpaddel während Leistungsüberprüfungen im *»Kanu–Gegenstromkanal«* und Fahrzeiten im *»Freiwasser«* über 250 m und 2.000 m im Jahresverlauf erhoben. Bei zehn ausgewählten Sportlern erfolgte eine erweiterte Diagnostik, indem zusätzlich EMG–Untersuchungen in verschiedenen Trainings- und Überprüfungssituationen sowie die manuelle Muskelfunktionsdiagnostik nach JANDA (2000) in die Untersuchung einbezogen wurden.

Das methodische Vorgehen kann sowohl als hypothesentestend als auch explorierend betrachtet werden.

Ergebnisse:

Die Ergebnisse zeigen einen Trend der im Altersverlauf ansteigenden Differenz der Mittelwertunterschiede in der Maximalkraft zwischen dem linken und rechten Arm beim statischen Maximalkrafttest. Sowohl bei den untersuchten Mädchen als auch bei den Jungen waren ausschließlich Rechtshänder an der längsschnittlichen Untersuchung beteiligt. Somit scheint sich in der Längsschnittgruppe die Annahme zu bestätigen, dass Rechtshänder in ihrer bevorzugten Extremität auch über ein höheres Kraftniveau verfügen. Weitere längsschnittliche Analysen hingegen zeigen, dass die höhere Maximalkraftleistung bei einigen Versuchspersonen vom rechten in den linken Arm wechselt. Letztlich belegen diese Ergebnisse, dass nicht in jedem Fall und ausschließlich von der Händigkeit ausprägung auf die Seite mit der größeren Maximalkraftleistung geschlossen werden kann.

Die querschnittlichen Ergebnisse bestätigen diese Aussage nachhaltig, da bei Mädchen und Jungen zu jedem der Untersuchungszeitpunkte $\frac{1}{10}$ bis $\frac{1}{5}$ der Sportler

linksseitig höhere Krafterleistungen erbringen, die Verteilung der Händigkeit aber mehr Rechtshänder ausweist als Linkshänder (Anteil=7,5%)².

Bei bestehenden Maximalkraftdifferenzen zwischen linker und rechter oberer Extremität in der Längsschnittgruppe liegen die Leistungen mit dem rechten Arm deutlich über den Krafterleistungen des linken Arms und sind nicht zufällig. Das deutet darauf hin, dass sich ein stärkerer Zugewinn an physischer Leistungsfähigkeit in der dominanten Seite (in der Kohorte überwiegend rechts) zeigt und sich größere Absolutleistungen in der bevorzugten Extremität manifestieren. Durch trainingsbedingte Einflüsse scheint es zu einer größeren Potentialentwicklung der bevorzugten Seite zu kommen. Mit steigendem Maximalkraftniveau nimmt überraschenderweise auch die Differenz der Maximalkraft zwischen der linken und rechten oberen Extremität trotz bilateralen Trainings zu. Das prozentuale Verhältnis bleibt davon unberührt.

Die Höhe der Maximalkrafterleistung hat einen bedeutenden Einfluss auf die spezifischen Bootsleistungen. Die Maximalkraftdifferenz zwischen den beiden oberen Extremitäten zeigt keine unmittelbaren Zusammenhänge zu spezifischen Bootsleistungen. Leistungsdeterminierende Grundlage bildet die Maximalkrafterfähigkeit, da im Boot relative Krafterleistungen von den Sportlern gefordert werden. Die Höhe der Maximalkraftdifferenz wurde aus der Maximalkraft der linken und rechten oberen Extremität errechnet.

Die Auswertung der Kraftparameter aus dem Längsschnitt und der querschnittlichen Betrachtung weisen keine eindeutigen Befunde zur Leistungsdominanz einer Extremität auf. Die Unterschiede der Kraftparameter aus dem »*Kanu–Gegenstromkanal*« und »*Freiwasser*« zwischen der linken und rechten oberen Extremität sind bis auf die Maximalkraftwerte nicht stabil und zeigen eine wechselseitige Bevorzugung. Die Mädchen zeigen deutliche Unterschiede zugunsten der rechten oberen Extremität in den Maximalkräften und keine statistisch gesicherten Unterschiede in den Kraftparametern aus dem »*Kanu–Gegenstromkanal*«, mit einer tendenziell rechtsseitig höheren Leistung. Bei den Jungen können bedeutsame Unterschiede in den Maximalkräften zwischen beiden Armen mit einem Vorteil für den rechten Arm belegt werden, jedoch zeigen sie eine Verschiebung der seitlichen Überlegenheit auf die linke obere Extremität bei den Kraftdaten aus dem »*Kanu–Gegenstromkanal*«.

² Damit lag der Anteil von links- und rechtshändigen Sportlern prozentual unter den in der Literatur angegebenen 10–15% Linkshändern.

Die Ergebnisse der EMG–Analyse bestätigen, dass die Maximalkraft leistungsbestimmend für die Bootsleistungen ist.

In den EMG–Signalverläufen werden die unterschiedlichen Belastungen der Labor– und Feldbedingungen mit individuellen Charakteristika nachgezeichnet. In den EMG–Verläufen im »Freiwasser« sind deutlich die Einflüsse der Feldbedingungen (z.B. Strömungsrichtung des Wassers, Wellenstärke, Windrichtung) zu beobachten, ohne dass wesentliche Merkmale des EMG–Signals fehlen. Mit steigender Belastung ist auch eine zunehmende Beanspruchung in Form stärkerer Muskelaktivität und Muskelarbeitsleistungen nachweisbar, wobei höhere Muskelarbeitsleistungen zum Ende der Fahrstrecke auf Ermüdungserscheinungen hindeuten.

Die Feldbedingungen stellen höhere Anforderungen an die Muskulatur als die Laborbedingungen, denn die Muskelarbeitsleistungen im »Freiwasser« in der GA2–Stufe liegen über den Werten aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« in der SA–Stufe.

Die Sportler reagieren durch eine erhöhte Schlagfrequenz auf die höheren Anforderungen in der SA–Stufe, wobei der Schlagvortrieb überproportional abnimmt. Diese Diskrepanz wird schon seit einiger Zeit im deutschen Kanurennsport in Frage gestellt. Damit könnten die geringeren Kraftmaxima in der SA–Stufe trotz gesteigerter Arbeitsleistung der Muskulatur erklärt werden. Ein weiterer Parameter, der geringere Kräfte am Paddel erklären könnte, ist die in der SA–Stufe bei beiden Sportlern verkürzte Tauchzeit des Paddels gegenüber der GA2–Stufe (Zusammenhang Schlagfrequenz und Tauchzeit). Die beiden rechtshändigen Sportler aus der EMG–Untersuchung erzeugen rechtsseitig höhere Paddelkraftparameter in der Schnelligkeitsausdauer–Stufe. In der Grundlagenausdauer–Stufe 2 werden linksseitig höhere Aktionspotentiale der Muskulatur gemessen. Deutlich unterscheiden sich die Kraftverläufe im »Freiwasser« gegenüber den Kraftverläufen in der »Kanu–Gegenstromanlage«. Während im »Kanu–Gegenstromkanal« das Idealbild des Kraftverlaufes beim Paddelschlag nachgezeichnet werden kann, treten im »Freiwasser« deutliche Variationen in der SA–Stufe auf. Höhere Kraftleistungen während des Paddeldurchzuges sollten sich auch in höheren Aktivitätsmustern der Arbeitsmuskulatur zeigen. Auffällig ist dagegen das Bild bei zwei rechtshändigen Sportlern mit einem höheren Maximalkraftniveau in der rechten oberen Extremität. Während der sportlichen Bewegung werden bei diesen Athleten linksseitig verstärkte Aktivitäten der Muskulatur abgeleitet.

Diskussion:

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine erste empirische Arbeit zur Auswirkung von Seitigkeitsunterschieden in zyklischen Sportarten (Kanurennsport) auf der Expertiseebene, die zudem über einen längeren Zeitraum, wiederholt, durchgeführt wurde. Der bisherige Forschungsstand weist fast ausschließlich Untersuchungen im Bereich azyklischer Sportarten aus. Befunde von Seitigkeitsunterschieden in zyklischen Sportarten sind schwer zugänglich. Erste Untersuchungen zur Lateralität im Kanurennsport und deren Einfluss auf die sportliche Leistungsfähigkeit berichten BIERMANN & WICK (1997), WICK & KRÜGER (1998) und KRÜGER (1998), wobei die Bedeutung von Kraftdifferenzen zwischen linker und rechter Seite in diesen Untersuchungen nicht im Mittelpunkt stand.

Der Ansatz der Untersuchung im Nachwuchsbereich des Kanurennsports sieht sich mit dem Problem der Expertiseforschung mit nur sehr geringen Versuchspersonenzahlen konfrontiert. Es kommt hinzu, dass diese geringe Auswahl an Experten über einen längeren Zeitraum (3 Jahre) untersucht wurde. Damit sind Dropouts von Versuchspersonen bei mehr als einem Messzeitpunkt zu verzeichnen. Das Einzugsgebiet der Expertengruppe richtete sich außerdem ausschließlich auf ein Bundesland (Brandenburg). So gesehen ist die verbliebene Anzahl der Untersuchungsteilnehmer in der Längsschnittgruppe ($n=23$), wenngleich nicht hoch, durchaus akzeptabel.

In der Untersuchung wurden methodische Verfahren eingesetzt, die dem derzeitigen Forschungsstand in der Trainings- und Bewegungswissenschaft entsprechen. Neben varianzanalytischen Verfahren der Auswertung zur Darstellung von Mittelwertunterschieden und Zusammenhänge prüfenden Verfahren (Korrelationen und pfadanalytische Auswertung) wurden ebenso explorative EMG-Analysen angewandt.

Die Ergebnisse aus dem Längsschnitt belegen bei ausschließlich rechtshändigen Probanden, dass die Schlussfolgerung von bevorzugter Extremität auf ein höheres Kraftniveau nicht uneindeutig ist. Bestätigt wird das Ergebnis durch die querschnittlichen Befunde. Angenommen wird, dass durch die morphologische (strukturelle) Gestaltung des menschlichen Bewegungsapparates lokomotorische Bewegungssymmetrien erst ermöglicht werden, jedoch durch vielfältige Faktoren, wie unterschiedliche Länge der Extremitäten und deren Kraftniveau, Bewegungsasymmetrien bei zyklischen Bewegungen (Gehen, Laufen) auftreten. Dies entspricht der Argumentation von STAROSTA (2002). Ontogenetisch hervorgerufene Wachstumsdifferenzen der o-

bernen Extremitäten würden zu unterschiedlichen Hebellängen und damit verbundenen Kraftwirkungen führen. Weiterhin könnte die dominante Extremität instinktiv zur Bewegungsführung z.B. beim Krafttraining genutzt werden. Zudem werden bei der Paddelbewegung durch Griffveränderungen am Paddelschaft die Hebelverhältnisse beeinflusst, die zu unterschiedlich starken Belastungen der Extremitätenmuskulatur führen. Annahmen aus der Lateralitätsforschung gehen davon aus, dass vorherrschende Präferenzdominanzen in speziellen Situationen in kontralaterale Leistungsdominanzen überführt werden können. Bei Linkshändern wurden allerdings häufiger Transfereffekte auf die kontralaterale Seite bestätigt, als bei Rechtshändern. Die linkshändigen Sportler innerhalb der Untersuchung belegen die getroffenen Aussagen und zeigen auch, dass Linkshändigkeit keine spiegelbildliche Rechtshändigkeit ist. Die Mehrzahl der linkshändigen Athleten in der Untersuchung verfügt über rechtsseitig höhere Kraftleistungen.

Zwischen den oberen Extremitäten bei Kanurennsportlern bestehen nicht nur zufällige Kraftunterschiede, trotz des bilateralen Trainings. Wie VAGENAS & HOSHIZAKI (1988) berichteten, könnte der Ursprung von bilateralen Differenzen, die häufig bei der Durchführung von symmetrischen physischen Aktivitäten beobachtet wurden, in der systematischen Kombination von strukturellen und neuromuskulären Faktoren liegen. Kontrovers diskutiert wird dagegen die Beziehung von bevorzugter Extremität (Präferenzdominanz) und der Höhe der Kraftentfaltung (Leistungsdominanz). Im Alltagsverständnis wird häufig angenommen, dass ein höheres Maximalkraftniveau in der Extremität vorliegen muss, die auch die bevorzugte (z.B. Schreibhand) ist (WIRTH & LIPHARDT, 1999). Diese Eindeutigkeit konnte in der durchgeführten Untersuchung nicht bestätigt werden.

Den trainingswissenschaftlichen Erkenntnissen folgend, konnte belegt werden, dass ein systematisches Training im Kraftbereich zu einer Maximalkraftsteigerung führt. Wie die Ergebnisse dieser Untersuchung deutlich zeigen, nimmt mit der höheren Maximalkraft aber auch die Differenz der Kraftleistungen zwischen dem linken und rechten Arm bei bilateral ausgerichtetem Training zu. FISCHER (1988; 1992) wies nach, dass sich ein Training auf der subdominanten Seite in einem kontralateralen Leistungstransfer auf der dominanten Seite positiv auswirkte. Erkenntnisse von KUHN (1986) und HOLLMANN & HETTINGER (2000) unterstützen nachhaltig die Ergebnisse. Die prozentuale Differenz bleibt bei den Athleten der vorliegenden Arbeit über die Zeit stabil, was wiederum die Argumentation der positiven Transfereffekte auf die

bevorzugte Extremität stärkt. Die bestehenden Kraftunterschiede steigen, wie gezeigt, mit dem Trainingsalter an. Die Unterschiede selbst wiesen keine Einflüsse auf die spezifische Leistungsfähigkeit nach. Es konnte gezeigt werden, dass die Maximalkraft leistungsbestimmend für die ausgewählten Bootsleistungen ist. Neben dem Einfluss des kontralateralen Transfer (HOLLMANN & HETTINGER, 2000) könnte auch beim Krafttraining das Problem der „Führhand“ auf der bevorzugten Seite eine leistungsbeeinflussende Rolle spielen. Da in der zyklischen Sportart Kanurennsport von der zu lösenden Bewegungsaufgabe heraus beidseitig trainiert wird, fällt es schwer die Ergebnisse von WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK (2003) und MAURER (2003) zu übertragen. Diese Autoren empfehlen für azyklische Bewegungsaufgaben, ableitend aus verschiedenen Untersuchungen, eine frühzeitige und systematische Einbeziehung der linken Körperseite in Übungs- und Trainingsprozess. Grund dafür ist die Annahme, dass eine effizientere neuromotorische Verschaltung von Nervenzellen innerhalb der für diese Aufgaben spezialisierten Hirnhemisphäre provoziert wird. Diese neuen Neuronennetzwerke stehen für das neurophysiologische Korrelat zur kognitiven Bewegungsrepräsentation (vgl. WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK, 2003). Ob dieser Erkenntnisschluss auf zyklische Sportarten wie den Kanurennsport zu übertragen ist, bleibt von WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK (2003) und MAURER (2003) sowie den vorliegenden Ergebnissen unbeantwortet.

Bei der Analyse der verschiedenen Kraftparameter konnte keine Seitenstabilität nachgewiesen werden. Demnach kann nicht von einer Lateralisierung im Kanurennsport ausgegangen werden. Zu differenziert und vielfältig sind die Umwelteinflüsse, auf die die Sportler reagieren müssen. Weiterhin wird durch das umfangreiche Training über mehrere Jahre hinweg (Expertise) ein Lernmechanismus für koordinative Fähigkeiten und Wahrnehmungsprozesse hervorgerufen (WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK, 2003; MAURER, 2003), der sich in einer besseren Wahrnehmungssensibilität für komplexe Handlungsabläufe widerspiegelt und zu Automatismen bzw. zu Selbstorganisationsprozessen in der Bewegungsausführung führt. Dies bestätigen die Ergebnisse von RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN (2001). Ihre Untersuchungen belegen eindeutig den Einfluss eines langjährigen Trainings (Erlangen einer sportlichen Expertise) auf die Ökonomisierung und Ausreifung der sportlichen Technik. Vergleicht man die individuellen Daten der Athleten, ohne dabei die Expertiseniveaus und die potentiellen Intersubjektdifferenzen zu vernachlässigen, zeigen sich bei den meisten Variablen zwischen den Seiten (links–rechts) signifikante Asymmet-

rien vor allem bei Anfängern und der Gruppe mit einem mittleren Expertiseniveau (RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN, 2001).

Die EMG–Ergebnisse zeigen die individuelle Reaktion auf die Belastungsanforderungen. Die ausgewiesenen Muskelarbeitsleistungen sprechen separat betrachtet für eine diametrale Leistungslateralisation mit höheren Muskelarbeitswerten linksseitig bei Rechtshändern. Gleichzeitig könnte daraus auch eine Funktionslateralisation interpretiert werden. Die ermittelten Kraftverläufe zeigen dagegen eine wechselseitige Bevorzugung und widersprechen einer eindeutigen Lateralisation. Die wechselseitige Verschiebung der Kraftparameter könnte auf eine nicht konstante Sitzposition im Boot, durch Bootsbewegungen und die Veränderung des Handangriffspunkts am Paddel erklärt werden. Die elektromyographischen Daten beziehen sich auf den neuromuskulären Komplex. Somit sprechen hohe Amplitudenwerte einerseits für eine hohe Innervation der beteiligten motorischen Einheiten an der Bewegungsausführung und andererseits für einsetzende Ermüdungserscheinungen im Muskel. In Bezug auf die Ermüdung der oberen Extremitätenmuskeln der rechten und linken Seite beschreiben WILLIAMS, SHARMA & BILODEAU (2002) keine signifikanten Unterschiede zwischen der dominanten und nichtdominanten Handseite. Andere Untersuchungen stehen im Widerspruch zu den derzeitigen Erklärungsansätzen (DELUCA, SABBAHI & ROY, 1986). Somit können die niedrigeren Arbeitswerte in der SA–Stufe mit einer ökonomischeren Arbeitsweise interpretiert werden, was letztlich eine Auswirkung auf die sportliche Leistung und Expertise hat. Ausgewiesene Experten im Kanurennsport (z.B. Birgit Fischer) bestätigen diese Aussagen (vgl. KAHL, 1996). So zeigt diese Sportlerin in einer vergleichbaren Belastungssituation in der GA2–Stufe relativ ausgeglichene Kraftverläufe auf der linken und rechten Paddelseite mit leicht höheren Werten rechtsseitig. Mit Belastungssteigerung in der SA–Stufe kommt es zu einem Wechsel zu linksseitig höheren Kraftverläufen. Im EMG zeigen sich im vergleichbaren Muskel (M. biceps brachii) in der GA2–Stufe fast gleich hohe Muskelarbeitsleistungen mit einer Linksseitigkeit, die in der SA–Stufe zu höheren Aktivitäten führt; die Linksseitigkeit bleibt aber bei dieser Sportlerin erhalten.

Schlussfolgernd für die Trainingspraxis könnten die Ergebnisse dahingehend umgesetzt werden, dass mit dem Übergang in den Anschlussbereich neben dem weiterhin bilateral und vielseitig ausgerichteten (Kraft-)Training nicht nur die Maximalkraft weiter gesteigert wird, sondern ein speziell abgestimmtes Training zur Reduzierung der Kraftdifferenzen durchgeführt wird (vgl. HERMSDORF & WOLFF, 2004).

Abschließend zeigen die Ergebnisse, dass schnelle Fahrzeiten im Boot vom Maximalkraftniveau der Athleten und ihren sportartspezifischen anthropometrischen Voraussetzungen abhängen.

Mit den eingesetzten methodischen Untersuchungsverfahren ist die Grenze der externen Objektivierungsverfahren erreicht. Kraftanalysen allein scheinen keinen hinreichenden Erklärungsansatz für das Phänomen der differentiellen Leistung beider oberen Extremitäten zu liefern. Möglicherweise könnte die weiterführende elektromyographische Auswertung der Signale noch weiteren Aufschluss erbringen. Hier eignen sich vor allem die frequenzanalytischen Auswerteverfahren (Wavelet-Analysen, Fast-Fourier-Transformation (FFT)). Eine perspektivische Erweiterung dieses Forschungsansatzes zum Erlangen weiterer grundlegender Erkenntnisse der Lateralität, insbesondere der Orte der funktionalen Verursachung in den Großhirnhemisphären, besteht in der Anwendung von EEG-Ableitungen zur Lokalisierung der Zentren im Gehirn und deren Differenzierung bei sportlichen Leistungen in zyklischen Sportarten. Vorliegende Ergebnisse und Untersuchungsansätze aus der Neurophysiologie sind hinsichtlich ihrer Praktikabilität und Übertragbarkeit auf sportliche Bewegungsvollzüge allerdings kritisch zu prüfen.

Unter ökonomischen Gesichtspunkten konnten Verfahren, wie Hochfrequenzaufnahmen (high-speed Filmaufnahmen zur Bewegungsanalyse) und die synchronisierte Steuerung von Paddelkraft- und EMG-Messungen nicht eingesetzt werden, die ihrerseits möglicherweise mehr Aufschluss über die Bewegungsstrukturen und -wege der linken und rechten oberen Extremität während des Paddeldurchzugs ergeben könnten.

Neuere Forschungsansätze aus der Synergetik, Chaostheorie und der systemischen Theorie (Selbstorganisationsprozesse, Neuronale Netze oder Emergenz) zu Vorhersagen im Sport können möglicherweise Aufschluss bringen (HOHMANN & CARL, 2002; HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001). Die der Erklärung des Phänomens der Lateralität zugrunde liegenden Hypothesen orientieren dabei auf eine mögliche Ausschöpfung von personellen Ressourcen, die bereits im Grundlagen- und Aufbautraining Ansatzmöglichkeiten für eine Beeinflussung und damit Optimierung im Hochleistungsbereich sorgen könnten. Inwieweit sich Effekte wie Emergenz oder Autopoiese aus der synergetischen Theorie Erklärungen für die Lateralität im Kanurennsport liefern können, müsste geprüft werden.

1 Zur Lateralitätsproblematik in zyklischen Sportarten

Bis heute scheinen nicht alle Fragen der Funktion, Funktionalität und Arbeitsweise der menschlichen Hemisphären endgültig geklärt.

Die Dualität der Seitigkeit reicht bis in unseren Alltag, den Straßenverkehr oder in die Politik. Es gibt „rechte“ und „linke“ Parteien, in Deutschland gilt der Rechts- und in Großbritannien und anderen Staaten, die dem Commonwealth angehören, der Linksverkehr. Diese Dinge sind allgegenwärtig, wir handeln entsprechend und nutzen sie, nehmen sie hin, ohne uns Gedanken über die tiefere Bedeutung zu machen. Von Beginn an werden wir in diesen zwei Kategorien erzogen. Ist die Lateralität somit doch nur ein Produkt unserer sozialen Umwelt und des Lernprozesses? Die Frage lässt sich nicht eindeutig bejahen oder verneinen. Die Beantwortung dieses Problems ist allerdings auch nicht das Ziel, dem in dieser Untersuchung nachgegangen werden soll. Zu komplex ist der Zusammenhang von Faktoren, die bei der Ausprägung der Seitigkeit von Bedeutung sind. Die Nature–Nurture–Debatte um die Ausprägung der Lateralität wird die Wissenschaft an anderer Stelle sicher weiterhin beschäftigen.

Im Bereich des Sports lassen sich ebenfalls Situationen finden, bei denen es um „links“ oder „rechts“ geht. Innerhalb heutiger Leichtathletikwettkämpfe werden alle Rundenläufe „linksherum“, entgegen dem Uhrzeigersinn, gelaufen. Kaum ein Veranstalter würde auf die Idee kommen, diese Tatsache zu verändern und die Läufer „rechtsherum“ laufen zu lassen. Mit dieser ungewohnten Situation wurden beispielsweise die Mittel- und Langstreckenläufer 1906 bei den Olympischen Zwischenspielen in Athen konfrontiert. Für viele Läufer war die rechte Kurvenlage ungewohnt und unter den Läufern herrschte die Meinung, dass es

„...viel besser sei, linksherum zu laufen, um das rechte Bein, das bei fast allen Läufern etwas stärker sei, in den Kurven besser einsetzen zu können...“ (KAMPER, 1985, S. 46).

Als Beleg für diese Auffassung liefert KAMPER (1985) folgende Erklärung,

„...die stärkere Ausbildung der rechten Körperhälfte unseres Organismus bedingt, dass bei jedem Menschen der Schritt mit dem rechten Bein größer ist, als der mit dem linken. Dieser Unterschied beträgt bei einem Mittelstreckenläufer 10–15 Zentimeter. Da nun in der Kurve das außen liegende rechte Bein einen größeren Bogen beschreiben muss, kommt uns die Natur zu Hilfe, indem der rechte Schritt von Haus aus der größere ist. Dass ein Nachrechtslaufen dieser Tatsache direkt widersprechen würde, brauche ich wohl nicht näher zu beleuchten. Doch noch ergänzend: Wird nach links gelaufen, schleudert die Fliehkraft das Blut nach außen, es ist also die rechte Gehirnhälfte blutreicher als die linke. Nun arbeiten aber die beiden Gehirnhälften auf entgegengesetzte Körperhälften, daher hat dieser Umstand einen Einfluss zur Folge, der ebenfalls nur zu Beginn des

Trainings zu spüren ist. Das Laufen in umgekehrter Richtung würde sich sofort unangenehm bemerkbar machen...“ (SPIEGLER, 1906 zit. nach KAMPER, 1985, S. 46).

Als eine weitere mögliche Erklärung des „Linksherumlaufens“ ist nach SPIEGLER (1906) darin begründet, dass die meisten Menschen einen sogenannten „Linksdrall“ besitzen. Mit diesem „Linksdrall“ wurde auch versucht, die Tatsache zu erklären, warum Menschen mit verbundenen Augen nie geradeaus laufen, sondern meist nach links abweichen bzw. einzelne sogar im Kreis gehen (SPIEGLER, 1906 zit. nach KAMPER, 1985, S. 47). Neuere wissenschaftliche Untersuchungen weisen eine Seitenpräferenz aus, die sich meist im ganzen Körper manifestiert. Die Ausprägung der Seitenpräferenz reicht bis zum menschlichen Orientierungssinn. Entgegen den Erfahrungen von SPIEGLER (1906), der den „Linksdrall“ beschreibt, führt FISCHER (1992) Beispiele auf, die eine Abweichung nach „rechts“ belegen:

„...Ein Bergführer etwa, der im Nebel den Gipfel erklimmt, tendiert unbewusst dazu, nach rechts abzuweichen. Fußgänger, die bei Nacht und Nebel unterwegs sind, stolpern häufiger nach rechts ins Gebüsch. Wissenschaftler sprechen bei dem einseitigen Richtungsdrall von der Rechtszirkular-Aberration des Menschen...“ (FISCHER, 1992, S. 123).

Entscheidender für die Fragestellung, die die Grundlage dieser Arbeit darstellt, ist der Einfluss, den mögliche Leistungsdifferenzen zwischen der rechten und linken Körperseite aufweisen. Sind Sportler in zyklischen Sportarten besonders erfolgreich, die keine oder nur sehr geringe Leistungsunterschiede zwischen ihren paarigen Extremitäten aufweisen?

Die Leistungsdichte in der sportlichen Weltspitze wächst von Jahr zu Jahr. In vielen Sportarten und Disziplinen erreichen Sportler Leistungen, die vor einigen Jahren noch als Grenzen der menschlichen Leistungsfähigkeit beschrieben wurden. Wo endet die menschliche Leistungsfähigkeit? Dem Anschein nach sind es individuelle Leistungsdispositionen, die bestimmte Sportler für Höchstleistungen besonders prädestiniert erscheinen lassen³.

³ Die Dopingproblematik soll bei diesen Ausführungen unberücksichtigt bleiben, obwohl nicht verkannt wird, wie dramatisch der Missbrauch von unerlaubten Substanzen in den letzten Jahren zur Förderung von Höchstleistungen zugenommen hat.

Bei Untersuchungen im Rahmen der im Verband organisierten und zentral durchgeführten komplexen Leistungsdiagnostik (KLD) von Kanurennsportlern im »*Kanu-Gegenstromkanal*« am Olympiastützpunkt Potsdam fielen schon seit einigen Jahren Unterschiede zwischen der rechten und linken Seite der Sportler bei der Auswertung der Kraft- und Impulsverläufe der einzelnen Paddelschläge auf. Vom Nachwuchssportler bis hin zum Spitzenathleten konnten individuelle Differenzen und Differenzentwicklungen beobachtet werden.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin, zu belegen, dass geringere Dysbalancen zwischen rechter und linker oberer Extremität i.S. von geringeren Kraftdifferenzen, bessere kanuspezifische Leistungen im Gegenstromkanal und im Freiwasser indizieren als große Kraftdifferenzen zwischen den oberen Extremitäten. Zu diesem Zweck wurden SportlerInnen des Landes-Kanu-Verbandes Brandenburg e.V. am Olympiastützpunkt Potsdam mit einem umfangreichen Instrumentarium untersucht.

Ansätze zum Einfluss der Seitigkeit auf die sportliche Leistungsfähigkeit im Kanurennsport finden sich bei BIERMANN & WICK (1997), WICK & KRÜGER (1998), KRÜGER (1998) und RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN (2001). Diese Untersuchungen zeigen mögliche Tendenzen auf, ohne diese jedoch vollständig zu begründen.

Mit dieser Arbeit wird ein erster Schritt zur Aufklärung der Bedeutung der Leistungsdifferenzen der oberen Extremitäten im Kanurennsport, also explorierend als auch erste Hypothesen testend, unternommen.

Unter Einbeziehung theoretischer Erklärungsmodelle und physiologischer Gegebenheiten soll versucht werden, diese Kraftdifferenzen zu interpretieren, mögliche Einflüsse auf die sportliche Leistung der Kanurennsportler aufzuzeigen und Schlussfolgerungen abzuleiten.

Hauptaugenmerk wird dabei auf den Entwicklungsverlauf der Maximal- und Schnellkraftdifferenzen zwischen der linken und rechten oberen Extremität gelegt.

2 Problemstellung

Die neurophysiologische Lateralitätsforschung eröffnete die Wege zur modernen Gehirnforschung. Bereits sehr früh wurden Zentren im Gehirn lokalisiert, die für Sprachverständnis und Sprachmotorik zuständig sind. Diese und andere neurophysiologische Erkenntnisse halfen, die Wirkungsweise des menschlichen Gehirns besser, wenn auch bis heute nicht vollständig, zu verstehen, Funktionsabläufe und Funktionsspezialisierungen der Hemisphären wurden beschrieben.

Die Forschungsansätze zur Lateralität erbrachten bislang wesentliche Erkenntnisse über den Zusammenhang der menschlichen Hemisphären und deren Körperextremitäten. Im besonderen Interesse standen die Beziehungen von Hemisphäre und Hand. Die vermeintlich entwicklungsgeschichtliche Entstehung der Rechtshändigkeit in den modernen Industriestaaten wurde in zahlreichen Aufsätzen ausführlich dargestellt. Beziehungen zwischen Händigkeitpräferenzen, Krankheiten und Charaktereigenschaften wurden in verschiedenen Untersuchungen herausgearbeitet. Die Erklärung des Phänomens Lateralität und die Herausbildung einer Seitenpräferenz konnte allerdings bis heute noch nicht eindeutig nachgewiesen werden. In Wissenschaftskreisen sehr umstritten sind die verschiedenen biologischen, genetischen und sozial-kulturellen Ansätze. Die Nature–Nurture–Debatte wird auch in den nächsten Jahren die Wissenschaftler beschäftigen.

Im Bereich der sportwissenschaftlichen Forschung wurden Untersuchungen zur Leistungs- und Präferenzdominanz durchgeführt, Auswirkungen von Trainingseinflüssen auf die feinkoordinative Leistungsfähigkeit untersucht und die Wirkung des kontralateralen Transfers beschrieben. Neben der Seitigkeitstypologisierung gab es Untersuchungen zur Seitenbevorzugung in verschiedenen leichtathletischen Disziplinen und anderen Sportarten. Die häufigsten Methoden, die zur Lateralitätsbestimmung im Sport eingesetzt wurden, waren Fragebögen. Qualitative und quantitative Untersuchungsmethoden, bei denen objektive Messverfahren eingesetzt werden, kommen erst in der näheren Vergangenheit zum Einsatz. Die Fallzahlen in den meisten Untersuchungen sind für eine Generalisierung allerdings zu gering und stellen nur Fallbeispiele dar.

Bisher nicht geklärt werden konnte der Einfluss der Seitigkeitsausbildung auf die Leistungen in zyklischen Sportarten. Inwieweit koordinativ-konditionelle und allge-

mein-spezifische Präferenzen einer Körperseite übereinstimmen, kann noch nicht vollständig beantwortet werden. Welcher Zusammenhang zwischen sportlicher Leistung und Seitigkeit besteht, ist ebenfalls noch nicht hinreichend untersucht worden. Weiterhin offen ist die Beziehung zwischen koordinativen Leistungen und Präferenz- und Leistungsdominanz einer Körperseite bei konditionell-physischer Aktivität.

Die Aktualität des Forschungsansatzes wird durch eine zweijährige Unterstützung des größten Mittelgebers in der sportwissenschaftlichen Forschung, dem Bundesinstitut für Sportwissenschaft in Bonn, für eine experimentelle Studie zur Verringerung von Seitigkeitsunterschieden bei Leistungsschwimmern⁴ unterstrichen.

Wie sich aus verschiedenen theoretischen Darlegungen ableiten lässt, wird die Händigkeit durch die Hemisphärenlateralisation bestimmt und zeigt sich als Ausdruck der motorischen Funktionslateralisation der kontralateralen Gehirnhälfte.

Besteht auf Grund der motorischen Funktionslateralisation eine gewisse motorische Überlegenheit eines einzelnen Hand-Arm-Systems, so müsste sich diese bevorzugte Seitigkeitsausprägung auch in den zu realisierenden Kraftleistungen widerspiegeln.

Wie in allen sportlichen Leistungs- und Hochleistungsbereichen steigen auch im Kanurennsport die Anforderungen an die AthletInnen von Jahr zu Jahr. Die Weltspitzenleistungen verdichten sich und der Trainingsaufwand für umfassende und planmäßige Vorbereitungen nimmt ebenfalls zu. Durch die Verknappung zeitlicher Ressourcen bleibt innerhalb der Trainingseinheiten immer weniger Zeit für ausgleichende und prophylaktische Inhalte. Dieser Trend setzt sich, begünstigt durch den Leistungsdruck zur Erfüllung von Kadernormen und damit verbundenen finanziellen Mittelzuweisungen an die jeweiligen Vereine bis in den Nachwuchsbereich fort. Aus diesem Grund steigen die Umfänge der spezifischen Trainingseinheiten an. Das Krafttraining nimmt neben den Einheiten auf dem Wasser eine dominierende Stellung innerhalb des Trainingsprozesses ein. Bereits FISCHER (1988) schlussfolgerte als Ergebnis seiner Untersuchungen, dass ein beidseitig ausgerichtetes Training wesentlich stärkere Trainingseffekte auf der dominanten Körperseite hervorruft und das durch den kontralateralen Transfer (HOLLMANN & HETTINGER, 2000) beim dynamischen Training Mitinnervationen der kontralateralen Muskulatur ausgelöst werden.

⁴ Antrag auf Gewährung einer Bundeszuwendung an das Bundesinstitut für Sportwissenschaft in Bonn für die Jahre 2004 bis 2005 von WOLFF, R. & HERMSDORF, M. (2003) mit dem Titel: Lateralität bei Leistungsschwimmern – Experimentelle Studie zur Verringerung von Seitigkeitsunterschieden.

Untersuchungen der komplexen Leistungsdiagnostik (KLD) von Kanurennsportlern zeigen seit einigen Jahren Unterschiede zwischen der rechten und linken Seite der Sportler bei Kraft- und Impulsverläufen der einzelnen Paddelschläge im »*Kanu–Gegenstromkanal*« und im »*Freiwasser*« auf. Vom Nachwuchssportler bis hin zum Spitzenathleten konnten individuelle Differenzen beobachtet werden.

Korrekturen der Griffhaltung des Paddels während des Stufentests erbrachten keine vollständige Angleichung der Kraftentwicklung beim Durchzug beider Arme. Praktiker wie Trainingsdiagnostiker versprachen sich Klärung dieses Phänomens durch eine weitergehende und umfassende Analyse. Weitere Faktoren haben somit sicherlich Einfluss auf die differenzierte Kraftentwicklung beim Durchzug der Arm- und Schultermuskulatur. Erste Testdurchführungen am »*Kraftmessplatz Kanu*« zeigten ähnliche Differenzierung der Arm–Beuge–Schlinge hinsichtlich der Kraftleistungen zwischen der rechten und linken oberen Extremität (WICK & KRÜGER, 1998; KRÜGER, 1998), wie die Befunde im »*Kanu–Gegenstromkanal*« und »*Freiwasser*«.

Daraus abgeleitet wird eine Fragestellung bezüglich des Untersuchungsgegenstandes in der Hinsicht:

Können SportlerInnen mit geringeren Kraftunterschieden zwischen der linken und rechten oberen Extremität bessere Fahrzeiten im Boot erzielen?

Immer früher werden allgemein–athletische Inhalte des Trainings durch sportartspezifische Trainingsformen ersetzt. Ziel ist es, möglichst früh überdurchschnittliche Leistungen zu erbringen. Vielfach wird dabei der Blick auf den langfristigen und systematischen Aufbau vernachlässigt. Folgen der frühzeitigen Spezialisierung verbunden mit einer Zunahme der Belastungsanforderungen an den kindlichen und jugendlichen Organismus sind neben muskulären Dysbalancen und hoher Verletzungsanfälligkeit auch Ermüdungsprobleme bis hin zu einem vorzeitigem Abschluss der sportlichen Karriere (vgl. BRETTSCHEIDER, 1994; BRETTSCHEIDER & RICHARTZ, 1996; BECKMANN, FISCHER & KRÜGER, 2000). Beschreiben die vorgenannten Autoren den vorzeitigen Ausstieg aus der sportlichen Karriere auf Grund exogener Faktoren und aus sozio–psychologischer Perspektive, müssen aber auch die sportmedizinischen Überlegungen zur Belastungsverträglichkeit des jungen Organismus berücksichtigt werden. Unter diesem Gesichtspunkt verweist FRÖHNER (2002) auf die einerseits gute Trainierbarkeit des Organismus innerhalb der pubertären Phase andererseits besteht in diesem Entwicklungsbereich eine erhöhte Gefahr von Fehlbelastungsfolgen. So

berichten WATKINS & PEABODY (1996), dass ca. 30–50% aller kindlichen Verletzungen im Sport Folgen von Überlastungen sind. Damit bestätigen sie Aussagen von DALTON (1992), der ca. 50% von 394 diagnostizierten Verletzungen im Sport auf Überlastungsfolgen zurückführte. Die Regulation von Wachstumsprozessen spielt sich peripher in den Zellstrukturen des aktiven und passiven Bewegungsapparates ab, die schnelle Änderungen der relativen Knochenlängen und deren angrenzenden Muskel–Sehnen–Strukturen bedingen. Diese unterliegen in der puberalen Wachstumsphase einer erhöhten Anfälligkeit (vgl. FRÖHNER, 2002, S. 171).

Es zeigt sich zunehmend, dass allgemein–athletische Übungs- und Trainingsinhalte für eine allseitige und umfassende Grundausbildung der NachwuchsathletInnen einer früher einsetzenden speziellen Ausbildung weicht. Die Gefahren für den jugendlichen Körper, die mit einer frühzeitigen Sportartspezifik verbunden sind, zeigte FRÖHNER (2001). Durch die einseitige Beanspruchung, die mit einer frühzeitigen Spezifik des Trainingsprozesses verbunden ist,

„...bedarf es besonderes im Kindes- und Jugendalter trainingsbegleitender und kompensatorischer Maßnahmen und der Beachtung der methodischen Belastung“ (FRÖHNER, 2001, S. 46).

Besonders problematisch zeigt sich diese frühe Spezialisierung im Vergleich der männlichen Kajak- und Canadierfahrer⁵. Während die Canadierfahrer vielleicht noch durchschnittliche Leistungen mit dem Kajak erzielen könnten, sind viele Kajakfahrer nicht in der Lage den Canadier zu beherrschen. Andererseits können die Canadierfahrer selten auch auf der anderen Schlagseite als ihrer angestammten Seite paddeln. Das Fehlen der Bewegungserfahrung des Canadierfahrens spiegelt sich in einer unvollkommenen Ausbildung der koordinativen Fähigkeiten wider.

Trotz des beschriebenen bilateralen Trainings und der Effekte des kontralateralen Transfers, der in azyklischen Sportarten deutliche Vorteile für die bevorzugte Körperseite herausstellt, da diese immer etwas mehr vom Training, auch wenn es bilateral durchgeführt wurde, profitiert. Auch SportlerInnen in zyklischen Sportarten haben eine bevorzugte Seite.

⁵ Frauen und Mädchen starten nur im Kajak, da neben der einseitigen Bewegungskörperausführung die Halte- und Knieposition im Canadier unphysiologische Belastungen im Bereich des Beckens/Hüfte und Knie hervorruft, die den Mädchen/Frauen aus anatomisch–orthopädischer Sicht nicht abverlangt werden sollte.

Kann auch in zyklischen Sportarten der Effekt des kontralateralen Transfers nachgewiesen werden, obwohl das Training grundsätzlich bilateral ausgerichtet ist? Profitiert somit die bevorzugte Extremität im Verlauf des Trainings stärker von den gesetzten Reizen?

Es wird in diesem Zusammenhang die Meinung vertreten, dass bis in den Altersbereich 13/14 ein Training in beiden Bootsklassen sinnvoll für die allgemeine und umfassende Entwicklung von koordinativen Fähigkeiten ist und im Canadier angestrebt werden sollte, auf beiden Seiten zu paddeln. Einer eventuellen Spezialisierung auf eine Bootsklasse sollte dieses Vorgehen nicht im Wege stehen.

Die schon beschriebenen muskulären Dysbalancen wirken sich besonders stark bei den Canadierfahrern aus, da sie fast ausschließlich auf einer Seite paddeln. Neben der einseitigen Belastung durch die Bewegungsausführung werden Dysbalancen durch steigende Trainingsumfänge weiter forciert.

Folgt man weiterhin der Argumentation von GESELL & AMES (1947), wonach die Handbevorzugung mit dem vierten bis zehnten Lebensjahr relativ stabil unilateral (rechts) ausgebildet ist, ergibt sich bezogen auf den Untersuchungsgegenstand die Frage:

Sind Kraftimpulse am Messpaddel während Fahrten im »Kanu–Gegenstromkanal« und Maximal- und Schnellkraftwerte am »Kraftmessplatz« in einer Körperseite stärker ausgeprägt?

Weiterhin ist aus dem Untersuchungsergebnis von GESELL & AMES (1947) nachzufragen:

Bleibt die Funktionslateralität des Arm–Hand–Systems über den Untersuchungszeitraum auf der bevorzugten Seite und wie verhalten sich die Differenzen zwischen der bevorzugten und subdominanten Körperseite?

Im Bereich der KajakfahrerInnen die einen wechselseitig–alternierenden, zyklischen Bewegungsablauf ausführen, können Leistungseinbußen durch eine unterschiedliche Erzeugung von maximalen Kraftwerten des rechten und linken Armes eintreten.

Die unterschiedlich großen Kraftimpulse beim Paddelschlag führen zu unterschiedlichen Drehmomenten, die auf das System »Athlet–Boot« wirken. Werden diese ver-

schiedenen Drehmomente nicht durch Steueraktionen bzw. Ausgleichsschläge ausgeglichen, würde das Boot auf einer Kreisbahn fahren.

Durch die Aktionen (Steuern mit der Steuerflosse, Ausgleichsschlag, etc.) müssen die AthletInnen Kraft aufwenden, die nicht dem unmittelbaren Vortrieb dient. Alle Kräfte, die nicht dem Vor- oder Antrieb des Bootes dienen, gehen verloren und wirken somit leistungsmindernd. RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN (2001) zeigen in einer vergleichenden Studie von Probanden mit sehr hohem (Elite), mittlerem (Intermediate) und geringem (Novice) Niveau, dass die Paddelamplitude mit dem Expertisenniveau größer wird und diese höhere Schlagamplitude mit der anterior-posterior Bewegung des Handgelenkwinkelzentrums in der Sagittalebene einhergeht. Probanden mit dem höchsten Fertigkeitenniveau weisen eine größere Symmetrie der durchschnittlichen Raumbahn der linken und rechten Hand in der Sagittal- und Horizontalebene auf (vgl. Abbildung 1).

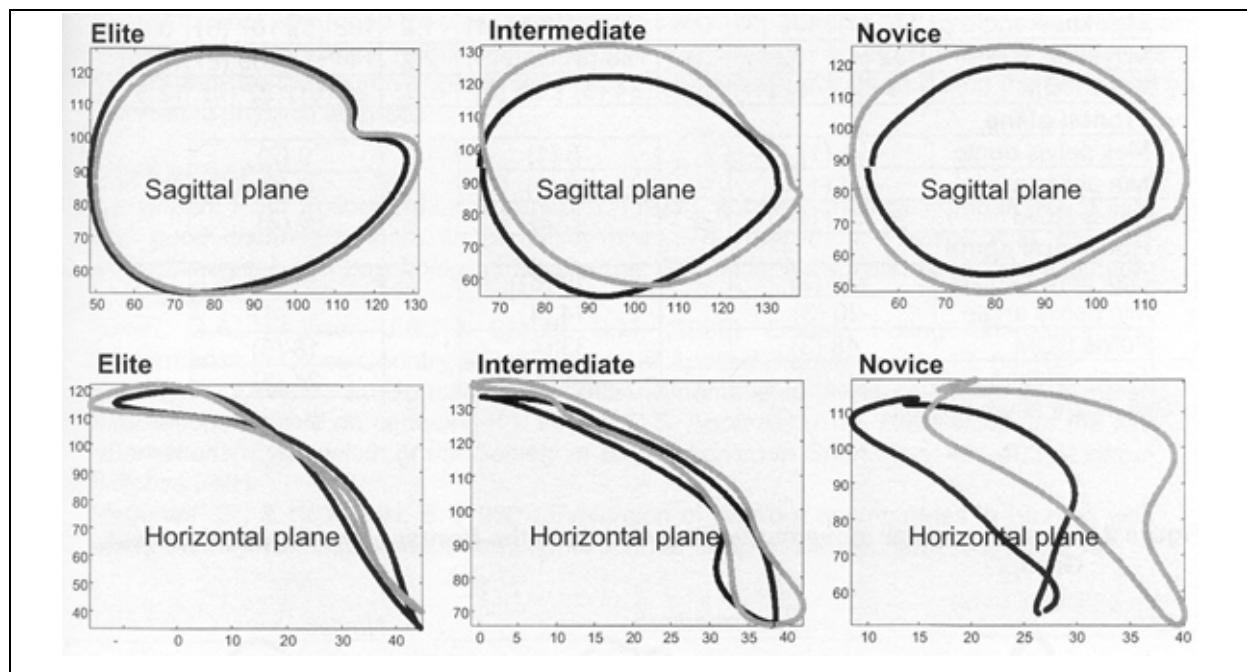


Abb. 1: Trajektionlinien der linken und rechten Hand in der Sagittal- und Horizontalebene [schwarz = rechts, grau = links] (aus RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN, 2001, S. 269)

Die Erklärung für eine geringere Schlagamplitude der Sportler mit einem niedrigeren Fertigkeitenniveau liefern RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN (2001, S. 270):

„...Two factors can explain the reduced stroke amplitude in the less skilled subjects, (1) a reduced elbow flexion and (2) insufficient trunk and hip rotation.“

Die ineffiziente Bewegungsrotation von Hüfte und Rumpf bei Anfängern könnte auch ein Indiz für eine unruhige Wasserlage des Bootes sein, da durch diese Rotationen verstärkt Impulse auf das System »Sportler–Boot« übertragen werden.

*Sind somit Bootsverhalten und –bewegungen bei SportlerInnen mit geringeren Seitendifferenzen deutlich ruhiger und das Boot wird weniger stark ausgelenkt?*⁶

Wie die Untersuchung von WIRTH & LIPHARDT (1999) gezeigt hat, konnten Leistungsunterschiede der Maximalkraft zwischen der dominanten und subdominanten oberen Extremität bei rechtshändigen Personen statistisch gesichert werden. Frauen hatten eine um –4,5% geringere Kraftleistung im subdominanten Hand–Arm–System als auf der dominanten Seite. Bei Männern waren es –9,3%. Dagegen waren Unterschiede der Kraftleistungen bei Linkshändern nur zufällig (vgl. WIRTH & LIPHARDT, 1999). Bereits FLOWERS (1975) zeigte, dass die nicht–dominante Hand eine längere Reaktionszeit im Zusammenhang mit der Bewegungsgeschwindigkeit aufweist als die dominante Hand, womit auch Unterschiede der inter- und intramuskulären Koordination sowie dem neuralen Ansteuerungsverhalten zwischen der bevorzugten und subdominanten Hand nachgewiesen wurden.

Biomechanische Untersuchungsmethoden wurden in der letzten Zeit durch den Einsatz medizinischer Verfahren erweitert. Durch den Einsatz der Elektromyographie (EMG) können detailliertere Aussagen zur Rekrutierung und zur Ansteuerung der an der Aktivität beteiligten Muskeln getroffen werden. Die Erfassung von Muskelpotentialänderungen während sportlicher Bewegungsabläufe ergeben für die sportwissenschaftliche Fragestellung wichtige Aussagen über Ursache und Verlauf von Bewegungsvollzügen. Somit kann z. B. neben reiner Kraftdiagnostik ein zeitlicher Verlauf und die entsprechende Stärke der Potentialänderung im Muskel erhoben werden, die wiederum Aussagen über die Arbeitsweise der beanspruchten Muskulatur ermöglichen. Durch den erweiterten Diagnoseraum des EMG–Einsatzes könnten bei der Bestimmung einer möglichen Seitenbevorzugung während der Paddelbewegung genauere Erkenntnisse abgeleitet werden, die für eine weitere Klärung der Seitigkeit-

⁶ Diese Problemstellung besitzt ein hohes Gewicht, lässt sich jedoch unter den gegebenen technischen Bedingungen in dieser Untersuchung nicht beantworten und bietet Ansätze für weiterführende Untersuchungen.

sausbildung nützlich sein könnten. Aus diesem Grund wird zusätzlich der Fragestellung nachgegangen:

Belegen EMG–Ableitungen leistungsdeterminierender Muskelgruppen im Arm–Rumpf–Bereich eine stärkere Aktivierung im bevorzugten Arm–Hand–System als in der nicht bevorzugten Extremität?

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Anfänge der Forschung zur Funktionsspezialisierung des menschlichen Gehirns

Der Beginn der Forschung zur Funktionsspezialisierung des menschlichen Gehirns reicht bis ins 19. Jahrhundert zurück. Als einer der ersten behauptete der badische Arzt und Anatom FRANZ JOSEPH GALL (1758–1828), dass das menschliche Gehirn nicht als „einheitliche Masse“ zu betrachten sei. Er ging sogar soweit, verschiedenen kognitiven Fähigkeiten verschiedene Teile des Gehirns zuzuordnen (SPRINGER & DEUTSCH, 1998).

Diese revolutionäre Ansicht GALL's litt unter seiner Annahme, dass anhand der Schädelform die Charaktereigenschaften sowie kognitive und emotionale Eigenschaften eines Menschen bestimmbar wären. Dieser erste Ansatz der Funktionsspezialisierung und GALL selbst wurden

„...als Quacksalber abqualifiziert, da es keine ausreichenden Hinweise dafür gab, dass Messungen am Kopf verlässliche Aussagen über die betreffende Person lieferten...“
(SPRINGER & DEUTSCH, 1998, S. 8).

Mitte des 19. Jahrhunderts brachte als erster der französische Arzt DAX (1836, publiziert 1865) das Auftreten von bestimmten Sprachstörungen (Aphasien) mit linkshemisphärischen Schädigungen des Gehirns in Verbindung. Aphasische Störungen bei rechtsseitiger Hirnschädigung waren durch ihn nicht nachweisbar. DAX (1865) folgte daraus, dass das menschliche Sprachzentrum nur der linken Hemisphäre⁷ zuzuordnen sei (FISCHER, 1988; SPRINGER & DEUTSCH, 1998).

Mit BROCA (1865) und seinen nachgewiesenen Erkenntnissen der Lokalisation des motorischen Sprachzentrums und dem Zusammenhang zur Händigkeit⁸ kam die Wende zu einer funktionsspezifischeren Sichtweise des menschlichen Gehirns.

⁷ **Hemisphäre** (Hirnhälfte, Gehirnhälfte) ist die Bezeichnung für die beiden Hälften des Großhirns (Telencephalon), die durch einen Balken (Corpus callosum) miteinander verbunden sind. Die Informationsverarbeitung der beiden Hemisphären verläuft unterschiedlich (cerebrale Asymmetrie). Bei ca. 95% der Rechtshänder und ca. 60% der Linkshänder ist die linke Hemisphäre Träger der sequentiellen Informationsverarbeitung, welche bei Sprechen, Sprachverstehen und logischem Denken dominiert. Die rechte Hemisphäre ist Träger für Bewertungen, Gefühle, Bedeutungszusammenhänge (Bedeutung) und räumliches Denken.

⁸ **„Brocasche Regel“** (SPRINGER & DEUTSCH, 1998), nach der die Hemisphäre, die die Sprache kontrolliert, der bevorzugten Hand gegenüberliegt.

JACKSON (1868) formulierte, gestützt auf die Untersuchungsergebnisse von BROCA (1865) und eigenen Erkenntnissen, das „Konzept von der führenden Hemisphäre“, welches als Grundbaustein des „Konzepts der zerebralen Dominanz“ gilt. Zunehmend gelang ins wissenschaftliche Bewusstsein, dass verschiedene Formen von Sprachstörungen auf Schädigungen der linken Hemisphäre beruhen könnten. Neben dem Problem der gestörten Sprachproduktion (Sprechunfähigkeit = motorische Aphasie) (BROCAsches Areal) wurde zunächst übersehen, dass viele Patienten auch Schwierigkeiten mit dem Sprachverständnis (gestörtes Sprachverständnis = sensorische Aphasie) (WERNICKESches Zentrum⁹) aufweisen (SPRINGER & DEUTSCH, 1998). WERNICKE (1874) fand heraus, dass die linke Hirnhemisphäre nicht nur für das Sprechen an sich, sondern für die Sprachfunktionen (Lesen, Schreiben) allgemein von großer Bedeutung ist, und dass unterschiedliche sprachliche Probleme durch eine Schädigung verschiedener Gebiete der linken Hemisphäre bedingt sind. Auf der Basis der Ergebnisse von BROCA (1865) wurde durch die Arbeiten von WERNICKE (1874), JACKSON (1880) und LIEPMANN (1908) die klassische Theorie der Hemisphärendominanz begründet (FISCHER, 1988; SPRINGER & DEUTSCH, 1998). Neuere Forschungs- und Untersuchungsergebnisse hegen allerdings Zweifel an der Theorie der Fixierung aller höheren (intellektuellen) Fähigkeiten in einer Hemisphäre. Die Durchführung der sogenannten Split-Brain-Operationen¹⁰ brachten neue Erkenntnisse hervor (GAZZANIGA, BOGEN & SPERRY, 1967). Durch die operative Funktionsisolierung der beiden Hemisphären, konnten Spezialisierungen in beiden Gehirnhälften¹¹ nachgewiesen werden.

⁹ Die Probleme mit dem Sprachverständnis ist auf eine Schädigung bzw. Läsion des hinteren Teils des Temporallappens der linken Hemisphäre zurückzuführen. Diese Erkenntnis wird dem deutschen Neurologen KARL WERNICKE (1874) zugeschrieben, nach dem dieses Zentrum benannt wurde.

¹⁰ Durchtrennen des Corpus callosum (Balken), Bündel von ca. 200 Mio. Nervenfasern, der neben anderen Kommissurenverbindungen die beiden Hirnhemisphären verbindet

¹¹ **Rechte Hemisphäre** besitzt spezielle Areale zum Erkennen von Gesichtern, zur Körpersprache, für die räumliche Wahrnehmung und für intuitives Denken. Die **linke Hemisphäre** ist spezialisiert auf Sprachfunktionen (Sprechen, Lesen, Schreiben) und logisches Denken.

Trotz neuester Technik und Untersuchungsmethoden ist nach wie vor in Expertenkreisen umstritten, inwieweit anatomische Besonderheiten der Ausprägung von Hirnarealen des menschlichen Gehirns oder Talente nun angeboren sind oder erst durch Trainingsreize oder Erziehung erworben wurden.

Hat die Lateralität, hier speziell die Händigkeit, etwas mit der Begabung zu tun? Man könnte diesen Schluss ziehen, wenn man bedenkt, dass ALBERT EINSTEIN (1879–1955) z.B. neben LEONARDO DA VINCI, MOZART und BEETHOVEN, die alle herausragende Wissenschaftler oder begnadete Künstler waren, zur Gruppe der Linkshänder gehörte. Nicht nur besondere Fähigkeiten wurden mit den Linkshändern verbunden, auch der Zusammenhang zwischen Linkshändigkeit und bestimmten Krankheiten wurde unterstellt. Unter den Linkshändern findet man überzufällig häufig Autismus, Schizophrenie und Entwicklungsstörungen (vgl. FISCHER, 1992, S. 122). FISCHER (1992) verweist auf Untersuchungen des amerikanischen Psychologen SEARLEMAN, der folgende Zusammenhänge bei Linkshändern aufdeckte, nämlich dass

„...Linkshänder eher zuckerkrank werden, häufiger an Schlafstörungen leiden, zur Trunksucht und verspäteter Pubertät tendieren...“ (zit. nach FISCHER, 1992, S. 122).

Noch einen Schritt weiter geht COREN (zit. nach FISCHER 1992, S. 122) und bescheinigt den Linkshändern eine kürzere Lebenserwartung und ein höheres Verletzungsrisiko (gehäufte Verkehrsunfälle).

Exkurs

Um zu belegen, wie kompliziert und komplex das menschliche Gehirn aufgebaut ist und wie viele Möglichkeiten als Erklärungsversuche herangezogen werden, um Fähigkeiten, Anomalien oder Genialität zu erklären, soll im Folgenden eine Studie ausführlich beschrieben werden.

Das Gehirn EINSTEIN's wies in den Untersuchungen von WITELSON, KIGAR & HARVEY (1999) neben einem ungewöhnlichen Muster von Furchen auf dem rechten und linken Scheitellappen (siehe Abbildung 2) einen um 15% (1 cm) weiteren Bereich auf. Das hintere Ende der Sylvianischen Furche [Sylvian fissure] (Sulcus cerebri lateralis) hatte eine relativ weiter nach vorne gerichtete Posi-

tion als die Gehirne der Vergleichsgruppe¹². Das wird mit einem Fehlen des Operculum parietale¹³ in Verbindung gebracht.

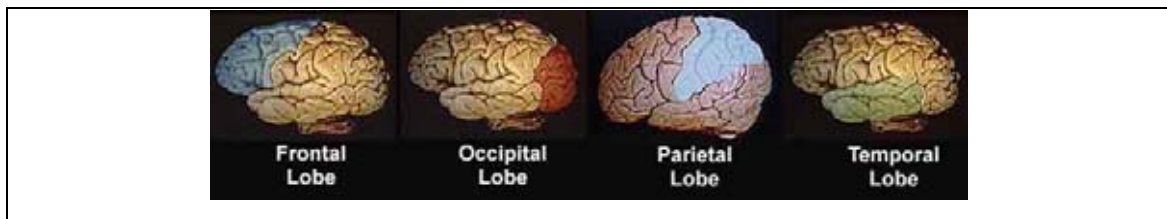


Abb. 2: Hirnlappen des menschlichen Gehirns

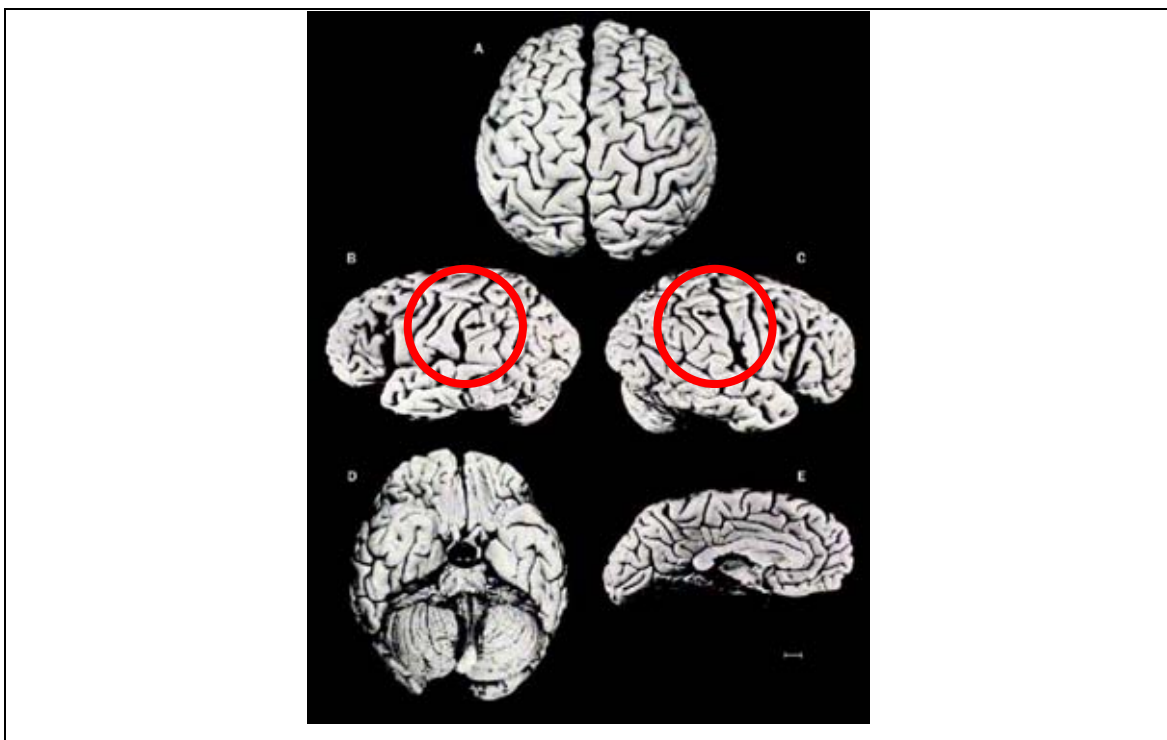


Abb. 3: Fotografie von EINSTEIN's Gehirn in fünf Ansichten (aus WITELSON, KIGAR & HARVEY, 1999, S. 2150)

A – Ansicht von superior

C – Ansicht der rechten Hirnhälfte

E – Ansicht mittleren Sagitalen der linken Hemisphäre

B – Ansicht der linken Hirnhälfte

D – Ansicht inferior

Referenzskala: 1 cm

Der Pfeil in jeder Hemisphäre (Ansicht B und C) weist auf rückwärtig ansteigenden Ast der Sylvinschen Furche (Sulcus cerebri lateralis) hin, welche in die Zentralfurche (Sulcus centralis) verläuft. Folglich gibt es kein Parietal operculum in einer der beiden Hemisphären.

Diese Anomalie seines Gehirns, könnte vermutlich die Ursache für eine effizientere Verbindung zwischen den Neuronen sein, die in diesem Bereich für die lo-

¹² Auf die Heterogenität von Experimental- und Kontrollgruppe (1 [Einstein] : 35) und die daraus resultierenden statistischen Probleme sei zur Vollständigkeit hingewiesen.

¹³ Gehirnwindung im Bereich des Scheitellappens (Lobus parietalis).

gisch–mathematische und räumliche Wahrnehmung (primärer somatosensorischer Cortex) verantwortlich sind (vgl. Abbildung 3 in Verbindung mit Abbildung 4).

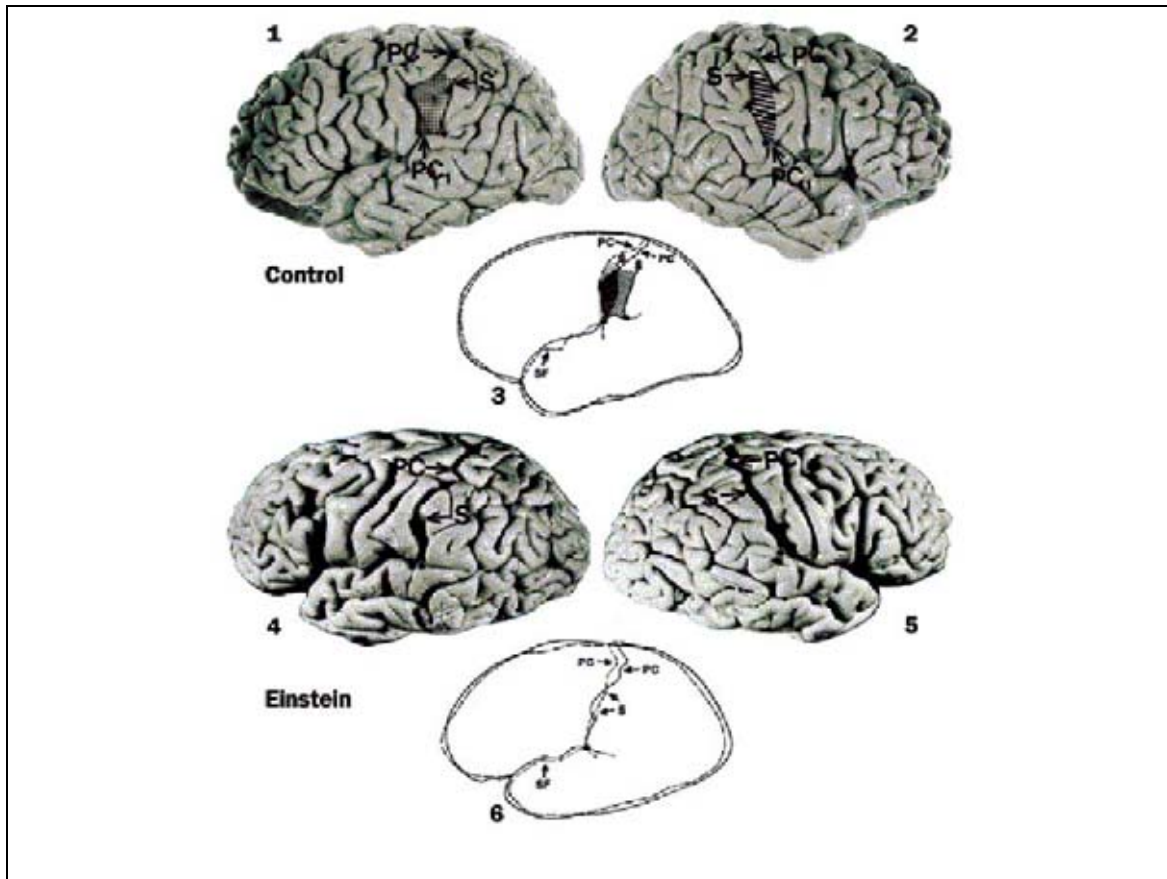


Abb. 4: Seitliche Fotografien und Nachzeichnungen der linken (volle Linie) und rechten (gestrichelte Linie) übereinander gelegten Hemisphären eines typischen männlichen Gehirns aus der Kontrollgruppe (Bild 1, 2, 3) und dem Gehirn von Einstein (Bild 4, 5, 6) (aus WITELSON, KIGAR & HARVEY, 1999, S. 2151)

Diese beschriebene Anomalie belegt nach HÄNICKE, FRAHM & WITTMANN (2001) nicht die Genialität EINSTEIN's. Sie steht mit Läsionen oder anderen krankhaften Veränderungen in dieser Hirnregion in Verbindung, die häufig mit Sprachentwicklungsstörungen verbunden sind. HÄNICKE, FRAHM & WITTMANN (2001) folgerten dies nach einer magnetresonanztomographischen Untersuchung des GAUß'schen Gehirns (Abbildung 5), das keine derartigen Veränderungen aufwies. Sie interpretieren die bei dem Vergleich der beiden hervorragenden Denker GAUß und EINSTEIN

„...gefundene Abweichung wohl eher mit seiner [EINSTEIN's] bekannten frühkindlichen Sprachentwicklungsstörung als mit seiner Genialität als Physiker...“ (HÄNICKE, FRAHM & WITTMANN, 2001, S. 4).



Abb. 5: Gehirn von Carl Friedrich Gauß (aus HÄNICKE, FRAHM & WITTMANN, 2001)

In der Abbildung 6 wird das Gehirn von ALBERT EINSTEIN neben dem eines normalen männlichen Erwachsenen abgebildet.

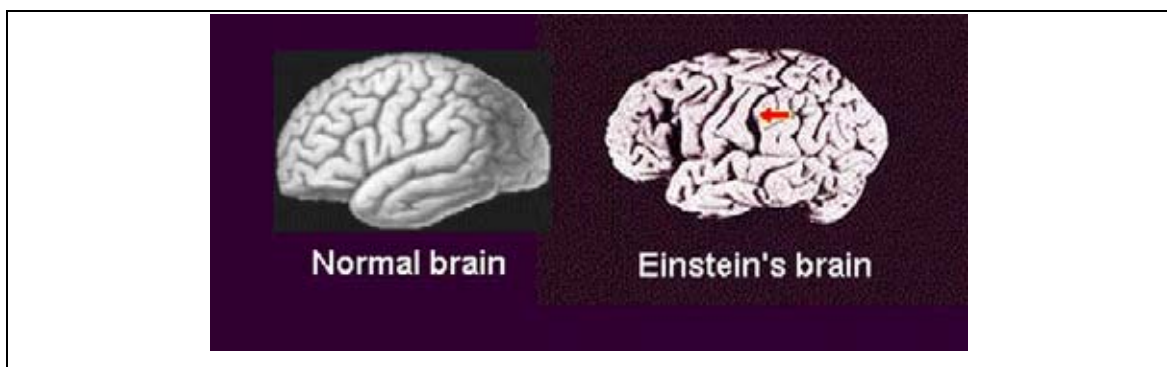


Abb. 6: Ansicht von EINSTEIN's Gehirn und eines normalen Gehirns (aus CARDOSO, 1997)

DIAMOND, SCHEIBEL & MURPHY (1985) untersuchten EINSTEIN's Gehirn hinsichtlich Neuronen und Gliazellen. Dabei ermittelten sie in den Areas 9 und 39 der rechten und linken Hemisphäre Unterschiede zu den Kontrollgehirnen (n=11). In der Area 39 der linken Hemisphäre von EINSTEIN wurden weniger Neuronen als Gliazellen gefunden. Somit unterstützten und nährten mehr Gliazellen ein einzelnes Neuron. Die Area 9 ist im Stirnlappen (Lobus frontalis) und Area 39 im Scheitellappen (Lobus parietalis) als Teil des Assoziationscortex lokalisiert (siehe Abbildung 7).

Area 9 wird mit Leistungen des Gedächtnisses, der Aufmerksamkeit und Planung von Verhaltensweisen in Verbindung gebracht. Area 39 ist in die Sprache und verschiedene andere komplexe Funktionen einbezogen.

DIAMOND, SCHEIBEL & MURPHY (1985) schlussfolgerten, dass eine größere Anzahl an Gliazellen (Oligodendroglia, Helferzellen zur Beschleunigung der neurologischen Kommunikation) pro Neuron stark auf einen anwachsenden „metabolischen Mangel“ bei EINSTEIN hindeutet. Diese Neuronen benötigten und verbrauchten mehr Energie, was wiederum als Indikator für bessere kognitive Fähigkeiten und begriffliches Denken gelten könnte (vgl. CARDOSO, 1997).

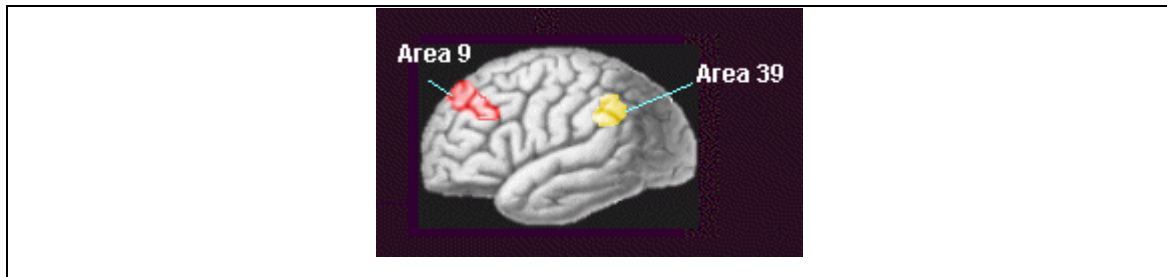


Abb. 7: Lokalisation der Aera (Bereiche, Areale) 9 und 39 auf der Hirnrinde (aus CARDOSO, 1997)

3.2 **Ausgewählte Aspekte der Lateralitätsforschung**

In der neueren Literatur existieren unterschiedlichste Theorien, die den Versuch unternehmen, das Phänomen der Seitigkeit/Lateralität zu erklären (COREN & PORAC, 1977; PORAC & COREN, 1981; FETZ, 1972; BROCA, 1861 und 1865; WERNICKE, 1874; JACKSON, 1880; LIEPMANN, 1908; GAZZANIGA, BOGEN & SPERRY, 1962; DAX, 1836; HARDYCK & PETRINOVICH, 1977; BRINKMANN & KUYPERS, 1972; BRUNER, 1968; GAZZANIGA & LE DOUX, 1983; PASSIN, SUCHENWIRTH & FERNER, 1969; STORJOHANN, 1969; BROWN, 1978; GESELL & AMES, 1947; CHAMBERLAIN, 1928; ULLMANN, 1974).

Entwicklungsgeschichtlich wird die Möglichkeit der Ausprägung der Rechtshändigkeit an Untersuchungen von Werk- und Arbeitsgeräten aus prähistorischer Zeit geknüpft. So war der Nutzer eines Werkzeugs gezwungen, dies in gleicher Weise zu benutzen wie der Hersteller und Entwickler dieses Werkzeugs (FISCHER, 1988).

In der phylogenetischen Entwicklung geht einer funktionellen Asymmetrie der Hände das Entwicklungsprinzip der lateralen Symmetrie voraus, d.h. beide Extremitäten bleiben als Bewegungsorgane auf morphologischer Ebene sinnvoll harmonisch angeordnet (Adaptation des Organismus auf Umweltreize) und erst durch die „...aktive manipulative Auseinandersetzung des Menschen mit der Umwelt...“ (FISCHER, 1988, S. 25) werden durch zerebrale Kontrolle unterschiedliche Fertigungsgrade der Extremitäten ausgeprägt.

Der ursprüngliche Widerspruch der beiden Entwicklungsprinzipien der bilateralen Symmetrie und Lateralisation von Funktionen löst sich bei phylogenetischer Betrachtungsweise als Problem auf zwei Strukturebenen der menschlichen Entwicklung auf:

1. Das Prinzip der beidseitigen Symmetrie bleibt in Beziehung, die äußere Gestalt der Extremitäten betreffend in biologisch sinnvollen, harmonischen Anordnungen der Bewegungsorgane aufgrund der Reaktion (Adaptation) des Organismus auf physikalische Umwelteinflüsse bewahrt (FISCHER, 1988)¹⁴.
2. „...*Das Prinzip der Lateralität ist kein morphologisches Substrat; es hat rein funktionelle Qualität, und es ergibt sich aus der aktiven manipulativen Auseinandersetzung des Menschen mit der Umwelt...*“ (FISCHER, 1988, S. 25).

Die Symmetrie der Hände liegt nicht in den Händen selbst, sondern in zerebralen Strukturen, die die Hände kontrollieren. Somit bedeutet Lateralität der Hände und Beine ein primär zerebrales (zentrales) Problem. Die unterschiedlichen Fertigkeiten beider Hände (funktionelle Asymmetrie) bestärkt z.B. die Beobachtung, dass der menschliche Körper eine äußerliche Links–Rechts–Symmetrie aufweist, die jedoch nicht gleichbedeutend mit einer tatsächlichen Übereinstimmung von linker und rechter Körperseite ist. Bei der anatomischen Betrachtung der beiden Hemisphären scheint eine Hemisphäre jeweils das Spiegelbild der anderen zu sein.

Fundierte wissenschaftliche Erkenntnisse über den Zusammenhang der Lokalisation des Sprachzentrums und der Händigkeit lieferte BROCA (1861). Auf der Basis seiner Ergebnisse wurde durch die Arbeiten von WERNICKE (1874), JACKSON (1880) und LIEPMANN (1908) die klassische Theorie der Hemisphärendominanz herausgearbeitet (FISCHER, 1988; SPRINGER & DEUTSCH, 1998), die die Lateralisation höherer intellektueller Fähigkeiten in einer der beiden Großhirnhemisphären vermutet, während die subdominante Hemisphäre lediglich Hilfsfunktionen erfüllt und der Kontrolle der dominanten Hemisphäre untergeordnet ist.

Spezialisierungen der Hemisphären konnte durch neuere Forschungs- und Untersuchungsergebnisse belegt werden und widerlegten die Theorie der Fixierung aller höheren (intellektuellen) Fähigkeiten in einer Hemisphäre. Mit der Durchführung der Split–Brain–Operationen konnten durch die operative Funktionsisolierung der beiden Hemisphären bestimmte Spezialisierungen der Gehirnhälften nachgewiesen werden

¹⁴ Rechte und linke Hand sowie rechter und linker Fuß erscheinen spiegelbildlich und identisch.

(GAZZANIGA, BOGEN & SPERRY, 1967). So zeigte sich, dass die linke Hemisphäre bei Rechtshändern in verbal-deskriptiven Leistungen, die rechte Hemisphäre bei der Wahrnehmung räumlicher Proportionen und bei musikalischen Leistungen überlegen ist.

In der linken Hirnhälfte, in der bei der Mehrzahl der Rechtshänder analytische Prozesse ablaufen und Sprachproduktion sowie Sprachverständnis verankert sind, werden die Informationen seriell oder sequentiell analysiert. Das bedeutet, dass Informationen entsprechend ihres Eintreffens in den Hirnregionen zeitlich nacheinander verarbeitet und beantwortet werden. Die rechtshemisphärische Informationsverarbeitung erfolgt hingegen parallel bzw. als Ganzheit. Informationen gelangen in die Verarbeitungszentren und werden sofort von den entsprechenden Regionen verarbeitet und gegebenenfalls beantwortet.

Beide Cortexhemisphären verfügen über unterschiedliche Arten der Informationsverarbeitung, aber für das Verhalten und Denken ist die Zusammenarbeit der rechten und linken Hemisphäre unerlässlich (SCHMIDT & THEWS, 1997). Die beiden Hirnhälften besitzen eine bevorzugte Begabung für bestimmte Denkstrategien, sogenannte »preferred cognitive modes« (vgl. SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 185). So denkt die rechte Hirnhälfte in Analogien (Ähnlichkeitsbeziehungen) und gestaltet räumliche oder visuelle Strukturen, während die linke Hirnhemisphäre die Informationsverarbeitung nach kausalen Interferenzen gestaltet, Ursache-Wirkungsbeziehungen analysiert und den Ausgleich logischer Widersprüche sucht. Die Informationsverarbeitung erfolgt rechtsseitig analog und linksseitig sequentiell. Hervorzuheben ist der Umstand, dass die spezifischen Funktionen einer Hemisphäre (siehe Tabelle 1) durch die kontralaterale Hemisphäre übernommen werden kann, wenn die Schädigung vor dem vierten Lebensjahr erfolgt (SCHMIDT & THEWS, 1997).

Eine zusammenfassende Übersicht über die Funktionslateralisierung der rechten und linken Hemisphäre ist in der Tabelle 1 zusammengestellt.

Tab. 1: Übersicht von Funktionsleistungen der beiden Hemisphären (nach SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 185)¹⁵

Funktion	Linke Hemisphäre	Rechte Hemisphäre
Visuelles System	Buchstaben, Wörter	Komplexe geometrische Muster, Gesichter
Auditorisches System	Sprachbezogene Laute	Nichtsprachbezogene externe Geräusche, Musik
Somatosensorisches System	???	Taktiler Wiedererkennen von komplexen Mustern
Bewegung	Komplexe Willkürbewegung	Bewegung in räumlichen Mustern
Gedächtnis	Verbales Gedächtnis	Nonverbales Gedächtnis
Sprache	Sprechen, Lesen, Schreiben, Rechnen	Prosodie
Räumliche Prozesse		Geometrie, Richtungssinn, Mentale Rotation von Formen
Emotion	Neutral–positiv	Negativ–depressiv

Nach Untersuchungen von DAX (1836, veröffentlicht 1865) und BROCA (1861) wird die Sprache beim Rechtshänder vorwiegend von der kontralateralen Hemisphäre¹⁶ geregelt.

Die „*BROCASCHE Regel*“ (SPRINGER & DEUTSCH, 1998), nach der die Hemisphäre, die die Sprache kontrolliert, der bevorzugten Hand gegenüberliegt (siehe Abbildung 8), war bis weit ins 20. Jahrhundert hinein von Einfluss und ist als erster Hinweis auf die Beziehung zur Asymmetrie des menschlichen Gehirns bezüglich der Sprache und zwischen Asymmetrie und Handbevorzugung zu werten. Abbildung 9 zeigt die Bereiche des BROCA–Areal und des WERNICKE'schen Zentrums.

Die Lateralisation von Hirnfunktionen erfolgt im komplementären Sinne beider Hemisphären in einem zentral–zerebralen Gesamtkonzept. Hinter diesem Konzept steht die Erkenntnis, dass das Gehirn nicht alle Funktionen nach einem strengen Plan in Hemisphärenbereichen lokalisiert, sondern lebensnotwendige und wichtige Funktionsleistungen dupliziert und in der entsprechend kontralateralen Hemisphäre speichert.

¹⁵ Darstellung der Funktionen der Hemisphären bei der überwiegenden Mehrheit der Rechtshänder

¹⁶ Linke Hemisphäre bei Rechtshändern

Zu den Funktionen gehören auch Afferenzen der verschiedensten sensorischen Informationen. Dieses Prinzip verdeutlicht die außergewöhnliche Plastizität des menschlichen Gehirns. Auf der anderen Seite dazu steht der ebenfalls biologisch sinnvolle Prozess der Funktionsspezialisierung des Gehirns (FISCHER, 1992).

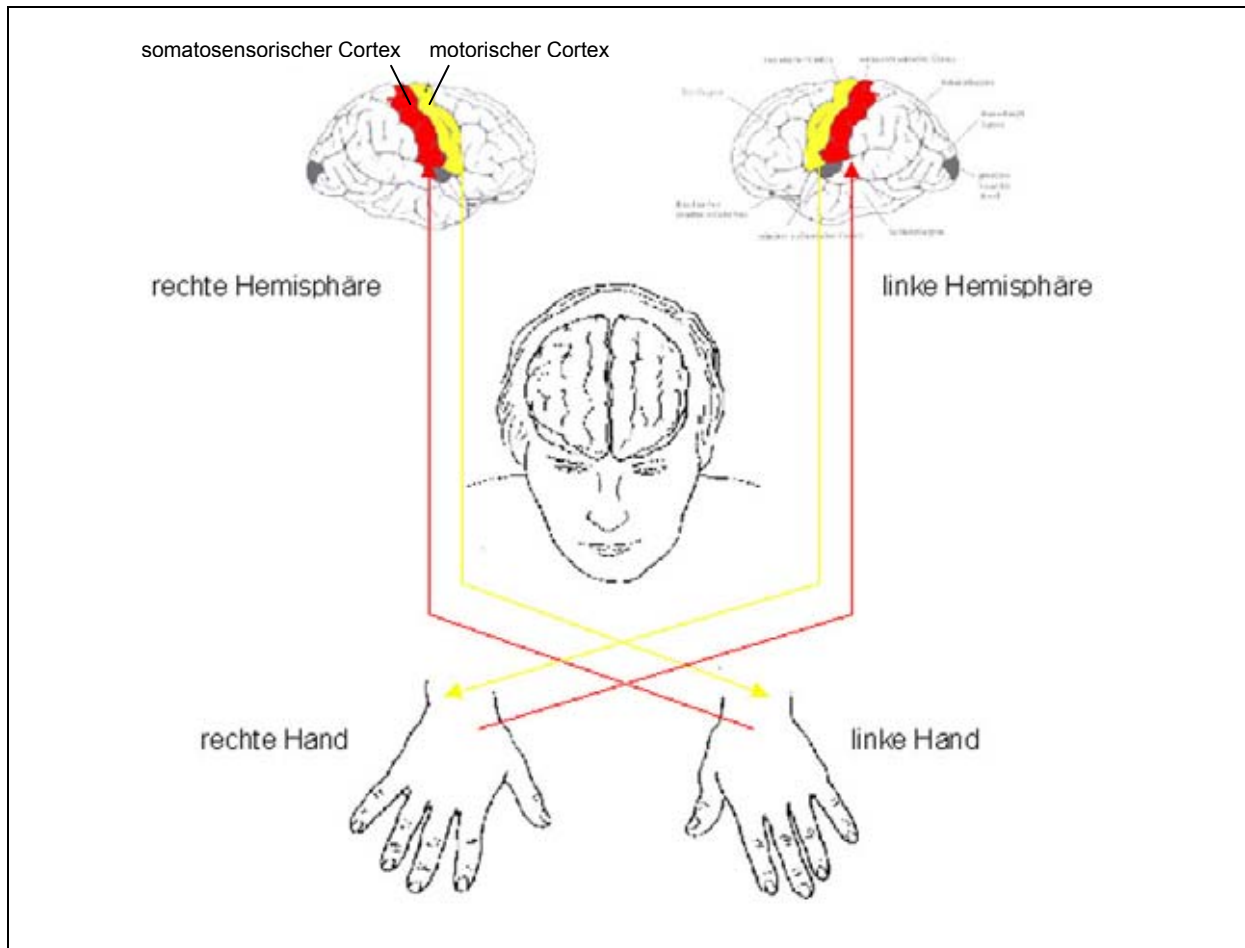


Abb. 8: Verlauf der motorischen (steuernden) und sensorischen Nervenbahnen vom Cortex zur Hand (nach SPRINGER & DEUTSCH, 1998)

Für die Steuerung und Regelung menschlicher Bewegungen werden nicht gleichermaßen alle höheren Funktionsareale des Gehirns benötigt. Hierarchisch niedrigere Strukturen im Zentralnervensystem übernehmen Steuerung und Regelung, höhere Funktionsebenen werden entlastet und für die Organisation neuer Bewegungen frei. Bedeutungsvoll ist dieses Funktionalisierungsprinzip innerhalb des motorischen Lernens während der ontogenetischen Entwicklung und beim Erlernen von sportlichen Bewegungsabläufen. Das Anforderungsprofil der Aufgabe und Entwicklungsstand des menschlichen Organismus, die relative Funktionsspezialisierung der beiden Hemisphären, beeinflussen die Ausrichtung der vielen Neuronenverbände, die bei der

Steuerung von komplexen Leistungen, wie beim Lesen, Schreiben, Rechnen oder sportlichen Leistungsvollzügen zusammenwirken. ALKON (1989) spricht hierbei von „neuronalen Netzwerken“. Ein Indiz für die Entwicklung des Menschen ist somit die Lateralisation der Hemisphären als Grad der Funktionsspezialisierung (FISCHER, 1992).

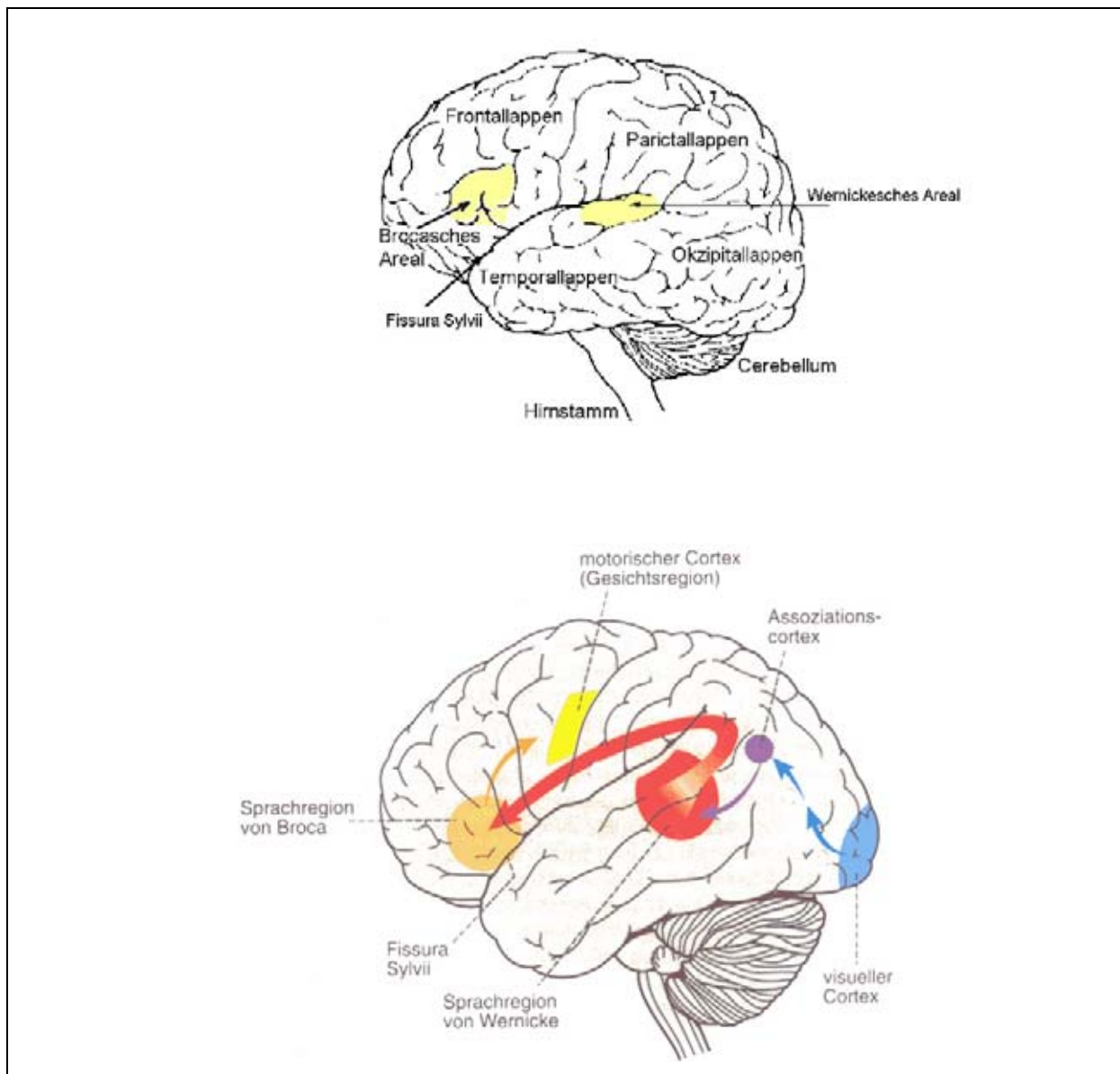


Abb. 9: BROCA'sches Areal und WERNICKE'sches Zenrum (nach SPRINGER & DEUTSCH, 1998 [oben] und DEETJEN & SPECKMANN, 1994 [unten])

Der **Begriff der zerebralen Funktionslateralisation** sollte Vorrang gegenüber dem Begriff der Funktionsdominanz erlangen, da die neurophysiologischen Erkenntnisse eine Dominanz einer Hemisphäre über die andere widerlegen konnten. Beide Hemisphären erfüllen im Kontext der komplexen Hirnfunktionen ganz spezifische Aufga-

ben, stehen über das Corpus callosum im wechselseitigen Austausch, ohne dass eine Hemisphäre die andere dominiert.

Eine Erweiterung der Betrachtungsweise der Hemisphärenlateralisation von Sprach- und Wahrnehmungsfunktionen wird durch die Aspekte der Repräsentation feinmotorischer Bewegungsleitungen und -leistungen erzielt.

Neuroanatomisch–sinnesphysiologische Grundlagenexperimente haben gezeigt, dass ca. 50% der visuellen Afferenzen an jede Cortexhemisphäre und ca. 60% der auditiven Afferenzen an die kontralaterale Hemisphäre geleitet werden. Die propriozeptiven Afferenzen werden zu 85% ebenfalls zur kontralateralen Hirnhälfte gesandt (FISCHER, 1988).

Die Bewegungskontrolle erfolgt vorwiegend kontralateral, obwohl ipsilaterale¹⁷ Verbindungen vorhanden sind. Untersuchungen von BRINKMANN & KUYPERS (1972) wiesen diese Vermutung nach. Ferner wurde versucht, eine genauere Bestimmung der Bewegungskontrolle vorzunehmen. Feinmotorische distale Bewegungen der Finger und Hände stehen unter kontralateraler Kontrolle. Dagegen werden proximale und großmotorische Bewegungen (z.B. Bewegungen des Armes) ipsilateral kontrolliert. Bei Rechtshändern erfolgt eine überwiegend linkshemisphärische Spezialisierung (Lage des Zentrums der Sprachsteuerung), die die Führung und Kontrolle der dominanten (bevorzugten) Hand bei feinmotorischen Zielbewegungen übernimmt. Die Gemeinsamkeit beider Bewegungsfunktionen besteht in der Spezialisierung für eine sequentielle Informationsverarbeitung und die zeitliche Programmierung der Bewegung.

Der Ursprung der zerebralen Lateralisation für Sprache und Händigkeit wird in der Entwicklung der manuellen Fertigkeit gesehen. Zu Beginn der Phylogenese stand die zunehmende Funktionsdifferenzierung beider Hände durch den veränderten Werkzeug- und Waffengebrauch des Urmenschen. Ausgehend von dieser Tatsache prägte BRUNER (1968) die Handfunktionsdifferenzierung nach „*holding and operating*“¹⁸ (FISCHER, 1988, S. 37).

¹⁷ **Ipsilateral:** (auch homolateral), gleichseitig, auf der gleichen Seite gelegen, dieselbe (Körper-) Seite betreffend (BROCKHAUS; 1999, S. 579).

Hier: Gleichseitig verlaufende Nervenbahnen, die nicht im verlängerten Mark (Medulla oblongata) zur Gegenseite kreuzen. Diese Verbindungen sind besonders für grobe Bewegungen sinnvoll (BLAKESLEE, 1982).

¹⁸ Als „**operating**“ wird die Aktionshand (bevorzugte Hand, Vorzugshand, dominante Hand) und als „**holding**“ die Hilfshand (nichtbevorzugte Hand, subdominante Hand) gekennzeichnet.

Aus neurophysiologischen Untersuchungen und Experimenten (COREN & PORAC, 1977; PORAC & COREN, 1981; FETZ, 1972; BROCA, 1861 und 1865; WERNICKE, 1874; JACKSON, 1880; LIEPMANN, 1908; GAZZANIGA, BOGEN & SPERRY, 1962; DAX, 1836; HARDYCK & PETRINOVICH, 1977; BRINKMANN & KUYPERS, 1972; BRUNER, 1968; GAZZANIGA & LE DOUX, 1983; PASSIN, SUCHENWIRTH & FERNER, 1969; STORJOHANN, 1969; BROWN, 1978; GESELL & AMES, 1947; CHAMBERLAIN, 1928; ULLMANN, 1974) kann geschlossen werden, dass mit der Funktionsdifferenzierung eine Neuorganisation der neuronalen Hemisphärenabschnitte erforderlich wurde. Im Zuge der Neuorganisation kam es zur Herausbildung der Kontrollfunktion der Hände durch die jeweilige kontralaterale Hemisphäre. Mit der sich entwickelnden Spezialisierung der Hemisphäre für die Vorzugshand wurde gleichzeitig die Grundlage für die Sprachkontrolle gelegt.

Die gestischen Untermalungen (Handgestik) bei verbaler Kommunikation sind ein Relikt unserer ursprünglichen rein gestischen Kommunikation.

Biologische Aspekte werden durch neuere Untersuchungen insofern in Frage gestellt, als die motorische Entwicklung des Menschen in der Ontogenese zur Rechtshändigkeit genetisch begründbar ist. STAROSTA (1997) verweist in seiner Untersuchung zur Verteilung der Linkshänder auf die Ungleichheit z.B. auf dem afrikanischen Kontinent, wo der Anteil der Linkshänder an der Population 50 % beträgt (STAROSTA 1997). WEINECK (1994) bemerkt zum genetisch bedingten Faktor:

„Wenn Seitigkeit – und dabei vor allem Händigkeit – genetisch bedingt wäre, dann müssten eineiige Zwillinge eine größere Übereinstimmung aufweisen als zweieiige. Dies ist jedoch nicht der Fall, da bei 20–25% der eineiigen Zwillinge die Händigkeit verschieden ist“ (WEINECK, 1994, S. 588).

Bezeichnend ist der Umstand, dass in den Ländern mit einem eher geringen technologisch entwickelten Wirtschaftsstand, die Handbevorzugung gleichverteilt erscheint und die technologisch hochentwickelten Industrieländer sich mehr und mehr zu Rechtshändergesellschaften entwickelt haben.

Es stellen sich die Fragen, wie die Lateralisierung einschließlich der Rechtsbevorzugung

„...der Hand für komplexe Bewegungen phylogentisch entstehen konnte und wie konnte diese Lateralität ontogentisch im Laufe der intrauterinen Entwicklung¹⁹ und in den ersten Lebensjahren erworben werden“ (SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 185)?

¹⁹ Individuelle Entwicklung in der Gebärmutter.

Ausgehend von den Ergebnissen der unzähligen Untersuchungen zur Hirnfunktion, wurden Ansätze abgeleitet, die neben der phylogenetischen Reifung die Ausprägung der Händigkeitpräferenz beeinflussen. Diese Einflüsse müssen in unterschiedlicher Weise auf den Menschen wirken, da ansonsten alle Menschen die gleiche bevorzugte Hand oder das gleiche bevorzugte Bein nutzen.

1. Lateralisation auf der Basis des Anpassungsverhalten

Im frühen Kindesalter von ein bis fünf Jahren besteht eine nur schwach ausgeprägte Neigung zur Rechtshändigkeit. Erst mit zunehmendem Alter stabilisiert sich die Bevorzugung der rechten Hand und ist in der Regel mit dem 18. Lebensjahr deutlich sichtbar. Die ursprüngliche Indifferenz beider Hände im frühen Kindesalter wird durch exogene Faktoren zur Rechtshändigkeit entwickelt (FISCHER, 1988, S. 38).

Die vorherrschende Ambidextrie²⁰ im Kindesalter verliert sich im Alter zwischen 6 und 18 Jahren deutlich. Auswirkungen scheinen die Schule und die Berufsbildung auszuüben. Für die ausgeprägte Rechtslateralisation der Hände scheinen sozio-kulturelle Einflüsse somit entscheidend zu sein. Etwa 70 bis 80% der geborenen Linkshänder schulen sich im frühen Kindesalter auf Rechtshändigkeit um. Ausschlaggebend ist das Nachahmungs- und Modellverhalten der Kinder, die sich damit bereits sehr frühzeitig auf die Vorgaben der Umwelt einstellen. Hier ist nicht der elterliche oder erzieherische Einfluss gemeint, sondern das Übernehmen von Verhaltensweisen gleichaltriger Spielgefährten, Geschwistern, Erziehern und Erwachsenen im Umfeld der Kinder (SATTLER, 1999).

2. Anatomisch-physiologische Gesichtspunkte der Händigkeitslateralisation

Neben klinischen hirnanatomischen Befunden kann davon ausgegangen werden, dass die bestehenden strukturellen Hemisphärenunterschiede nicht nur mit der funktionellen und komplementären Arbeitsweise des Gehirns in Verbindung zu bringen sind. Die Entwicklungsrichtung wird eher von den Extremitäten, insbesondere der Hände, zum Gehirn angenommen. Grund dieser Annahme sind kortikale Veränderungen, die sich infolge peripher-manueller Funktionsdifferenzierung durch den Selektionsdruck in der menschlichen Phylogenese herausbil-

²⁰ **Ambidextrie:** Gleichgeschicklichkeit der Hände

deten. Grundlage für den Ansatz ist das "Brain-Modell" von BROWN (1978), der phylogenetisch und ontogenetisch eine dreistufige Entwicklung kognitiver Repräsentationen postuliert und diese auf die Funktionslateralisation überträgt (FISCHER, 1988, S. 43).

„...Das Modell von BROWN (1978) ist deshalb so bedeutsam, weil es den lernpsychologischen und handlungstheoretischen Aspekten in der Ontogenese des Menschen eine entscheidende Relevanz für die cerebrale Funktionsrepräsentation zuschreibt und die Argumentationskette aus phylogenetischen Erkenntnissen abzuleiten vermag...“ (FISCHER, 1988, S. 44).

Das Modell zeigt den qualitativen Entwicklungsunterschied zwischen der Funktionslateralisation und der gekreuzten Funktionsrepräsentation im Sinne der komplementären Arbeitsweise auf. Der damit verbundene qualitative Entwicklungsunterschied entspricht dem Evolutionsprozess, bei dem die linke Hemisphäre allmählich Zuständigkeiten für die Kontrolle bestimmter Funktionen verlor, aber im gleichen Zuge progressiv kortikale Zuständigkeiten für neue Organisationsebenen erwarb.

Die Ebenen sind weniger als neuronale Verschaltungen motorischer und sensorischer Muster zu verstehen, sondern vielmehr als produktive Module, die bei der Repräsentation von Handlungen und Wahrnehmungen einander ergänzend zusammenarbeiten (komplementärer Charakter der Hirnfunktion).

3. Endogene Faktoren der Handpräferenz

Ansatzpunkt für diesen Aspekt der Händigkeitsherausbildung ist die Instabilität der Handlateralität in den ersten Lebensjahren (vgl. Tabelle 2). Aus wissenschaftlichen Untersuchungen zur Ausprägung der Lateralität geht hervor, dass die Seitigkeit nicht stabil von Geburt an festgelegt ist, sondern in frühkindlichen Entwicklungsabschnitten seitlichen Schwankungen unterworfen ist (GESELL & AMES, 1947).

GESELL & AMES (1947) erstellten nachfolgendes Schema zum Wechsel der Handbevorzugung:

Tab. 2: Wechsel der Handbevorzungen (Schema von GESELL & AMES (1947) nach FISCHER, 1988, S. 44–45)

Lebenszeit		Handbevorzugung
16 – 20	Wochen	unilateral links
bis 24	Wochen	definitiv bilateral
bis 28	Wochen	Wechsel zu unilateral rechter Bevorzugung
bis 32	Wochen	Bilateral
36 – 52	Wochen	unilateral, Rechts–Links–Bevorzungen wechseln
52 – 56	Wochen	klare Rechtsbevorzugung
bis 80	Wochen	unilateral, Rechts–Links–Bevorzungen wechseln
2	Jahre	Rechtsbevorzugung klar ausgebildet
2,5 – 3,5	Jahre	bilateral
4 – 10	Jahre	unilateral rechts, wobei eine letzte bilaterale Phase mit 7 Jahren auffällt

Aus dem Wechsel der bevorzugten Hand leitet ULLMANN (1974) eine Periodizität ab, die der Reifung asymmetrischer Funktionen dient (FISCHER, 1988, S. 45).

GESELL & AMES (1947) schließen aus ihrem gewonnenen Datenmaterial, dass die „...*Händigkeit [ist klar] ein Produkt des Wachstums...*“ (FISCHER, 1988, S. 45) darstelle. Die Frage, ob und wenn ja, wie weit Umwelt- und sozio–kulturelle Einflüsse eine Rolle der Präferenzherausbildung spielen, wird durch GESELL & AMES (1947) nicht beantwortet.

Untersuchungen von ILJIN (1963) zu Kraft und Muskeltonus der Hände haben gezeigt, dass der Grad, in dem eine Asymmetrie ausgeprägt ist, mit zunehmendem Alter unverändert bleibt. Womit er auch die Theorie der anlagebedingten Determinierung der Rechtshändigkeit stützt.

Die Vertreter der genetischen Theorie der Händigkeit stützen sich auf Ergebnisse der Erbforschung von CHAMBERLAIN (1928). Dieser untersuchte insgesamt 12.068 Studenten und deren Familienangehörige. Aus den Untersuchungen leitete er ab, dass eine Linkshändigkeit gehäuft dort auftrat, wo beide Elternteile Linkshänder waren.

Seine Ergebnisse können zusammengefasst werden:

Waren beide Eltern Rechtshänder, so lag der Linkshänderanteil der Kinder bei 2,1%. Ist nur ein Elternteil Linkshänder gewesen, betrug der linkshändige Kinderanteil 11,4%. 46% der Kindern mit Bevorzugung der linken Hand wuchsen in Familien auf, in denen beide Eltern Linkshänder waren (nach SCHENK (1976) aus FISCHER, 1988, S. 45).

Hinreichend konnte die Theorie der Erbllichkeit auch durch die folgenden Untersuchungen nicht belegt werden. Zum heutigen Zeitpunkt erklärt das Modell von PORAC & COREN (1981) das Phänomen der Händigkeitpräferenz am verständlichsten. Es integriert neben Erbfaktoren endogene und exogene Einflussgrößen, die die Richtung der Lateralisation des Individuums bestimmen (FISCHER, 1988, S. 48).

Die Links- und Rechtshändigkeit ist als eine angeborene (genetisch bedingte) Eigenschaft ausgewiesen, da in Untersuchungen von PASSIN, SUCHENWIRTH & FERNER (1969) und STORJOHANN (1969) der Anteil der Linkshänder altersunabhängig erschien.

Ableitend von den genetischen Modellen gehen multifaktorielle (polygenetische) Ansätze davon aus, dass die Streuung der Verteilung der Händigkeit sowohl auf genetische als auch auf nichtgenetische Einflussgrößen zurückzuführen ist.

Es wird kaum möglich sein, alle Erscheinungsformen der lateralen Präferenz und Dominanz auf einfache oder komplexe genetisch orientierte Modellvorstellungen zurückzuführen.

4. Biologische Sichtweisen der Händigkeitsdifferenzierung

Für die Vertreter der pränatal-ontogenetischen Perspektive der Händigkeitentwicklung sind genetische und sozio-kulturelle Einflüsse zweitrangig. Sie gehen von einer zytoplasmatischen Ursache der Ausprägung menschlicher Lateralisation aus. Alle Asymmetrien im menschlichen Organismus werden zytoplasmatischen Effekten während der Genese der Eizelle (nicht nur einem Gen) zugeschrieben. In der menschlichen Ontogenese zeigen sich angeborene, nicht aber unbedingt genetisch determinierte, asymmetrische Entwicklungstendenzen des Organismus (FISCHER, 1988).

5. Endogene und exogene Einflussfaktoren auf die Entwicklung manueller Funktionen

Säuglinge können als Indifferente oder Ambidexte bezeichnet werden, zeigen sie doch in den ersten Lebensmonaten keine Extremitätenbevorzugung. Vielmehr sind gleichzeitige Bewegungsmuster der Arme und Beine zu beobachten. Das Alternieren in der kurzzeitigen Bevorzugung einer Hand bei Kleinkindern verdeutlichte Tabelle 2 (siehe S. 28).

Untersuchungen an Neugeborenen wiesen bereits 24 Stunden nach der Geburt eine asymmetrische Reaktion auf akustische, taktile und visuelle Reize aus. TURKEWITZ (1977) führte die größere Sensibilität der rechten Gesichtshälfte des Säuglings auf das asymmetrische Liegeverhalten des Säuglings zurück. Dieser hat häufiger die rechte Gesichtshälfte der Umwelt zugewandt. Darin ist zugleich die Bedeutung der Existenz derart früher Asymmetrien für die Ontogenese der peripheren und zentralen Funktionslateralisation abzulesen (FISCHER, 1988).

ULLMANN (1974) konnte, nach einer anfänglichen Indifferenz, eine rapide Entwicklung zur Rechtshändigkeit nachweisen.

„...Die Dominanz einer Hand ist mit fünf bis zehn Jahren festgelegt...“ (ULLMANN, 1974, zit. nach FISCHER, 1988, S. 53).

Andere Forschungsergebnisse von STUTTE, SCHILLING & WEBER (1977) und KIRCHERT (1977) sicherten,

„...dass die Präferenzdominanz der Hände bei Kindern bereits im Alter von 15 Monaten ausgeprägt ist und im weiteren Entwicklungsverlauf nur noch geringfügig schwankt...“ (FISCHER, 1988, S. 53).

Ausgehend von diesen Befunden wird vermutet, dass die Entwicklung der Rechts- oder Linkshändigkeit durch reifungsbiologische Faktoren bestimmt wird und weniger durch adaptive Prozesse an Umweltbedingungen (FISCHER, 1988).

In der Abbildung 10 sind die bestehenden Theorien zur Lateralisation mit ihren inhaltlichen Schwerpunkten zusammengefasst.

Hinsichtlich einer geschlechtsspezifischen Betrachtung in der Handlateralisation, die an dieser Stelle nicht vertiefend verfolgt werden kann, liegt es jedoch nahe, dass endogen bestimmte geschlechtsspezifische Differenzierungen in der Ausprägung lateraler Muster bestehen.

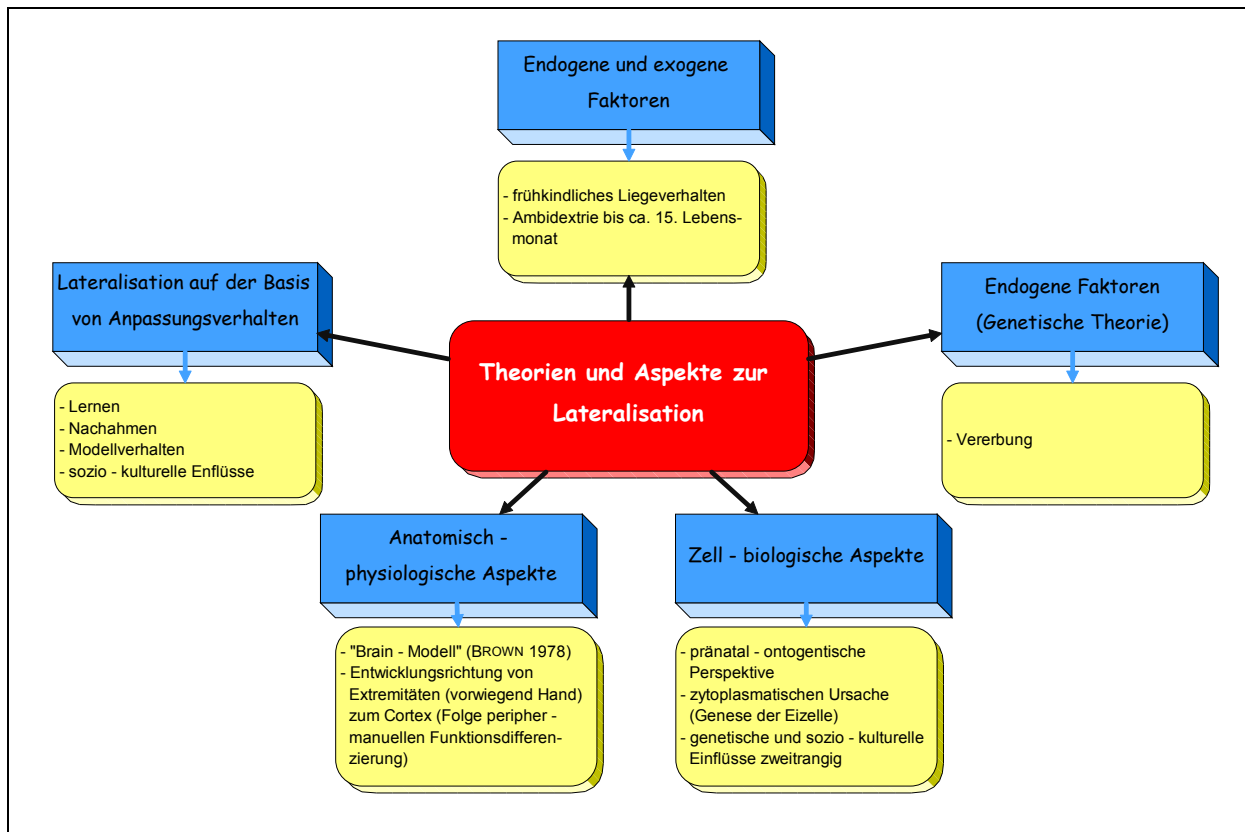


Abb. 10: Übersicht zu den bestehenden Theorien der Lateralisation

So ist bei Frauen die Sprache weniger lateralisiert als bei Männern, während diese räumlich–geometrische Aufgaben besser lösen. Eine mögliche Begründung wird in der größeren Aktivität des männlichen Fetus gesehen, womit eine weniger ausgeprägte Handlateralisation²¹ verbunden ist und das mehr nach außen gerichtete Ohr (größere linke Gesichtshälfte) bewirkt nach SCHMIDT & THEWS (1997) eine stärkere Linkslateralisation der Sprache bei $\frac{2}{3}$ der Männer (SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 186). Weiterhin beruht die geringere Sprachlateralisation der Frauen auf einem starken interhemisphärischen Informationsaustausch durch ein dickeres posteriores Corpus callosum, das einen besseren und schnelleren Informationsaustausch, bedingt durch eine geringere kontralaterale Hemmung ermöglicht (SCHMIDT & THEWS, 1997). Neuroanatomische Unterschiede (subcortical im Thalamus) sind nicht nur auf makroskopischer Ebene (Größe einzelner Hirnareale betreffend), wie z.B. beim Planum temporale (meist links größer) anzutreffen, sondern zeigen sich auch auf mikroskopischer Ebene (Neuroanatomie einzelner Neurone, Somagröße von Pyramiden-

²¹ Der Anteil von Linkshändern bei Männern ist höher als der bei Frauen.

zellen oder Verzweigungsstruktur ihrer Dendritenbäume) und bedingen die funktionellen Unterschiede zwischen den Hemisphären.

Die aufgeführten Unterschiede zwischen den Leistungen der rechten und linken Hemisphäre (siehe Tabelle 1, S. 21) könnten nach SCHMIDT & THEWS (1997) auf gemeinsamen anatomischen Unterschied zurückzuführen sein. Danach besteht eine

*„...variable intrakortikale Kommunikation der linken Hemisphäre. Sprache und Syntax könnten auf eine rasche Bildung von **assoziativen Verkettungen** in der linken Hirnhemisphäre zurückzuführen und nicht sprachspezifisch sein“ (SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 186, Hervorhebung d. Verf.).*

Weiterhin wird angenommen, dass der Phänotyp der Lateralität sich aufgrund sozio-kultureller Einflüsse und individueller Lernprozesse im Lauf der Zeit zugunsten der rechten Körperseite verändert.

Rechte und **linke Hirnhemisphäre** unterscheiden sich in ihrem makro- und mikroskopisch anatomischen Bau. Darin könnte die Tatsache begründet sein, dass bestimmte Denkmuster und Bewegungsprogramme von einer Hemisphäre bevorzugt werden (vgl. SCHMIDT & THEWS (1997)). Die rechte Hemisphäre ist auf Ähnlichkeit und eine visuell-räumliche Gestaltung der Informationsprozesse ausgerichtet. Die linke Hemisphäre folgt einer syntaktisch-sprachlichen und sequentiell-kausalen Verarbeitung. Es besteht ein Konsens über den Fakt, dass bei ca. 75% der Erdbevölkerung die Funktionslateralisation der rechten Hand mit dem aufrechten Gang des Menschen in Verbindung gebracht werden kann (SCHMIDT & THEWS, 1997). Die Präferenz für die rechte Körperseite bei Bewegungen und des rechten Ohres für Sprachlaute (Verarbeitung in der linken Hemisphäre) ist bereits bei der Geburt vorhanden. Die Dimension der Hemisphärenasymetrie für ausgewählte mentale, sensorische oder motorische Tätigkeiten bestimmt teilweise die Ausprägung von Talenten. Die **Ursache** der cerebralen Lateralisierung ist derzeit noch **nicht ausreichend geklärt**. Lateralität von Händigkeit, Sprache und visuell-räumlichen Funktionen **könnten** unabhängig von einander sein. Für einige Leistungen bildet sich die Lateralisierung bereits im Mutterleib heraus und ist bis zum vierten Lebensjahr veränderbar (SCHMIDT & THEWS, 1997).

Aus den Erläuterungen zur Lateralitätsforschung ist bereits hervorgegangen, dass sich Lateralität/Seitigkeit nicht nur auf die Hände oder das Gehirn bezieht. Viel mehr

werden unter dieser Begrifflichkeit sämtliche Phänomene der Seitigkeit zusammengefasst. Im Folgenden sollen einige Begriffe zur Lateralität abgegrenzt werden.

Lateralität (Seitigkeit) bezeichnet die funktionelle Bevorzugung von paarig angelegten Organen und Extremitäten einer Körperseite und ist ein Kennzeichen von Symmetrie und Asymmetrie (OBERBECK, 1989; FISCHER, 1988).

Dieser Definition nach wird zwischen der angeborenen (genuinen) Lateralität und Überlegenheit (Superiorität) unterschieden. Die Superiorität wird im Zusammenhang mit dem Terminus Dominanz gebraucht. Sie kennzeichnet die Überlegenheit einer Extremität oder eines Organs hinsichtlich seiner Funktion.

In Fragen der dominierenden Haltung einer Extremität wird von Präferenz- und Leistungsdominanz gesprochen.

Die **Präferenzdominanz** kennzeichnet die Seitenbevorzugung unter dem Einfluss von Alltagsbewegungen und -handlungen oder Pressionen²² der Umwelt (OBERBECK, 1989, S. 14).

Während die **Leistungsdominanz** die Seitendominanz beschreibt, die „...unter dem Einfluss höchster Anforderungen an die konditionellen und/oder koordinativen Fähigkeiten...“ (OBERBECK, 1989, S. 14) ausgeprägt ist.

Die angeborene Lateralität beschreibt die Ausprägungsform der Seitigkeit, die weder durch pathologische noch umweltfaktorielle Einflüsse verändert wurde.

Im Rahmen der Seitigkeitsforschung wird die Seitigkeit unterschieden in die funktionelle, morphologische (FISCHER, 1988; OBERBECK, 1989; WEINECK, 1994) und sensorische Seitigkeit (OBERBECK, 1989).

Unter der **funktionellen Seitigkeit** versteht man die Verwendungspräferenz oder die Leistungsdominanz bzw. die Bevorzugung eines Körperteils hinsichtlich seiner Funktion.

²² **Pression:** Druck oder Zwang

Die **morphologische Seitigkeit** beschreibt das äußere Erscheinungsbild (Form/Gestalt) einer Extremität, Körperhälfte oder paarig angelegten Organs in Bezug auf Gewicht und Struktur.

Eine Symmetrie oder Asymmetrie hinsichtlich des Sehens, Hörens oder von Drehbewegungen beschreibt die **sensorische Seitigkeit** (OBERBECK, 1989, S. 13).

Schlussfolgernd kann als Ergebnis der Bewertung aller Untersuchungen davon ausgegangen werden, dass die Seitigkeitspräferenz trotz zunehmender angeborener, multifaktorieller Einflussgrößen situativ auf Umwelteinflüsse und auf Lernprozesse des einzelnen Individuums sowie den sozialen Lebensraum zurückzuführen ist.

In der Lateralitätsforschung erfolgt zunehmend die Unterscheidung und Differenzierung der Seitigkeitsphänomene in Präferenzdominanz und Leistungsdominanz.

Eine spezielle Art der Seitigkeit ist die Händigkeit, die als Disposition feinsten koordinativer Bewegungen mit der Vorzugshand beschrieben werden kann.

Die Seitigkeit (Lateralität), die sich auf alle Körperpartien bezieht, kann nach ihrer Unterteilung in funktionelle, morphologische und sensorische Arten, im Bereich der funktionellen Seitigkeit differenzierter unterschieden werden. Analog trifft das auch für die morphologische und sensorische Seitigkeit zu.

Die funktionelle Lateralität kann in fünf Arten unterschieden werden. Es wird eine Einteilung in:

»Händigkeit«

»Beinigkeits/Füßigkeit«

»Drehseitigkeit«

»Äugigkeit«

und »Ohrigkeit« vorgenommen (WEINECK, 1994, S. 588).

Wenn die Händigkeit als eine Disposition zwischen den beiden Extremitäten in Bezug auf vorwiegend feinmotorischen Fertigkeiten beschrieben wird, so kann die „*Armigkeit*“ in *Erweiterung des Händigkeitsbegriffs als eine Disposition hinsichtlich der willkürlich maximal erreichbaren Kraftentwicklung* definiert werden. Außerachtgelassen wird jedoch nicht, dass auch koordinative Differenzierungen zwischen dem linken und rechten Arm bei der Lösung von fein- oder großamplitudisch-motorischen Bewegungen getroffen werden können.

3.3 Untersuchungen zum Problem der Lateralität im Sport

Die Lateralität und die Dominanz einer Hemisphäre mit ihren Auswirkungen auf die Leistungsfähigkeit ist bisher ein unvollständig untersuchtes Phänomen im Sport.

Im sportlichen Wettkampf der Zweikampfsportarten oder in den Spielsportarten besitzen Linkshänder oder links schießende Sportler häufig Vorteile. Diese werden zu taktischen Varianten von Trainern eingesetzt oder zwingen ihren sportlichen Gegner durch ihre bloße Andershändigkeit²³ zu einer erhöhten Konzentration und Umstellung seiner Handlungsabläufe. Gerade in den technisch-taktischen Zweikampfsportarten wie Fechten und Boxen, aber auch in Sportarten wie Tennis, Badminton, Tischtennis wird den Linkshändern ein gewisser Vorteil zugeschrieben (PORAC & COREN, 1981). Auch in den Spielsportarten (Handball, Fußball) scheinen „Linkshänder“ bzw. „Linksfüßler“ auf bestimmten Spielpositionen bevorteilt. Für die Linkshänder ist das Normalität, da sie doch fast ausschließlich mit Rechtshändern zutun haben.

Nach wie vor ungeklärt ist, inwieweit eine koordinative und muskulär-seitengleiche Ausbildung Auswirkungen auf die sportliche Leistung hat und ob sich koordinative und konditionelle (Krafftähigkeit) Leistungs- und Präferenzdominanzen in einer Körperseite manifestieren.

Neben der individuellen Ausprägung der Lateralität könnte gerade in Sportarten wie Kanu und Rudern die Besetzung der Mannschaftsboote mit einem ausgeglichenen Anteil von Sportlern mit Rechts- bzw. Linksdominanzen ein Garant für hohe sportliche Leistungen darstellen.

Angrenzend zur Rechts- und Linkslateralisation beschäftigte sich SCHILLING (1972) mit einem möglichen Wechsel von Präferenz- zur Leistungsdominanz. SCHILLING (1972) entwickelte den Dominanzindex (DI) der Händigkeit, aus dem er den Präferenzdominanztest (PDT) und Leistungsdominanztest (LDT) ableitete. Der Präferenzdominanztest beinhaltet Funktionsproben von zehn ausgewählten Tätigkeiten (FISCHER, 1988, S. 61):

1. Blumen gießen
2. Würfeln
3. Zähneputzen

4. Kugelstoßen
5. Wecker aufziehen
6. Farbtopf umrühren
7. Reißverschluss öffnen
8. Buch hoch oben aus dem Regal holen
9. Waschbeckenstöpsel herausziehen
10. Streichholz anzünden

Der Leistungsdominanztest hingegen beinhaltet das Zielpunktieren einer Männchen-Figur.

Mit der Bestimmung der Händigkeitdominanz beschäftigten sich auch FETZ & WERNER (1992), die unter Zuhilfenahme des Leistungsdominanzindex (LDI) die Händigkeitsausprägung bei verschiedenen Anforderungen, Altersstufen und bei Übungseinfluss an einer Probandengruppe (n=761) ermittelten.

„...Mit Hilfe des Dominanzindex können Entwicklungsschübe und übungsbedingte Veränderungen der Händigkeitdominanz gut aufgezeigt werden, ... um Unterschiede von Genauigkeits- und Schnelligkeitsanforderungen der Hände zu differenzieren, um die Altersstufe der Ausprägung einer bevorzugten Seite zu finden und um Übungseinflüsse auf diese Seitenbevorzugung abzuschätzen...“ (FETZ & WERNER, 1992, S. 170).

Im Rahmen ihrer Untersuchung stützten sich FETZ & WERNER (1992) auf die sportmotorischen Anforderungen des Zielwerfens (Zielgenauigkeit und Präzision) und auf den Tapping-Test (zyklische Aktionsschnelligkeit der Arme).

Als Ergebnis ihrer Studie weisen FETZ & WERNER (1992) unter anderem nach, dass die Händigkeitstests mit Genauigkeitsanforderungen (Zielwerfen) zu einer breiteren Dominanzauffächerung (LDI: 28 bis 84%) führten als solche mit zyklischen Schnelligkeitsanforderungen (Tapping mit LDI: 37 bis 63%) (vgl. FETZ & WERNER, 1992, S. 183).

Des Weiteren konnte durch ein dreiwöchiges Training mit der bevorzugten (dominanten) Hand ein Leistungszuwachs der Vorzugshand und der nichtdominanten Hand statistisch belegt werden. Dieses Ergebnis ist zugleich ein Beleg für den kontralateralen Transfer von einer Körperextremität auf die andere.

²³ Der Anteil der Linkshänder an der Bevölkerung wird mit 10 bis 15% in der Literatur beschrieben (vgl. FISCHER, 1988; SPRINGER & DEUTSCH, 1998; WEINECK, 1994; OBERBECK, 1989; SCHMIDT & THEWS, 1997).

FISCHER (1988) führte Untersuchungen an Schülern und Studenten durch, die Schlagballweit- und Speerwurf unilateral und bilateral trainierten. Die 105 Schüler im Alter von 10 Jahren wurden anhand ihrer Schlagballweitwurfleistungen verglichen. Daneben verwandte FISCHER (1988) auch den Leistungsdominanztest (LDT). Vor und nach dem Training führte er zwei Subtests des Körperkoordinationstest (KTK) nach SCHILLING (1974) durch, um den motorischen Entwicklungsstand der Schüler zu bestimmen (FISCHER, 1988, S. 150). Als Ergebnis seiner Untersuchung konnte FISCHER (1988) feststellen, dass in allen drei Versuchsgruppen (eine Gruppe (A) mit nur rechtsseitigem Training, Gruppe (B) mit nur linksseitigem Training und eine Gruppe (C) mit beidseitigem Training zu gleichen Anteilen) eine Zunahme der Weitwurfleistung der rechten Hand hoch signifikant ausfiel. Die Wurfleistung der linken Hand konnte nur in der Gruppe mit beidseitigem Training (Gruppe C) mit einem statistisch gesicherten Signifikanzniveau nachgewiesen werden. Bei 39 untersuchten Studenten hinsichtlich ihrer Entwicklung der Wurfleistung im Speerwerfen benutzte FISCHER (1988) ein ähnliches Untersuchungsdesign. Zusätzlich zum Leistungsdominanztest (LDT) wurde der Präferenzdominanztest (PDT) durchgeführt. Die Probanden wurden in zwei Gruppen geteilt, wobei die Gruppe (A) (n=20) das gesamte Trainingsprogramm nur mit der rechten Seite und die Gruppe (B) (n=19) beidhändig absolvierten. Durch unregelmäßige Trainingsteilnahme reduzierte sich die Probandenzahl, für die gesicherte Werte vorlagen, in der Gruppe (A) auf 17 und in der Gruppe (B) auf 14. Diese 31 Studenten konnten ihre Leistungen mit der rechten (dominanten) Hand ebenfalls hoch signifikant verbessern. Nur in Gruppe (B) mit bilateralem Training veränderten sich auch die Leistungen bei linksseitigen Würfen hoch signifikant.

Als generelle Erkenntnis zieht FISCHER (1988) aus seinen Untersuchungen den Schluss, dass die dominante Körperseite wesentlich stärker von einem Training profitiert, auch wenn das Training bilateral ausgerichtet ist.

Diese praxisorientierte Schlussfolgerung wird auch durch physiologische Interpretationen gestützt, die diesen kontralateralen Transfer (Crossing-Effekt) beim dynamischen Training belegen (HOLLMANN & HETTINGER, 2000). In verschiedenen Untersuchungen (KUHN, 1986; OBERBECK, 1989; RUBE & SECHER, 1991) konnte nachgewiesen werden, dass beim Training einer bestimmten Muskelgruppe auch ein Kraftanstieg in der entsprechenden Muskelgruppe der Körpergegensseite zu verzeichnen war. Die Kraftzunahme der Gegenseite kann nicht signifikant gesichert werden. Als Erklärung

liefern HOLLMANN & HETTINGER (2000) eine mögliche Mitinnervation der nicht unmittelbar trainierten Muskulatur. Weiterhin ist die Kraftzunahme der kontralateralen Seite nicht auf eine Hypertrophie im Muskel, sondern auf eine Änderung des elektrischen Erregungsmusters zurückzuführen. Untersuchungen an Primaten zeigten, dass kortikospinale Fasern vorhanden sind, die nicht im Rückenmark zur Gegenseite kreuzen und somit die gleichseitige Extremität direkt beeinflussen können. Nach Übertragung auf den Menschen würde das pyramidale System eine bilaterale Funktion ausüben, und der „Crossing–Effect“ könnte als eine Ausbreitung motorischer Impulse auf die trainierende und nicht trainierende Muskelgruppe verstanden werden (HOLLMANN & HETTINGER, 2000).

Ausführliche Betrachtungen zum kontralateralen Transfer liefern u.a. KUHN (1986) und OBERBECK (1989). Eine weitere Untersuchung und Methode zur Bestimmung der Seitigkeit wurde von OBERBECK (1989) vorgestellt. In seiner Studie befasste sich OBERBECK (1989) mit der Herausarbeitung einer Seitigkeitstypologie. Diese Typologie wurde aus der Händigkeit, Füßigkeit/Beinigkeit und Drehseitigkeit/Drehsinn bestimmt. Diese funktionellen Asymmetrien scheinen eine Bedeutung für motorische Lernprozesse und Wettkampfbewegungen zu haben (OBERBECK, 1992).

Durch seine Auswahl der funktionellen Asymmetrien können acht Konstellationsformen der Seitigkeitsausprägung postuliert werden (vgl. Tabelle 3).

Tab. 3: Konstellationstypen der Seitigkeit (nach OBERBECK, 1992, S. 35)

Seitigkeit \ Typ	A	B	C	D	E	F	G	H
Händigkeit	R	R	R	R	L	L	L	L
Sprungfüßigkeit	R	R	L	L	L	L	R	R
Drehseitigkeit	R	L	L	R	L	R	R	L

Als ein Ergebnis seiner Studie lieferte OBERBECK (1992) den in der Literatur zur Hirnforschung aufgezeigten Zusammenhang, dass ca. 90% aller Rechtshänder auch Rechtsfüßer sind, aber nur ca. 70% der Linkshänder den linken Fuß bevorzugen, wenn es gilt feinmotorisch–koordinative Bewegung zu realisieren. In diesem Zusammenhang spricht man von „...einer fast vollständigen Konkordanz (homogene Lateralität)...“ (OBERBECK, 1992, S. 36) bei Rechtshändern. Hinsichtlich der Bevorzugung einer Drehseitigkeit, stellte OBERBECK (1992) keine maßgebliche Abhängigkeit von

der dominierenden Hand fest. Als Konsequenz leitet er eine frühzeitige beidseitige Förderung ab. Des Weiteren wird als sinnvoll erachtet,

„...in den ersten Lebensjahren vor allem durch Geschicklichkeitsübungen das Entstehen einer funktionellen Seitendominanz zu begünstigen und damit die Hirnreifungsprozesse zu unterstützen...“ (OBERBECK, 1992, S. 40).

Neben Seitenpräferenzen und -dominanzen der oberen Extremitäten wurden auch Untersuchungen im sportlichen Kontext zur Lateralität der Beine durchgeführt.

In der Untersuchung von LANDGRAF & STEINBACH (1963) stand die Präferenzdominanz eines Beines beim Absprung zum Weit- und Hochsprung und beim leichtathletischen Hürdenlauf im Mittelpunkt. Es wurden 1.675 Leistungssportler getestet und als Ergebnis die Präferenz einer Hand zum Bein in Beziehung gesetzt. Die Verteilung der Probanden nach Links- und Rechtshänder bzw. Links- und Rechtsbeiner ist in Tabelle 4 zusammengefasst.

Tab. 4: Verteilung der Hand- und Beinbevorzugungen bei Leichtathleten (n=1.675) (LANDGRAF & STEINBACH, 1963, zit. nach FISCHER, 1988, S. 64)

Zuordnung	Fallzahlen	Prozentualer Anteil [%]
Rechtshänder	1.498	89,44
Linkshänder	177	10,56
Rechtsbeiner	703	41,97
Linksbeiner	972	58,03
Gekreuzte Asymmetrie (RH/LB, LH/RB²⁴)	919	54,86
Gleichseitig	756	45,14
Gesamt	1.675	100,00

Wichtigstes Ergebnis der Untersuchung von LANDGRAF & STEINBACH (1963) war die Feststellung, dass es in der untersuchten Stichprobe mehr „Linksbeiner“ als „Rechtsbeiner“ gab (vgl. FISCHER, 1988). Bei der Annahme der kontralateralen Organisation des Zentralnervensystems mit Vorlage einer linksseitigen Hemisphärenlateralisation müsste beim Rechtshänder auch das rechte Bein dominant sein. Die Befunde von LANDGRAF & STEINBACH (1963) zeigten, dass 42% der Rechtshänder auch das rechte Bein, dagegen 58% das linke Bein bevorzugten. Bei den Linkshändern stellte sich heraus, dass 65% das linke Bein bevorzugten und 35% als „Rechtsbeiner“ anzuse-

²⁴ Erläuterung: RH/LB = Rechtshänder/Linksbeiner
LH/RB = Linkshänder/Rechtsbeiner

hen sind (vgl. FISCHER, 1988, S. 64). Bei Bewegungshandlungen der unteren Extremitäten könnte somit eine Lateralisation der linken Seite abgeleitet werden. LANDGRAF & STEINBACH (1963) relativieren jedoch diesen Ansatz, da beim Vergleich der Seitenpräferenzkonsistenzen der Sportler (n=1.675) im Hoch- und Weitsprung andere Ergebnisse (siehe Tabelle 5) auftraten.

Tab. 5: Dissoziationen²⁵ der Sportler (n=1.675) im Hoch- und Weitsprung (nach Fischer, 1988, S. 65)

Dissoziierte²⁶	Gesamte n	davon Dissoziierte im Hoch- und Weitsprung	
		n	in Prozent
LH / LB	115	3	2,60%
LH / RB	62	2	3,22%
RH / LB	857	51	5,83%
RH / RB	641	143	22,30%

Der hohe Anteil von 22,3% der Sportler mit Bevorzugung der rechten Hand und des rechten Beins (RH/RB) wird durch LANDGRAF & STEINBACH (1963) durch die mögliche Umerziehung von Links- zu Rechtshändern begründet und führen aus, „...dass ein gewisser Zahlenanteil davon den gekreuzten Rechtsbeinern zugeordnet werden könne...“ (LANDGRAF & STEINBACH, 1963, S. 270). Damit vertreten sie grundsätzlich ihre Theorie, dass die kontralaterale Überlegenheit (gekreuzte Prävalenz) der oberen und unteren Extremitäten normal sei.

Bestätigt werden diese Ergebnisse durch OBERBECK (1992), der bei Weitspringern von einer 50 : 50 Verteilung ausgeht und bei Hochspringer ein Verhältnis von ca. 3 : 1 der linksbeinigen Springer beschreibt.

SPILLE (1959) erhielt bei seiner Befragung von 167 Leistungssportlern in der Sportart Leichtathletik als Ergebnis mit 43,7% einen noch höheren Anteil an dissoziierten Rechtshändern (vgl. FISCHER, 1988, S. 66). Erfragt wurden hier die Präferenzen des linken und rechten Beines in verschiedenen Disziplinen und Tätigkeiten. In Tabelle 6 sind die Disziplinen und Tätigkeiten mit der prozentualen Verteilung beschrieben.

Der Anteil der Linkshänder in dieser Stichprobe betrug 9%. Der Wechsel des Sprungbeines wird durch den Vergleich der Rechtsspringer (50,7%) beim Weitsprung zu denen beim Hochsprung (Schersprung) mit 32,3% deutlich.

²⁵ Wechsel des Sprungbeines

²⁶ Trennung der Sportler in Rechtshänder/Rechtsbeiner (RH/RB), Rechtshänder/Linksbeiner (RH/LB), Linkshänder/Linksbeiner (LH/LB) und Linkshänder/Rechtsbeiner (LH/RB).

Überraschend an dieser Studie ist, dass Linksspringer (gaben das linke Bein immer als Absprungbein an) ihr rechtes Bein für das sprunghäufigere hielten (SPILLE, 1959).

Tab. 6: Präferenzen der unteren Extremitäten von Leichtathleten (n=167) (nach FISCHER, 1988, S. 65)

Disziplin / Tätigkeit	linkes Bein bevorzugt in %	keine Bevorzugung in %	rechtes Bein bevorzugt in %
Weitsprung	43,6	5,7	50,7
Schersprung	67,7	-	32,3
Rollsprung	45,4	1,3	53,2
Hürdensprint	52,6	3,7	43,7
Starten	72,4	3,9	23,7
Sprungkraft	37,4	13,4	49,2
Fußballstoßen	2,0	2,0	96,0
Radschlagen	61,1	1,3	37,6
Schlittern	39,4	1,4	59,2
Schwingen	57,6	1,0	41,4

Die Frage der spontanen Bevorzugung von Hand, Bein und Drehseitigkeit versuchte WASMUND (1976) zu klären. Untersucht wurden 333 Sportstudenten im Alter von 20 bis 22 Jahren und 175 Grundschüler im Alter von 6–7 Jahren mit 21 ausgewählten Funktionsmerkmalen. Betrachtet man die Ergebnisse von WASMUND (1976) und SPILLE (1959) unter dem Aspekt der Entwicklung und Leistung, ergibt sich folgendes Bild. Im Weitsprung scheinen alle drei Gruppen das rechte Bein zu bevorzugen, während beim Hochsprung das linke Bein einen Präferenzvorteil besitzt. Im Hochsprung ist die Tendenz einer Linkslateralisation abzulesen (vgl. Tabelle 7).

Tab. 7: Gegenüberstellung von ermittelten Beinbevorzungen nach SPILLE (1959) und WASMUND (1976) (aus FISCHER, 1988, S. 67)

Disziplin	links bevorzugt in %			keine Bevorzugung in %			rechts bevorzugt in %		
	SPILLE (1959) n=167 (Leistungssportler)	WASMUND (1976) n=333 (Sportstudenten)	WASMUND (1976) n=175 (Grundschüler)	SPILLE (1959) n=167 (Leistungssportler)	WASMUND (1976) n=333 (Sportstudenten)	WASMUND (1976) n=175 (Grundschüler)	SPILLE (1959) n=167 (Leistungssportler)	WASMUND (1976) n=333 (Sportstudenten)	WASMUND (1976) n=175 (Grundschüler)
Weitsprung	43,6	40,0	35,0	5,7	6,0	10,0	50,7	54,0	55,0
Hochsprung	67,7	80,0	42,0	-	2,0	4,0	32,3	18,0	54,0
Startstellung des vorderen Beines	72,4	42,0	35,0	3,9	6,0	5,0	23,7	52,0	60,0
Fußballstoßen	2,0	8,0	13,0	2,0	16,0	2,0	96,0	76,0	85,0

Die Linkslateralisation bei den verschiedenen leichtathletischen Handlungen werden damit erklärt,

„...dass bei großmotorischen Bewegungsfrequenzen, die das Zusammenspiel der Koordinationsmuster der oberen und unteren Extremitäten erfordern, zusätzliche Faktoren bei der Bewegungskontrolle ein Rolle spielen...“ (FISCHER, 1988, S. 68).

Aus Sicht der Gesamtkörperkoordination scheint der Vorteil darin zu bestehen, dass der Athlet das der bevorzugten Hand gegenüberliegende (linke) Bein einsetzt und schult. Ausdruck dafür ist die Funktionsteilung von Wurfarm und Stemmbein (z.B. Speerwurf, Schlagwurf im Handball).

Ableitend aus der Gegenüberstellung der Untersuchungen von SPILLE (1959) und WASMUND (1976) bestätigt sich die funktionelle Asymmetrie der Beine in der Festlegung eines bevorzugten Sprungbeines bei den Sportlern. Wie sich die Dominanz herausbildet ist bislang noch nicht vollständig geklärt. Es wird angenommen, dass es sich vornehmlich um eine erworbene und von äußeren Faktoren bedingte Erscheinung handelt.

Wie die vorgestellten Untersuchungen belegen, ist die Lateralität ein auf kortikaler Ebene angelegtes und koordinativ sowie konditionell bestimmtes Konstrukt. Bei allen sportlichen Bewegungen, ob sie nun mit den Armen und/oder mit den Beinen ausgeführt werden, spielen für eine erfolgreiche Realisierung die Auge–Hand– bzw. Auge–Fuß–Koordinationen eine entscheidende Rolle.

PORAC & COREN (1981) werteten von 2.611 untersuchten Sportlern Fragebögen zur sensomotorischen Koordination von Auge, Hand und Bein aus. Die Ergebnisse sind sehr heterogen. Generell betrachtet scheint die sportliche Leistungsfähigkeit unabhängig von der Seitenbevorzugung zu sein. Betrachtet man die Ergebnisse zur Handbevorzugung, fällt auf, dass in den Sportarten Eishockey, Feldhockey und Basketball wechselnde Handbevorzugungen mit einem höheren Leistungsniveau korreliert. Argumentiert wird von PORAC & COREN (1981), dass in diesen Sportarten einseitige Stereotype durch die geforderten schnellen Reaktionsmuster auf beiden Körperseiten vermieden werden. Dagegen zeigen die Ergebnisse der Rückschlagsportarten einen entgegengesetzten Trend. Hier wird der Leistungsvorteil in der konsistenten Handlateralisation, die durch die fixierte Schlägerhaltung determiniert ist, beschrieben (PORAC & COREN, 1981, S. 187).

Der für die Beinpräferenz schlüssig erklärbare Vorteil einer wechselnden Beinbevorzugung ergibt sich für die Sportart Fußball.

Leistungsvorteile bei einer gekreuzten Auge–Hand–Koordination führen PORAC & COREN (1981) auf biomechanische und neurophysiologische Erkenntnisse zurück. Aus diesem Ergebnis leiten PORAC & COREN (1981) ab, dass bei manipulativen Aktivitäten (z.B. Finten) Sportler mit einer gekreuzten Lateralität über höhere Gleichgewichtsfähigkeiten verfügen. Belegt wird diese Aussage durch die Untersuchung von OBERBECK (1989), der herausfand, dass die erfolgreichsten leichtathletischen Zehnkämpfer eine gekreuzte Lateralitätsausprägung (Rechtshänder–Linksbeiner–Linksdreher) bzw. Linkshänder–Rechtsbeiner–Rechtsdreher (siehe Tabelle 3, S. 38)) aufwiesen. Begründet wird diese Feststellung mit den günstigeren Körperkoordinationsleistungen dieser beiden Seitigkeitstypen.

Die Spezialisierung einer Körperseite hat zwar die Entstehung von Bewegungsgewohnheiten (motorische Automatismen²⁷) zur Folge, die es dem Menschen gestatten, nicht bewusstseinspflichtige Bewegungen schnell und präzise auszuführen, aber Lateralitätsaspekte (laterale Transfertätigkeit als fertigungsorientiertes Merkmal zur Beurteilung des Koordinationsvermögens) fließen stärker in komplexere koordinative Bewegungsmuster ein (HARTMANN, 1997, S. 178).

²⁷ Unter **Bewegungsautomatismen** versteht HARTMANN (1997) koordinative Bewegungsmuster, die auf koordinativen Fähigkeiten beruhen und Fertigkeiten bilden.

Die Mehrheit der aufgeführten Untersuchungen beschäftigten sich mit der Bestimmung der Hand- und/oder Beinlateralisation, beschrieben Seitigkeitstypologien oder verdeutlichten die Auswirkungen einer Lateralisation auf feinmotorische und sensorische Bewegungsvollzüge. Weiterhin wurde versucht, Trainings- und Übungseffekte und deren Auswirkung auf die Seitigkeit zu erklären.

Festzuhalten ist, dass die **Lateralisation kein hinreichender Indikator für die sportliche Leistungsfähigkeit** ist. Bislang nicht nachgewiesen wurden der Zusammenhang und der Einfluss einer Lateralisation auf die Leistungsfähigkeit im konditionellen Fähigkeitsbereich und damit auf die sportliche Leistung.

Fazit der angesprochenen Theorien zur Ausprägung und Entwicklung der Lateralität ist, dass **eine Theorie allein nicht hinreichend klären kann, wie sich die „Rechtslateralisation“ vollzogen hat.** So ist mit Sicherheit anzunehmen, dass **sowohl phylogenetisch–ontogenetische, als auch sozial–kulturelle Einflüsse eine bedeutende Rolle bei der Ausprägung bevorzugter Extremitäten spielen.**

3.4 Lateralität im Kanurennsport bei Nachwuchsathleten

In den azyklischen Sportarten mögen die Vorteile der Leistungs- und Präferenzdominanz einer Körperseite gegeben sein, in zyklischen Sportarten wie Kanurennsport, Rudern oder Schwimmen könnten deutliche Unterschiede der Körperextremitäten im konditionellen und koordinativen Bereich negative Auswirkungen auf die sportliche Leistung haben. In zyklischen, alternierenden und synchronen Sportarten wird davon ausgegangen, dass eine gleich große Kraftentwicklung in der leistungsbestimmenden Muskulatur für einen geradlinigen Vortrieb sorgt, ohne dabei Kraft aufzubieten, um Kurs- oder Lagekorrekturen ausführen zu müssen. Die hierfür aufgewendete Kraft würde sich negativ auf die sportliche Leistung auswirken. In diesem Sinne würde jede Lenk- oder Kurskorrektur erheblichen Leistungs- und Geschwindigkeitsverlust bedeuten.

In alternierenden und synchronen, zyklischen Sportarten wird somit Wert auf eine homogene Kraftentwicklung (muskuläre Ausbildung) der leistungsbestimmenden Muskulatur gelegt. Dabei steht neben der 100%igen Nutzung der konditionellen

Grundlage für An- und Vortrieb, die Vermeidung von muskulären Dysbalancen insbesondere zwischen beiden oberen Extremitäten, im Mittelpunkt.

Zwar könnten mögliche Lateralitäten bzw. Seitigkeiten (funktionelle Asymmetrie) bei einzelnen Sportarten durch angepasste sporttechnische Umsetzung teilweise kompensiert werden, aber auch diese Tatsache beinhaltet Verlust, der sich vor allem im Leistungsbereich niederschlagen würde. STAROSTA (1997) verweist in diesem Zusammenhang auf die durch unterschiedliche Länge und Kraft der Beine gegebene Asymmetrie beim Gehen und Laufen.

Die im Leistungssport **störenden Auswirkungen der Funktionsasymmetrie** werden durch „...**Kompensationsbewegungen**...“ (STAROSTA, 1997, S. 91) **ausgeglichen**.

Differenzierter dürfte sich dieses Problem bei zyklisch–alternierenden, dazu zählen u.a. die Riemenbootsklassen im Rudern, die Canadierfahrer, die Kajakboote sowie die Wechselzugschwimmarten und synchronen Sportarten (Skullbootsklassen und Delphin-/Brustlage im Schwimmen) zeigen.

Bei der Zusammensetzung von Mannschaftsbooten wären Aspekte der Lateralität zu beachten. Eine mögliche Fehlbesetzung würde zu unterschiedlichen Drehmomenten führen, die durch Lenkaktionen wieder ausgeglichen werden müssten. An dieser Stelle wären Verluste bezüglich der Geschwindigkeit besonders augenfällig.

Besonderes Augenmerk sollte dieser Problematik im Nachwuchsbereich (Altersspanne von 10/11 bis 16/17 Jahre) gewidmet werden. Nach der allgemeinen Grundausbildung schließt sich im Nachwuchstraining das Grund- und Aufbaustraining an (vgl. Abbildung 11 und 12). Gerade hier findet zum einen eine rasante konditionelle Entwicklung statt, zum anderen (dies erscheint bedeutsamer!) bildet die koordinative Ausbildung den Schwerpunkt. Dieser Altersbereich ist gekennzeichnet von einem schnellen motorischen Lernerfolg und guten Schulungsmöglichkeiten der koordinativen Fähigkeiten, die eine erfolgreiche sportliche Karriere entscheidend mitbestimmen können. In diesem Altersbereich muss die sportartspezifische Ausbildung der koordinativen Fähigkeiten erfolgen und die Ausbildung der sportlichen Technik sollte innerhalb des Trainingsprozesses besondere Bedeutung haben. MARTIN, CARL & LEHNERTZ (1991) formulieren „...*als Optimum der Leistungsentwicklung...in der Schwerpunktsetzung des Kinder- und Jugendtrainings...*“

- (1) *Ausbildungsabschnitt: Vielseitige Grundlagen*
- (2) *Ausbildungsabschnitt: Entwicklung sportartspezifischer Grundlagen*
- (3) *Ausbildungsabschnitt: Systematischer Aufbau der konditionellen Leistungsfähigkeit und der Stabilisierung der Leistung...* (MARTIN, CARL & LEHNERTZ, 1991, S. 292),

folgende Leitziele für das Nachwuchstraining:

- langfristige und planmäßige Verbesserung des sportartspezifischen Leistungszustandes
- Stabilisierung einer sportartgerichteten Leistungsmotivation
- Erfolgreiche Wettkampfteilnahme (vgl. MARTIN, CARL & LEHNERTZ, 1991, S. 292).

Gesicherte Erkenntnisse aus der Grundlagenforschung bilden die Basis für ein wissenschaftlich fundiertes Training im Bereich des Nachwuchsleistungssports bis hin zum Hochleistungssport.

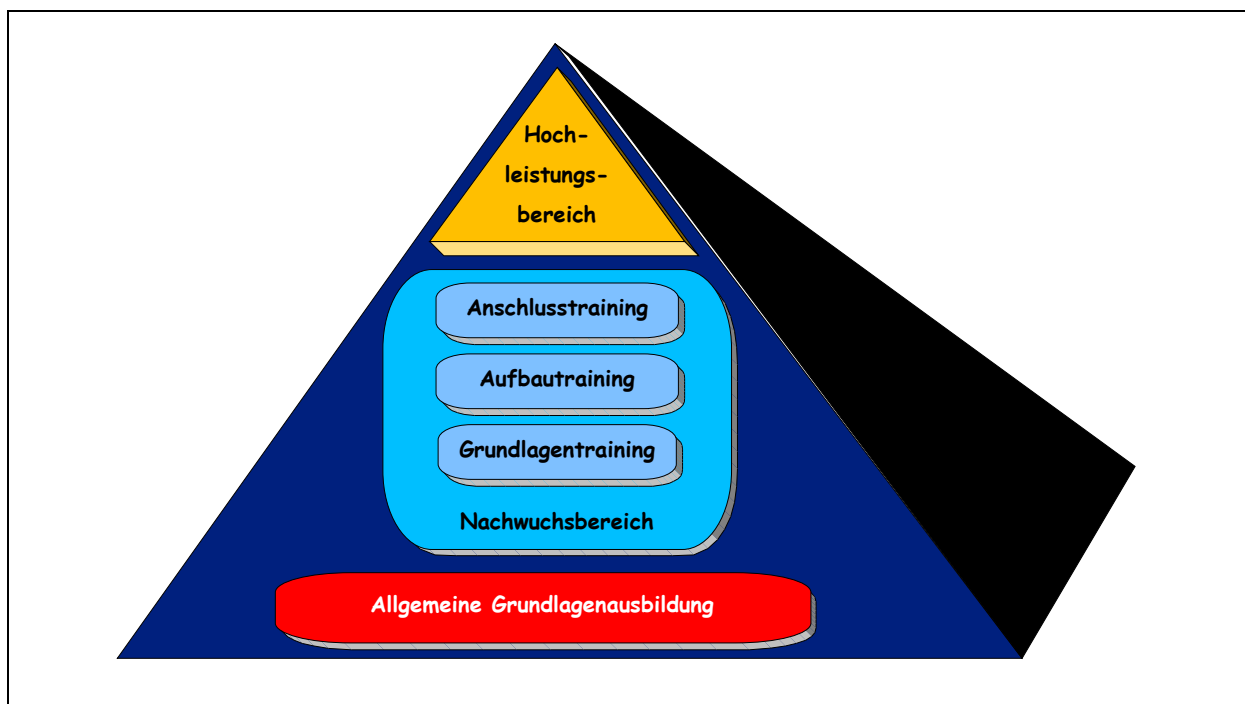


Abb. 11: Trainingsstufenaufbau im Leistungssport (nach MARTIN, CARL & LEHNERTZ, 1991, S. 291)

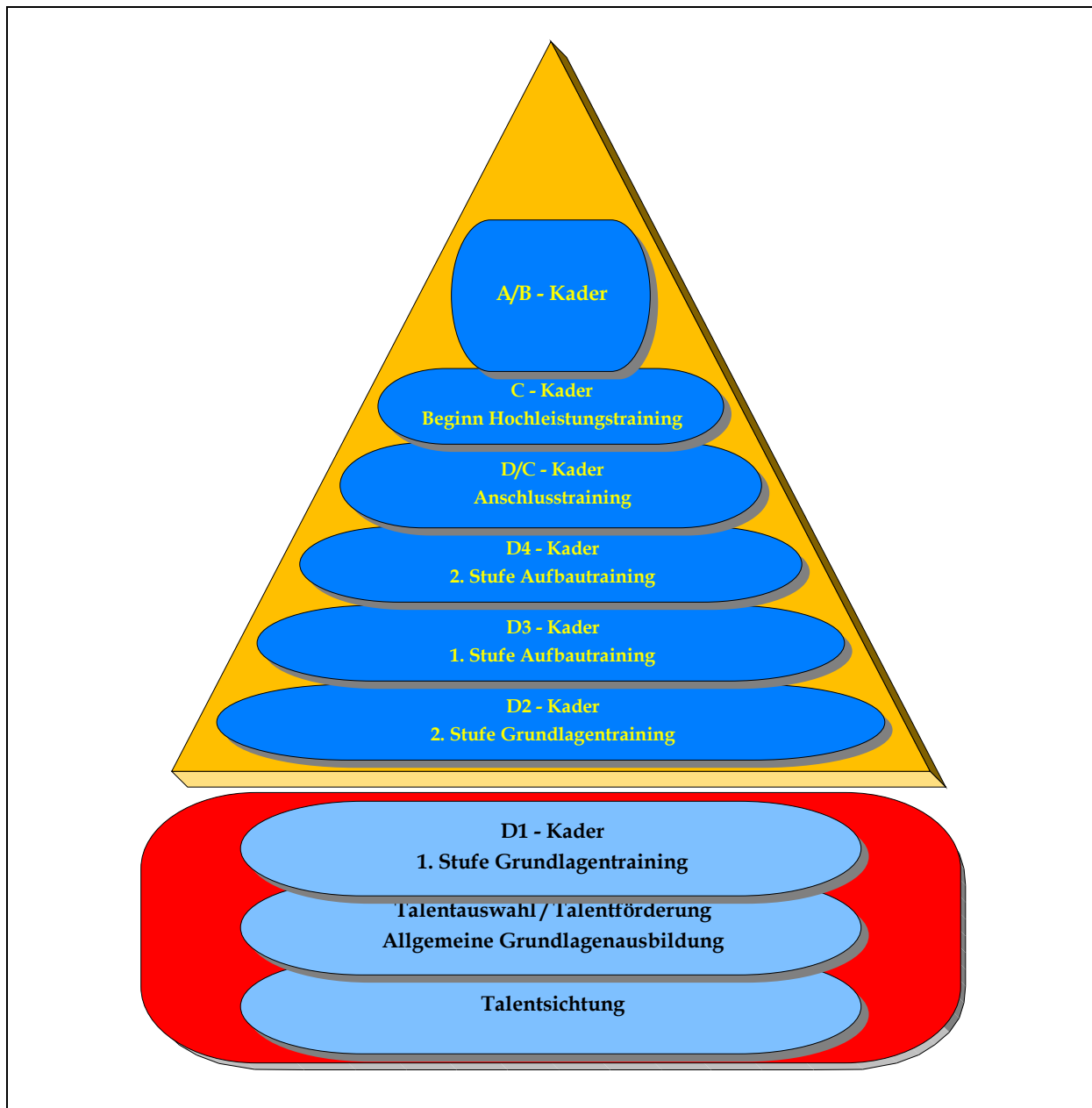


Abb. 12: Trainingsstufen und Kaderbildung im Deutschen Sportbund (i.A.a. MARTIN, CARL & LEHNERTZ, 1991, S. 306)

Das motorische Lernen verläuft im Entwicklungsprozess nicht geradlinig, sondern hält auch Rückschritte bereit, die die Leistungsfähigkeit stagnieren lassen. Im Grundlagentraining sind bei den Athleten schnelle Lernfortschritte zu verzeichnen (vgl. Abbildung 13). Zu beachten gilt es, dass in den unterschiedlichen Lernstadien identische Technikausführungen unterschiedliche Anforderungen an die physischen Fähigkeiten der Sportler stellen. Auch bei gleichen konditionellen Voraussetzungen ermüden Lernanfänger bei gleicher Bewegungsaufgabe schneller als Experten.

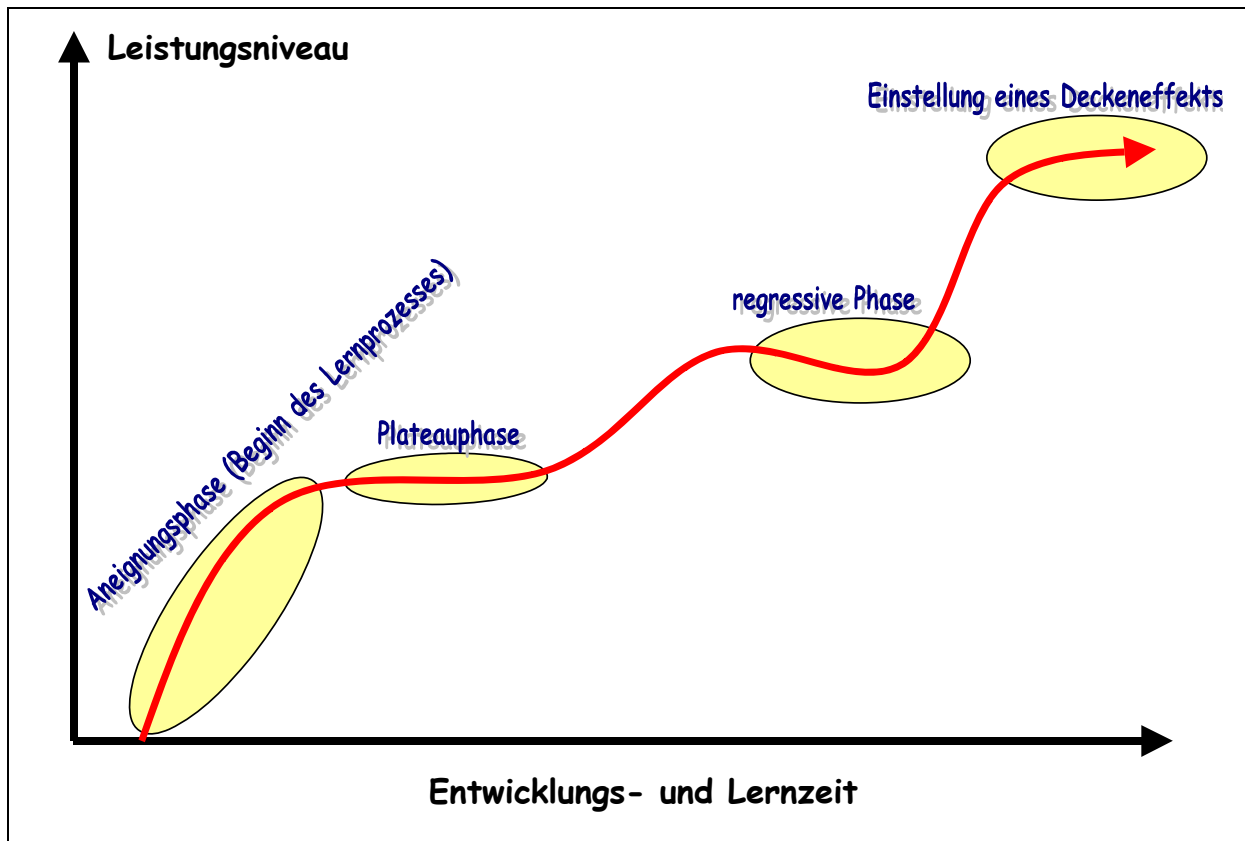


Abb. 13: Vorstellung zum Verlauf der Lernkurve beim motorischen Lernen (nach LOOSCH, 1999, S. 177)

LOOSCH (1999) sieht die Problemlösung nicht in einem verstärktem Kraft- und Konditionstraining begründet, sondern durch eine Verbesserung und Ökonomisierung der sportlichen Technik. Die Schulung und Entwicklung allgemeiner und spezifischer koordinativer Fähigkeiten ist im Aufbautraining (Nachwuchsbereich) der Vorzug gegenüber der speziellen Entwicklung der konditionellen Fähigkeiten einzuräumen.

Da in den Sportarten Kanurennsport, Rudern und Schwimmen keine willkürlich maximal erreichbare Kraftentwicklung erbracht werden muss, sondern eher von einem optimalen (relativen) Krafteinsatz²⁸ für die entsprechende sportliche Leistung ausgegangen wird, spielen in diesem Zusammenhang konditionelle und koordinative Fähigkeiten eine entscheidende Rolle (RYNKIEWICZ & STAROSTA, 1997). Eine umfassende Ausbildung der allgemeinen und sportartspezifischen koordinativen Fähigkeiten sowie der die Leistungsstruktur bestimmenden konditionellen Fähigkeiten bilden eine solide Grundlage für das Erreichen von Spitzenleistungen. Eine parallele Entwicklung und Ausbildung der Lateralität im koordinativen und konditionellen Bereich könnte

²⁸ Krafteinsätze bei der Realisierung von koordinativ anspruchsvollen Bewegungsvollzügen scheinen sich auf dem Niveau der schwächeren Seite einzupegeln.

sich begünstigend auf die Ausprägung der sportlichen Leistung auswirken, um frühzeitig dem Entstehen von Kompensationsbewegungen im Sinne der Lateralität in der sportlichen Technik entgegenzuwirken.

Bei Messungen im »Freiwasser«, als auch in der »Kanu–Gegenstromanlage« im Bereich des Kanurennsportes und des Ruderns (Messboot) werden seit einigen Jahren sich in Qualität und Quantität unterscheidende Kraft–Zeit–Funktionen der linken und rechten Körperseite beobachtet. Korrekturen der Griffhaltung des Paddels im »Kanu–Gegenstromkanal« während des Stufentests konnten keine vollständige Angleichung der Kraftentwicklung beim Durchzug beider Arme gewährleisten. Somit müssten weitere Faktoren einen Einfluss auf die differenzierte Kraftentwicklung beim Durchzug der Arm- und Schultermuskulatur ausüben.

Eine ähnliche Differenzierung ist bei der Objektivierung der allgemeinen Kraftfähigkeiten der Arm–Beuge–Schlinge²⁹ am »Kraftmessplatz Kanu« in eigenen Untersuchungen festgestellt worden (WICK & KRÜGER, 1998; KRÜGER, 1998). Am Kraftmessplatz für Kanuten am Olympiastützpunkt Potsdam³⁰ konnten Kraftdifferenzen während Maximal- und Schnellkraftmessungen erstmals objektiv registriert und erfasst werden.

Inwieweit koordinativ–konditionelle und allgemein–spezifische Präferenzen einer Körperseite übereinstimmen, kann bislang noch nicht beantwortet werden. Welcher Zusammenhang zwischen sportlicher Leistung und Seitigkeit besteht, ist ebenfalls noch nicht hinreichend untersucht worden.

Studien an jungen Sportlern belegen eine etwa gleiche Bewegungsgenauigkeit des rechten und linken Armes. Mit zunehmendem Alter wird die Bewegung des rechten Arms jedoch genauer als die des linken (MEINEL & SCHNABEL, 1998, S. 200). Dieses Ergebnis ist Ausdruck der trainings- und wettkampfspezifischen Anforderungen an die funktionelle Dominanz einer Körperseite und weiterhin ist

„... die Herausbildung einer »guten« Seite tätigkeitsbedingt, das heißt das Ergebnis einer längeren Schulung nach einer Seite ...“ (MEINEL & SCHNABEL, 1998, S. 200–201).

²⁹ Muskelschlinge der oberen Extremitäten

³⁰ Entwickelt wurde der Kraftmessplatz im Rahmen eines gemeinsamen Forschungsprojekts der Universität Potsdam, Institut für Sportwissenschaft und dem Olympiastützpunkt Potsdam, „Schnellkraft – Eine Reserve in der Leistungsentwicklung im Kanurennsport“, Projektleiter PD Dr. Ditmar Wick. Gefördert durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft Köln 1996, VF 0403/0205/04/ 96

Die Bedeutung einer körperlich–gleichseitigen Ausprägung und Ausbildung der sportmotorischen Fähigkeiten wird damit unterstrichen, und auf Grund des kontralateralen Transfers werden trainingsmethodische Möglichkeiten und Ansätze, nicht nur im Kanurennsport, aufgezeigt, die bei aufgetretenen Sportverletzungen einer Extremität eine adäquate Belastung der gesunden Extremität zulassen, um den Trainingsausfall und den Verlust der sportlichen Form so gering wie möglich zu halten. Damit ist noch einmal belegt, welchen hohen Einfluss die Bewegungskoordination im motorischen Lernprozess auf die körperliche und sportliche Entwicklung ausübt.

Da unbestritten ist, dass ein gewisses Maximalkraftniveau eine notwendige Voraussetzung für eine adäquate Schnellkraftleistung ist, sind ähnliche Ergebnisse bei der Auswertung der Schnellkraftdifferenzierung zwischen links und rechts in den oberen Extremitäten zu erwarten, wie bei der Maximalkraft. Ansätze des Einflusses von Seitigkeitsausprägungen finden sich bei KÖRNDLE & LIPENS (1984) im Rudern oder KOS & STAROSTA (1997), STAROSTA (1997) im Schwimmen. Eine hinreichende Begründung und Erklärung konnte jedoch noch nicht erbracht werden.

Ansätze zum Einfluss der Seitigkeit auf die sportliche Leistungsfähigkeit im Kanurennsport finden sich bei BIERMANN & WICK (1997), WICK & KRÜGER (1998), KRÜGER (1998) und RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN (2001). Diese Arbeiten zeigen mögliche Tendenzen auf, ohne diese jedoch vollständig zu begründen. Auf diesen Erkenntnissen aufbauend soll der Einfluss einer Lateralität auf die sportliche Leistungsfähigkeit bei Nachwuchssportlern im Kanurennsport untersucht werden.

Das beste motorische Lernalter fällt in die Lebensspanne des späten Schulkindalters. Diese Lebensspanne umfasst das 10./11. bis 11./12. Lebensjahr bei Mädchen und 10./11. bis 12./13. Lebensjahr bei Jungen. In dieser Zeitspanne entwickeln sich auf Grund der geschlechtsspezifischen Reifungsprozesse die Maximal- und Schnellkraftfähigkeit deutlicher als in den vorangegangenen Lebensabschnitten. Die koordinativen Fähigkeiten steigen im Vergleich zu den früheren Lebensabschnitten kontinuierlich an. Einige koordinative Fähigkeiten (Rhythmisierungsfähigkeit, sportliche Reaktion) erreichen deutliche Zuwächse bei Kindern, die mindestens dreimal pro Woche geschult und trainiert werden (vgl. MEINEL & SCHNABEL, 1998). Mit der relativ frühen Ausprägung der koordinativen Fähigkeiten ist in dieser Altersspanne das „...*Lernen auf Anhieb...*“ (MEINEL & SCHNABEL, 1998, S. 292), ein besonderes Merkmal des motorischen Lernens. Viele verschiedene Bewegungsformen werden von den Kindern neu, sehr schnell und erfolgreich erworben.

Für eine umfassende und allseitige Ausbildung der jungen AthletInnen stellt dieser Lebensabschnitt einen optimalen Zeitraum für die sportliche Entwicklung dar. Vielseitige Leistungsgrundlagen sind anzulegen und eine einseitige Spezialisierung in diesem Altersbereich ist auszuschließen. Für die koordinativ-sporttechnische Ausbildung bildet die „...*Phase der besten motorischen Lernfähigkeit in der Kindheit...*“ (MEINEL & SCHNABEL, 1998, S. 298) die entscheidende Basis. Individuelle Technikmerkmale werden in dieser Zeit ausgeprägt, bestimmen im weiteren Verlauf die sportliche Entwicklung und können schon früh die Leistungsentwicklung determinieren.

Nicht unbeachtet bleiben soll die kontroverse Diskussion um das Konstrukt der „sensiblen“ oder „sensitiven Phasen“ in bewegungswissenschaftlichen Fachkreisen. Die Beschreibung von Phasen günstiger Lern- und Trainingsabschnitten haben sich bis in die heutige Zeit bewährt, auch wenn ihnen die wissenschaftliche Fundierung stellenweise abgesprochen und als „...*vorwissenschaftlich...*“ (NEUMAIER, 1999, S. 225) bezeichnet wird. Weiter verweist NEUMAIER (1999) darauf, dass die Trainierbarkeit der koordinativen Fähigkeiten über die gesamte Lebensspanne möglich ist. Eine lebenslange Entwicklung nicht nur im kognitiven Bereich wird dem Menschen nicht abgesprochen. Vielmehr geht es um Phasen, in denen besonders günstige Voraussetzungen vorliegen, die eine sehr schnelle Erlernung oder Aneignung von Fähigkeiten bedingen. Kritisch zu betrachten ist die strenge zeitliche Zuordnung dieser günstigen Trainingszeiträume, wie sie von MEINEL & SCHNABEL (1998) vorgenommen wurden. Es wird die Auffassung vertreten, diese sensiblen Zeiträume verstärkt am biologischen Alter auszurichten, da die Unterschiede zwischen chronologischem und biologischem Alter mit dem Übergang vom Kindes- zum Jugendalter besonders groß werden können (vgl. CONZELMANN, 2002; WEINECK, 2000; JOCH & HASENBERG, 1999). CONZELMANN (2002, S. 60) verweist darauf,

„...dass für die Bestimmung von Trainingsinhalten die Plastizität motorischer Fähigkeiten im Lebenslauf eine wichtige, aber nicht die einzige Bezugsgröße ist...“,

sondern es müssen möglichst alle Kriterien erfasst und einbezogen werden. Die erste Lebenshälfte bietet wesentlich günstigere Entwicklungstendenzen für die koordinativen Fähigkeiten als die zweite Lebenshälfte (CONZELMANN, 2002). Ferner postuliert auch CONZELMANN (2002) das Schulkindalter als Phase des besten motorischen Lernalters in der Kindheit.

3.4.1 *Leistungsbestimmende Muskulatur im Kanurensport*

Um die Zusammenhänge zwischen Lateralität und Sportart herzustellen und den eventuellen Einfluss der Lateralität zu verdeutlichen, werden leistungsdeterminierende Muskelgruppen sowie Trainingsstruktur und sporttechnisches Leitbild des Kanurensports dargestellt.

Der Kanurensport wird auf Grund seiner Bewegungsstruktur zur Gruppe der zyklischen Sportarten gezählt. Die alternierenden Bewegungen erfordern eine Synchronität und relative Ausgeglichenheit zwischen der rechten und linken Körperseite, um Kursänderungen durch Abweichungen in zeitlich–dynamischen Bewegungsstrukturen zu vermeiden. Diese Kursänderungen müssten durch vortriebsunwirksame Krafteinsätze korrigiert werden, die leistungsmindernd wirken können. Bei ersten Analysen der kinematischen Struktur der Paddelschläge bestätigten BIERMANN & WICK (1997) eine differenzierte Raumstruktur zwischen der linken und rechten Schlagseite. Individuell verschieden zeigten sich auch die Handwege in der Trajektion (Raumbahn), die Durchzugslänge (Vortrieb) und die Entfernung von der Mitschiffslinie (laterale Abstand von der Bootsmitte) (BIERMANN & WICK, 1997).

Während des Durchzuges müssen durch die Arm-, Schulter- und Rumpfmuskulatur relativ hohe Widerstände durch möglichst schnelle Krafteinsätze überwunden werden. Im Laufe der letzten Jahre hat sich das kanuspezifisch–technische Bewegungsleitbild vom Zug–Druck–Verhalten³¹ der Arm- und Schultermuskulatur zum „*vorderzugbetonten Paddelschlag*“ (LENZ, 1987 und 1994) gewandelt. Die Zug–Druck–Bewegung war auf einen möglichst gleichmäßigen Kraftverlauf während des Durchzuges ausgerichtet, der im Endzug sein Maximum erreichte, während das neue Bewegungsleitbild auf einen schnellen Kraftanstieg nach dem „Wasserfassen“ (Einsetzen des Paddels ins Wasser) mit dem Erreichen des Kraftmaximums im Vorderzug und dem Halten des Kraftniveaus bis in den Endzug ausgelegt ist (LENZ, 1994). Dadurch sind höhere Impulse möglich, die in der Summe eine höhere Bootsgeschwindigkeit implizieren und letztendlich schnellere Fahrzeiten ermöglichen (vgl. Abbildung 14).

³¹ **Zug-Druck-Verhalten:** Mit der wasserfassenden Paddelhand (-arm) wird gezogen, während der Gegenarm über den Paddelschafthebel (Drehpunkt = wasserfassende Paddelhand) nachdrückt.

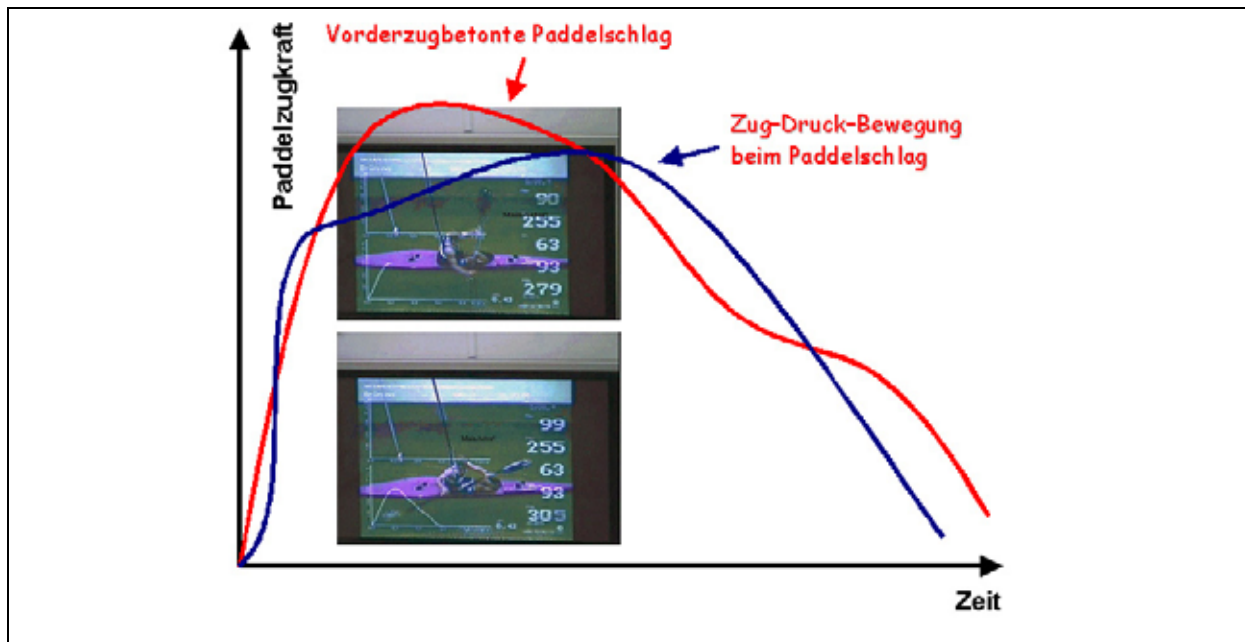


Abb. 14: Schematischer Vergleich des vorderzugbetonten Paddelschlages (neues Technikleitbild) und der Zug-Druck-Bewegung (altes Technikleitbild)

Die Veränderung des Technikleitbildes in der Paddeltechnik wurde durch die neue Paddelblattform entscheidend beeinflusst und mitbestimmt (KAHL, 1996).

Neben den sportartspezifischen Rahmenbedingungen (Medium: Wasser, Wettkampf- und Trainingsgerät: Kajak/Canadier) ist die sitzende bzw. kniende Körperhaltung für die leistungsbestimmende Arbeitsmuskulatur bedingend. Die leistungsbestimmende Muskulatur sind die Bereiche der Arm-, Schulter- und Rumpfparten (vgl. Tabelle 8), während die Beinmuskulatur der Stabilisierung des Bootes und der Einstellung der Steuerflosse dient.

Tab. 8: Leistungsdeterminierende Muskulatur beim Kajakfahren

Körperbereiche	Beteiligte Muskeln	Aufgabe / Funktion bei der Bewegungsausführung
Arm-Schulter-Bereich	M. biceps brachii M. brachialis M. brachioradialis	Beim Zugarm wird in der Anriss- und Zugphase der Oberarm aus der Seitvorhalte "rücktieffgeführt" und der Ellenbogen gebeugt.
	Mm. flexores digitorum superficialis et profundus Mm. flexores carpi ulnaris et radialis	Beugung des Handgelenks in der Anriss- und Zugphase.
	M. triceps brachii M. deltoideus	Der Druckarm wird gestreckt und gleichzeitig erfolgt die Oberarmhebung.
Rumpf	<i>Rumpfvorderseite:</i> M. obliquus externus abdominis dexter M. obliquus internus abdominis sinister (Fortsetzung der Zugrichtung des schrägen äußeren Bauchmuskels über die Sehnenplatte des M. rectus abdominis) M. pectoralis major dexter M. serratus anterior dexter	Unterstützung des Armzuges durch die Rumpfmuskulatur. Wasserfassen erfolgt im Punkt der größten Verwindung (Vorspannung der Rumpfmuskulatur). Weiterhin ist die Bauch- und Rückenstreckmuskulatur für die Rumpfstabilisierung notwendig. Vornahme der Schulter
	<i>Rumpfrückseite:</i> M. transversospinalis Mm. levatores costarum Mm. intercostales externi bzw. interni M obliquus externus abdominis M. latissimus dorsi M. trapezius Mm. rhomboideus major et minor sin.	Oberflächenmuskeln für die Unterstützung der Schulterdrehung.
Beine/Hüfte	M. rectus femoris M. iliopsoas M. tensor fasciae latae	Dient der Stabilisierung und als Druckhilfe für die Armzug und -druckbewegung.

In der Abbildung 15 sind die leistungsdeterminierenden Muskelgruppen dargestellt.

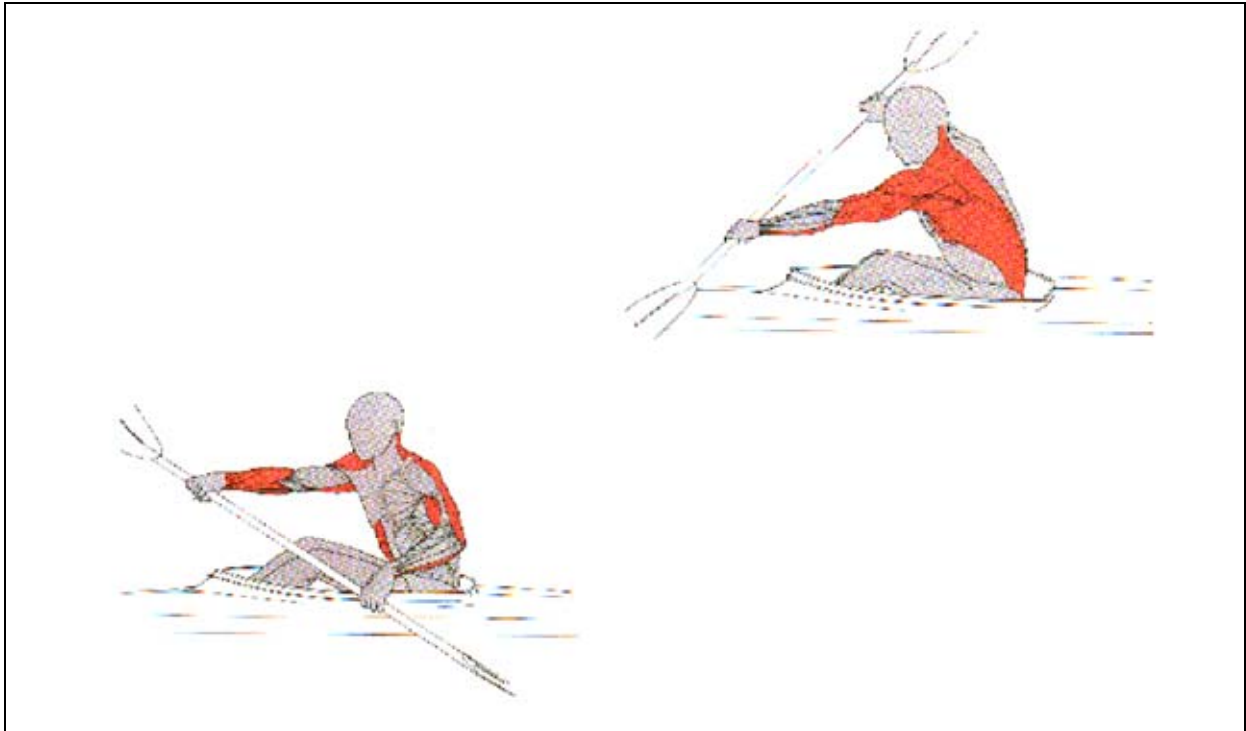


Abb. 15: Leistungsbestimmende Muskulatur bei Kajakfahrer (nach WEINECK, 1991, S. 234)

Bei den Canadierfahrern sind weitestgehend die gleichen Muskelgruppen leistungsbestimmend wie bei den Kajakfahrern. Jedoch erfolgt bei den Canadiern kein alternierender Wechsel zwischen der rechten und linken Körperseite. Die hauptbeanspruchte Muskulatur ist stets auf einer Seite, abhängig von der Fahrseite, lokalisiert. Neben der Händigkeitsausprägung und der (unter Umständen) daraus resultierenden Drehseitigkeit des Paddels bei Kajakfahrern, kann eine bevorzugte Drehrichtung im Bereich der Hüfte (Oberkörperverwringung) gekennzeichnet werden.

Die Symmetrie der Hände im Kanurensport spielt eine besondere Rolle. Je höher die Expertise eines Sportlers ist, desto größer ist die Symmetrie (vgl. RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN, 2001).

Ausgehend von Untersuchungen (BIERMANN & WICK, 1997) im »Kanu–Gegenstromkanal« zeigten sich über den Jahresverlauf differenzierte Impulsverläufe. Bei der überwiegenden Anzahl der Probanden wurde eine rechts–links Differenzierung mit unterschiedlicher Ausprägung festgestellt, die keine Übereinstimmung mit der Händigkeit aufwies (BIERMANN & WICK, 1997, S. 172). Die Auswertung der Ergebnisse im Bereich der Grundlagenausdauerbelastung im »Kanu–Gegenstromkanal« (4 x 750 m–Stufentest) ergaben eine mittlere Differenz von 7 N·s. Für die durchschnittliche Schlagfrequenz von 60–75 Schlägen pro Minute und die zugrunde gelegte Fahrzeit von 3:45 Minuten konnte für die linke Seite bei 130 Schlägen auf den 750 Metern

einen Vorteil von 910 N•s errechnet werden. Das entsprach einem Mehranteil von ca. 12 linksseitigen Schlägen (BIERMANN & WICK, 1997, S. 173).

Dieser rechnerisch belegte Kraftvorteil der linken Körperseite (bezogen auf die untersuchte Probandengruppe) zeigt nicht nur die Lateralisierung des Körpers, sondern birgt auch Gefahren durch den ständigen seitenungleichen Zug der Muskulatur in sich. Die Herausbildung von muskulären Dysbalancen gefährdet das muskuläre Gleichgewicht und könnte auch für ein erhöhtes Verletzungsrisiko verantwortlich sein.

Die bedeutende Stellung der nervalen Ansteuerung sowie der intra- und intermuskulären Koordination und der Einfluss auf die koordinativen Fähigkeiten, die es frühzeitig zu entwickeln gilt, wird mit Messungen von Einfach-Reaktionen auf Lichtreize zwischen der linken und rechten Hand belegt. Hierbei wurden etwas bessere Reaktionszeiten für die rechte Hand ermittelt. Diese Ergebnisse wurden bei einer Überzahl an Rechtshändern unter den Probanden erwartet (BIERMANN & WICK, 1997). Überraschender war, dass bei einer Zerlegung der Reaktionszeit in ihre Bestandteile Entscheidungszeit und motorische Reaktion, mit der linken Hand deutlich kürzere Entscheidungszeiten als mit der rechten Hand erreicht wurden, während bei der motorischen Reaktion der Vorteil wieder bei der rechten Hand lag (vgl. BIERMANN & WICK, 1997, S. 173).

Neben der Leistungsdominanz einer der beiden oberen Extremitäten im Kajakbereich treten hier weitere Unterscheidungen der Lateralisation auf. Gemeint ist die Drehseitigkeit des Paddels. Unterschieden wird in rechts- und linksgedrehte Paddel. Bei den Canadiern zeigt sich die Dominanz einer Körperseite in der Fahrseite. Es wird in Links- und Rechtsfahrer (-schläger) unterschieden. Bedeutung gewinnt diese Selektion bei der Zusammenstellung von Mannschaftsbooten (C2/C4). Diese Besonderheit soll an dieser Stelle jedoch nicht vertiefend ausgeführt werden.

3.4.2 Leistungsstruktur und Technikleitbild im Kanurennsport

Um den komplexen Zusammenhang und die Vielfältigkeit der Faktoren aufzuzeigen, die im Kanurennsport neben der Lateralität leistungsbeeinflussend wirken, werden die Leistungsstruktur und das Technikleitbild näher vorgestellt. Verdeutlicht werden soll, wie eine mögliche Ausprägung der Lateralität über ihre koordinative und konditionelle Bestimmtheit in die Leistungsbeeinflussung eingreifen kann.

In allen Sportarten, so auch im Kanurensport, besteht die Forderung nach Planung und Strukturierung der methodischen Trainingsinhalte, um eine systematische und kontinuierliche Leistungsentwicklung der Athleten zu sichern und zu gewährleisten.

Der Kanurensport gehört zu den Sportarten, deren vorrangiges Ziel in der Zeitlimitierung für das Zurücklegen eines definierten Weges liegt.

In der theoretischen Auseinandersetzung mit der allgemeinen Theorie und Methodik des Trainings wurden für eine transparente Darstellung des Systems der sportlichen Leistung und des Trainings wichtige Voraussetzungen zur Erfassung der leistungsbestimmenden und beeinflussenden Faktoren herausgearbeitet.

Dass an dem komplexen Erkenntnisprozess in den Sportarten alle Wissenschaftsdisziplinen (Trainingswissenschaft, Biomechanik, Medizin, Biochemie, Geräte- und Messtechnik, Pädagogik, Psychologie, etc.) beteiligt sind und für die Ausbildung eines vielseitigen und muskulär harmonisch entwickelten Athleten beteiligt sein müssen, wird vorausgesetzt.

Für die Ermittlung von Leistungsreserven der Athleten sind immer Überlegungen zum Verhältnis von Leistungs- und Trainingsstruktur Ausgangspunkt.

Die Leistungsreserven verdeutlichen sich in den Beziehungen der Faktoren untereinander und in deren Bewertung. Schlussfolgerungen von Faktorenbeziehungen und Bewertungen müssen in der methodischen Planung des Trainings zum Ausdruck kommen (siehe LENZ, 1994, S. 26).

3.4.3 Leistungs- und Trainingsstruktur

Die Erkenntnisse zur Leistungsstruktur in den Sportarten sind das Ergebnis von Wettkampfanalysen im leistungssportlichen Spitzenbereich und bilden somit die Grundlage für weiterführende theoretische Überlegungen. Ziel ist es, ausgehend von den gegenwärtigen Erkenntnissen zur Leistungsstruktur, die Struktur künftiger Weltbestleistungen klassifizieren zu können und damit die Grundlage einer angepassten Trainingsstruktur zu schaffen.

Unter dem Begriff der **Leistungsstruktur** versteht man, den

*„...innere(n) Aufbau (das Gefüge) der sportlichen Leistung aus bestimmenden Elementen (sportliche Technik, Taktik, Psyche, Kondition, Rahmenbedingungen, äußere Bedingungen) und ihren Wechselbeziehungen. Zu den bestimmenden Elementen gehören einerseits die **Leistungskomponenten** des aktuellen Leistungsvollzugs (Teilleistungen und Teilprozesse, ausgedrückt in Kennwerten, Kennlinien und Merkmalen sowie bestimmte komplexere Charakteristika (Inhalt, Komposition, Choreographie)), andererseits die **Leistungsfaktoren** und die sie konstituierenden **Leistungsvoraussetzungen...**“ (nach SCHNABEL, HARRE & BORDE, 1994, S. 46).*

Das Training im Leistungssport stellt die komplexe und rationelle Form der Vorbereitung auf Welthöchstleistungen dar.

„...Der Begriff des Trainings³² und seiner inneren Struktur muss alles umfassen, was direkt der physischen und psychischen Vorbereitung der Athleten dient, was trainierbar ist und trainiert werden muss...“ (siehe LENZ, 1994, S. 26).

Somit besteht die Aufgabe darin, das Training mit seinen Mitteln und Methoden so zu gestalten, dass es unter Berücksichtigung moderner Auffassungen der Leistungsstruktur die Möglichkeit bietet, beim Athleten die notwendigen Voraussetzungen für die Leistungsfähigkeit zu entwickeln. Im Training müssen alle leistungsbestimmenden Elemente und Komplexe entsprechend der Zielgröße der Leistungsstruktur entwickelt werden.

Die **Trainingsstruktur** umfasst den

„...Aufbau und inneren Zusammenhang der wesentlichen Elemente des Trainingsprozesses, deren gesetzmäßiges Verhältnis zueinander, ihr Zusammenwirken im Sinne einer Prozessstruktur und damit auch ihrer zeitlichen Beziehungen (zeitliche Folge der Belastungskomponenten, von Trainingsmitteln, Trainingsbereichen) sowie ihre Aufeinanderfolge im Trainingsprozess...“ (nach SCHNABEL, HARRE & BORDE, 1994, S. 401).

Die Trainingsstruktur ist durch relativ separate Glieder im Trainingsprozess (Zyklen, Perioden, Etappen und Trainingseinheiten) gekennzeichnet und ihre Glieder charakterisieren die Stadien des langfristigen Leistungsaufbaus bis zur komplexen, allseitigen Entwicklung der sportlichen Form. Weiterhin beinhaltet sie die Proportionen zwischen Belastungsbereichen und Körperübungen (Festlegungen zur Konzentration, Akzentuierung und Aufeinanderfolge sowie zur schwerpunktmäßigen Orientierung auf die Entwicklung von Fähigkeiten und Fertigkeiten). Die Trainingsstruktur erfasst die Relationen zwischen den

³² „Training ist die planmäßige und systematische Realisation von Maßnahmen (Trainingsinhalte und Trainingsmethoden) zur nachhaltigen Erreichung von Zielen (Trainingsziele) im und durch Sport“ (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 15).

Belastungsparametern, deren Intensität in der Summe von Belastungsdichte und –dauer, den Belastungsumfang, die verwendeten Körperübungen und Aussagen zur Qualität der Ausführungen, technische und taktische Normen, Leitbilder und Strukturvorgaben (siehe auch HARRE, 1986; SCHNABEL, HARRE & BORDE, 1994).

Bei der Betrachtung der Trainingsstruktur muss berücksichtigt werden, dass durch die Leistungsstruktur gekennzeichnete Faktoren und –komplexe zu einem festgelegten Zeitpunkt (Saison–/WK–Höhepunkt) im erforderlichen Maße ausgeprägt sind (Periodisierung). Vorausgesetzt wird, dass in der Vorbereitung auf den Wettkampfhöhepunkt Teilziele abgeleitet werden, die eine systematische Entwicklung der Leistungsfähigkeit vorgeben.

Abbildung 16 veranschaulicht die Leistungs- und Trainingsstruktur aus trainingsmethodischer Sicht des Kanurennsports.

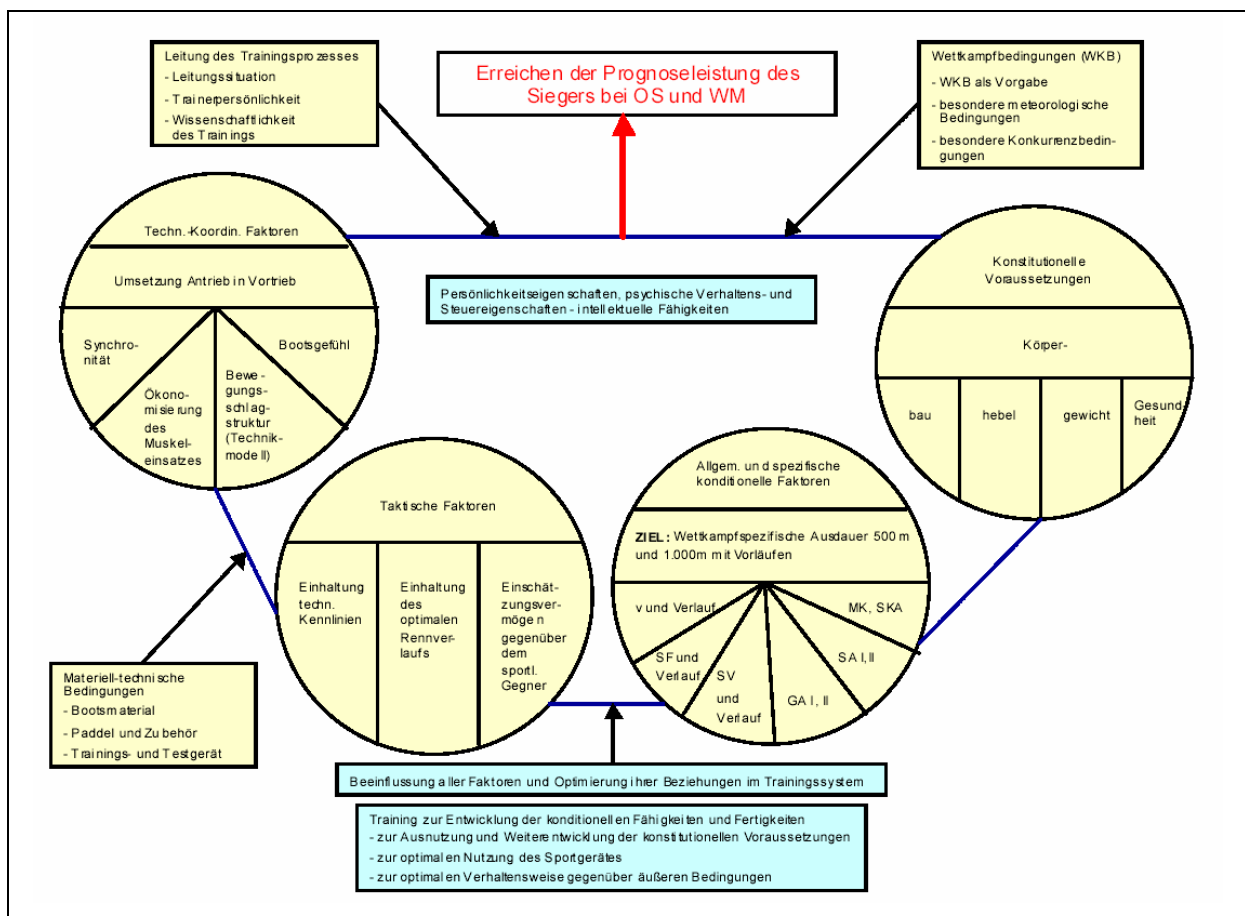


Abb. 16: Leistungs- und Trainingsstruktur im Kanurennsport (nach LENZ, 1994, S. 28)
 [Anmerkung: OS = Olympische Spiele – WM = Weltmeisterschaft – v = Geschwindigkeit – SF = Schlagfrequenz – SV = Schlagvortrieb – GA = Grundlagenausdauer – SA = Schnelligkeitsausdauer – MK = Maximalkraft – SKA = Schnellkraftausdauer]

Die sportliche Leistung ist stets das komplexe Resultat aller leistungsbestimmenden und leistungsbeeinflussenden Faktoren (Fähigkeiten, Fertigkeiten und Persönlich-

keitseigenschaften). In der sportlichen Leistung spiegeln sich der Grad der Ausprägung der sportlichen Technik und die vielseitigen Wechselbeziehungen der Faktoren untereinander wider. Im Nachwuchsbereich ist es punktuell möglich, durch eine besonders hohe Ausprägung einer Fähigkeit oder Fertigkeit in der jeweiligen Altersklasse hohe Leistungen zu erbringen. Mit zunehmender Annäherung an die Welthöchstleistungen wird dies immer schwieriger und die strukturgemäße Ausprägung aller Leistungsfaktoren gewinnt an Bedeutung.

Die Entwicklung der konditionellen und koordinativen Fähigkeiten³³ (Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit) ist mit hohen physischen und psychischen Belastungen verbunden. Im Zuge der Auseinandersetzung im Trainingsprozess eignet sich der Athlet wichtige (vor allem volitive) Eigenschaften an, die ihn befähigen, sein Leistungsvermögen im Wettkampf voll auszuschöpfen und im Training eine hohe Leistungs- und Einsatzbereitschaft zu zeigen. Somit bedingt der Ausprägungsgrad der konditionellen Fähigkeiten unmittelbar die Variationsbreite der taktischen und technischen Handlungen des Sportlers im Wettkampf. Entsprechend den Phasen des Rennverlaufs lassen sich die folgenden konditionellen Fähigkeiten für den Kanurensport herausstellen:

- Maximalkraft (F_{Max})
- Schnellkraft (F_S)
- Schnelligkeit (SK)
- Kraftausdauer (KA)
- Schnelligkeitsausdauer (SKA)
- Grundlagenausdauer (GA)

In Abbildung 17 sind diese Fähigkeiten dem Rennverlauf und den dazugehörigen Phasen zu geordnet.

³³ Die Fähigkeiten Kraft und Schnelligkeit sind nicht nur durch energetische Prozesse determiniert, sondern es wird erweiternd auf „...ein „kombiniertes“ Model zu Kondition und Koordination...“ (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 50) verwiesen.

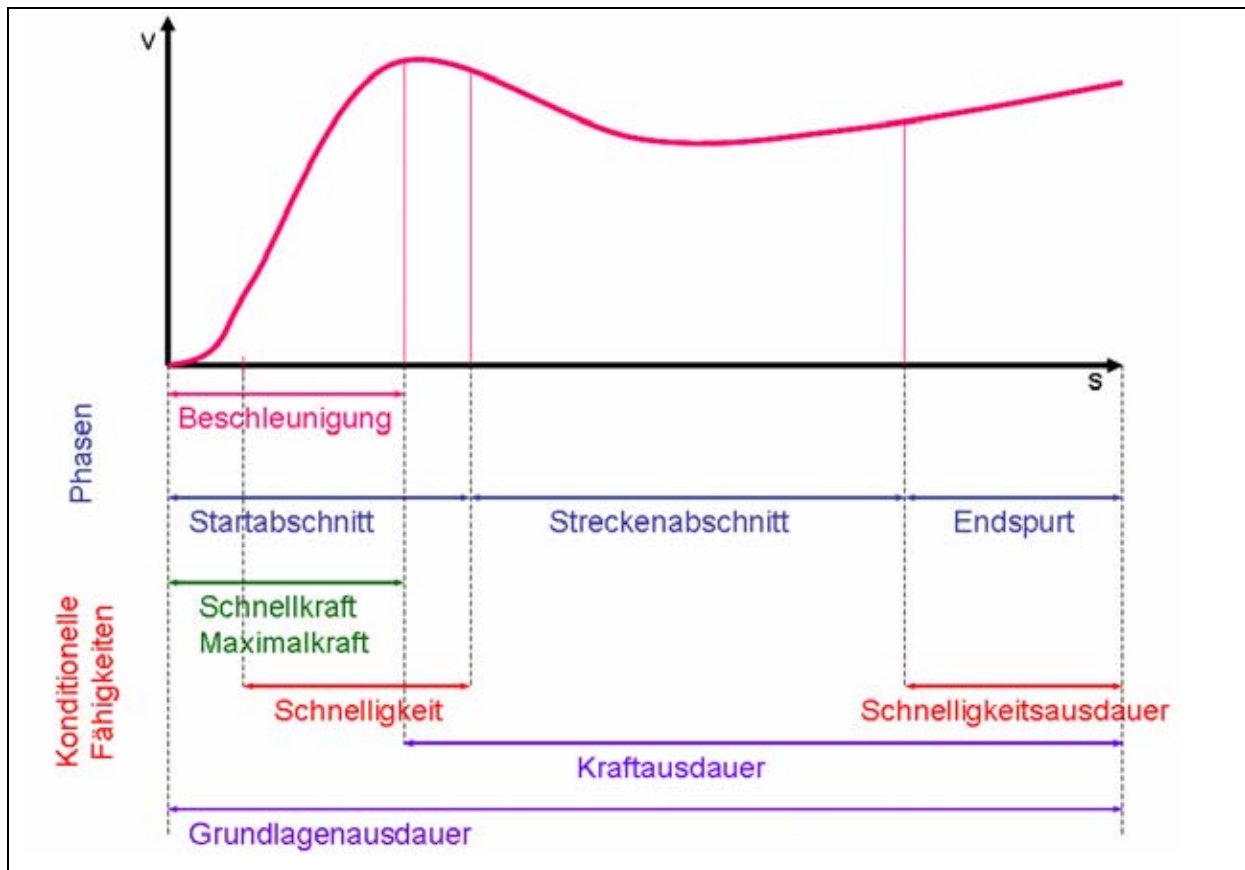


Abb. 17: Phasen des Rennverlaufs mit in ihnen dominierenden konditionellen Fähigkeiten (nach LENZ, 1994, S. 50) [Anmerkung: v = Geschwindigkeit – s = Weg – KA = Kraftausdauer]

Ebenso bedeutsam ist der Zusammenhang zwischen konditionellen Fähigkeiten, koordinativ-technischen Fähigkeiten und Fertigkeiten sowie die damit verbundene Wechselwirkung zwischen leistungserzeugenden und -übertragenden Mechanismen. Krafftigkeiten, Ausdauerleistungsfähigkeit und Schnelligkeit werden erst dann wirksam, wenn sie durch eine entsprechende Fahr- und Paddeltechnik in eine größtmögliche Geschwindigkeit im gesamten Rennverlauf umgesetzt werden können.

Konditionelle Fähigkeiten sind somit Leistungsvoraussetzungen für den Erwerb und die Entwicklung motorisch-koordinativer Fähigkeiten und für ein hohes Maß an vielfältigen speziellen sportlichen Bewegungshandlungen (vgl. ROTH, 1982).

Der Kanurensport zählt auf Grund seiner Leistungsstruktur zu den ausdauer- und kraftbestimmten Sportarten. Ausdauerleistungsfähigkeit und Krafftigkeiten bilden die Grundlage hoher Wettkampfleistungen.

Die Ausdauerleistungsfähigkeit ist die entscheidende Basis für den Einsatz vielfältiger Trainingsmethoden, um die Entwicklung der spezifischen konditionellen und koordinativen Fähigkeiten zu unterstützen. Die Bedeutung der Ausdauerleistungsfä-

higkeit wird durch die Definition **Ausdauer** von HOHMANN, LAMES & LETZELTER (2001, S. 51) unterstrichen.

Der Begriff der **Ausdauer** wird im Allgemeinen als **Ermüdungswiderstandsfähigkeit** definiert. In diesem Sinne ermöglicht sie

1. eine gewählte Intensität möglichst lange aufrechterhalten zu können,
2. die Verluste an Intensität so gering wie möglich halten zu können,
3. die sportliche Technik und Konzentrationsfähigkeit bei komplizierten Sportarten über längere Zeit stabilisieren zu können.

Die Ausdauer ist direkt und indirekt leistungsbedeutsam, sie ist leistungs- und trainingsbegrenzend zugleich. Ein umfangreiches und intensives Training ist nur auf der Basis einer guten Ausdauer möglich. Deshalb muss zusätzlich die zentrale Funktion der Ausdauer als **Regenerationsfähigkeit** berücksichtigt werden. Die (aerobe) Ausdauer bewirkt also auch, dass man

4. sich nach einer Belastung schnell(er) erholen kann (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 51).

Die Einteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit und ihre Wechselbeziehung zu den neuro-physiologischen Vorgängen beschreibt Abbildung 18³⁴. Gleichzeitig sind der entsprechenden methodischen Gliederung die Phasen und Abschnitte innerhalb des Rennverlaufes zugeordnet.

Die Formen der motorischen Ausdauerleistungsfähigkeit sind schlüssig aus den biologischen Gesetzmäßigkeiten abzuleiten. Nach der Definition der Ausdauer geht es um die Widerstandsfähigkeit gegen die auftretende Ermüdung bei Ausdauerbelastungen in Bezug auf die Aufnahme und Verarbeitung des Sauerstoffs.

³⁴ Wie die folgenden Übersichten von Krafftigkeiten und Schnelligkeit, zeigt die Abbildung zur Ausdauer einen komprimierten Ausschnitt und erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Für eine ausführlichere Darstellung siehe ROTH, 1982; HOLLMANN & HETTINGER, 2000; NEUMANN, PFÜTZNER & BERBALK, 1999 und HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001.

Allgemeine und lokale Ausdauer unterscheiden sich dahingehend, dass mit der **allgemeinen Ausdauer**, die Ausdauer einer Muskelmasse von **mehr als $\frac{1}{7}$ bis $\frac{1}{6}$** der gesamten Skelettmuskulatur gemeint ist, wohingegen die **lokale Ausdauer**, die Ausdauer einer Muskelmasse von **weniger als $\frac{1}{7}$ bis $\frac{1}{6}$** der gesamten Skelettmuskulatur beschreibt (vgl. HOLLMANN & HETTINGER, 2000).

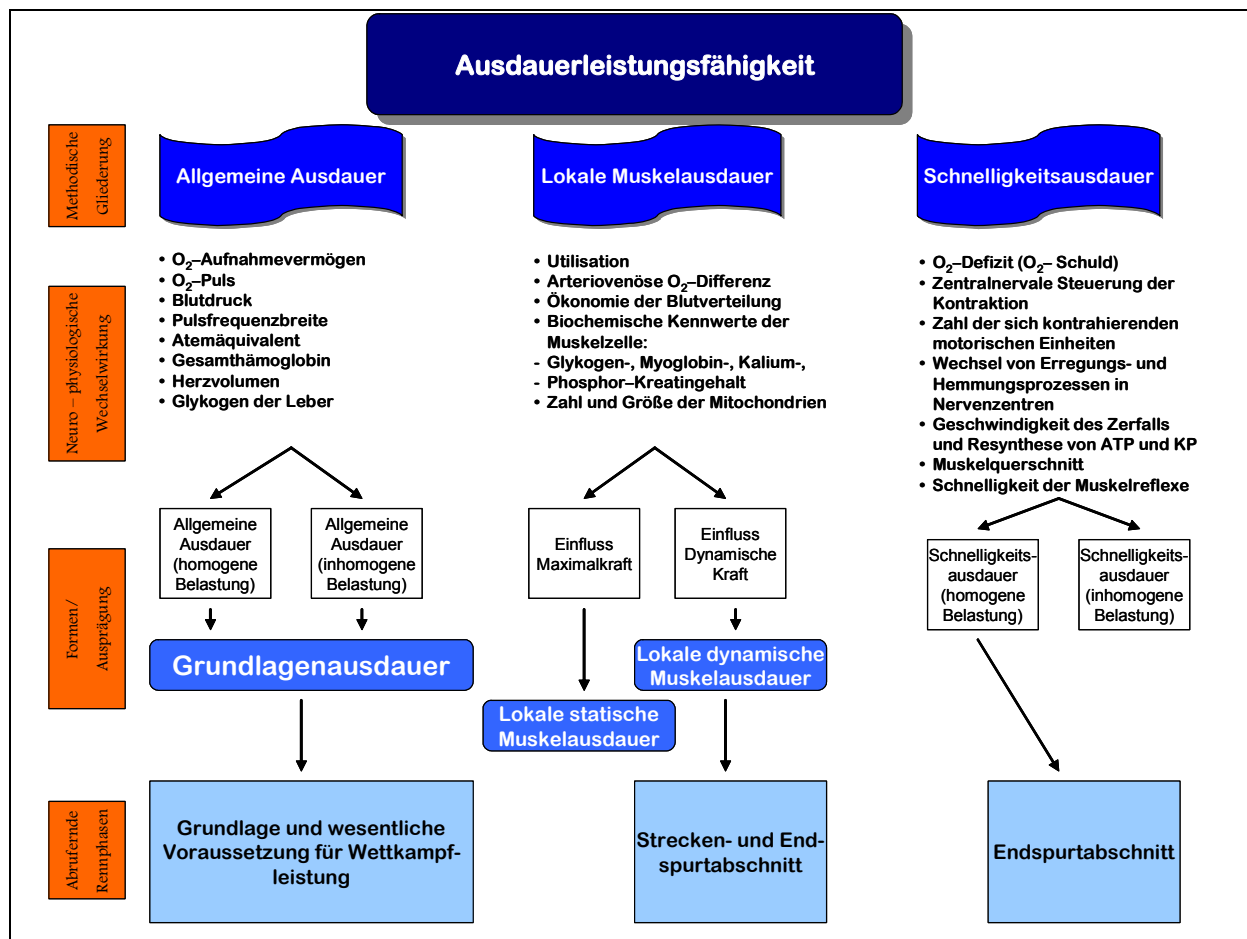


Abb. 18: Merkmale der Ausdauerleistungsfähigkeit und Phasen im Kanurennsport (i.A.a. ROTH, 1982, S.32)

Eine Sonderstellung muss der Schnelligkeitsausdauer zugeschrieben werden. Sie wird sowohl stark von energetischen als auch informellen³⁵, koordinativen Prozessen bestimmt. Die Zuordnung auf Grund der biophysiological Wechselbeziehungen

³⁵ Angesprochen werden hier die informationsdeterminierten Fähigkeiten wie **Informationsaufnahme, -verarbeitung, -speicherung** und die systematische Kopplung in den **Regel- und Steuerungsvorgängen (Regelkreise)**. Somit stellen die informationellen Fähigkeiten eine wesentliche Voraussetzung für die koordinativen Fähigkeiten dar und werden in der Sportwissenschaft oft im Zusammenhang mit den koordinativen Fähigkeiten oder der Schnelligkeit als Reaktionsfähigkeit genannt (vgl. PAUER, 2001, S. 17).

zur Ausdauerleistungsfähigkeit wird durch die Fähigkeit, ein hohes Sauerstoffdefizit eingehen zu können, bestimmt. Weiterhin spielen Muskelfaserverteilung,

- | | |
|--|--------------------------------|
| • ST–Fasertyp (slow twitch fibres) | Typ I–Faser, |
| • FTO–Fasertyp (fast twitch oxidative fibres) | Typ II A–Faser, |
| • FTG–Fasertyp (fast twitch glycolytic fibres) | Typ II B–Faser ³⁶ , |
| • Intermediär–Fasertyp | Typ II C–Faser |

und versorgendes Motoneuron eine wichtige Rolle. HOHMANN, LAMES & LETZELTER (2001, S. 73) beschreiben die drei Typen von motorischen Einheiten:

- (1) schnelle motorische Einheiten mit hoher Ermüdbarkeit (Typ FF, fast fatigue)
- (2) schnelle motorische Einheiten mit geringer Ermüdbarkeit (Typ FR, fatigue resistant)
- (3) langsame, nicht ermüdbare motorische Einheiten (Typ S, slow).

Die **Schnelligkeitsausdauer** beschreibt das Vermögen eines Sportlers, eine **hohe Bewegungsgeschwindigkeit** oder die **maximale Bewegungsschnelligkeit** über die gesamte Wettkampfstrecke oder für eine vorgegebene Zeit bzw. Streckenlänge³⁷ (Endspurtabschnitt im Rennverlauf) beizubehalten (vgl. ROTH, 1982).

Sowohl die allgemeine als auch die spezifische Grundlagenausdauerfähigkeit kann unter heutigen trainingsmethodischen Kenntnissen bis ins „hohe“ Sportleralter gut entwickelt und trainiert werden.

Auch die Anforderungen an Maximalkraftleistungen, die sich zunehmend als eher optimale (relative) Maximalkraftleistungen etablieren, können über einen langen Zeitraum auf hohem Leistungsniveau erhalten werden. Beide Fähigkeiten sind stark energetisch determiniert, ohne nervale Steuerungsprozesse außer Acht zu lassen. Als eine wesentliche Leistungsreserve innerhalb der Ausdauersportarten und somit auch im Kanurennsport wird die „...*Erhöhung des Krafteinsatzes im Einzelzyklus*...“ (LENZ, 1994, S. 51) angesehen. Ableitend aus dieser Reserve rücken die Kraftfähigkeiten

³⁶ Neuere Erkenntnisse lassen diese Einteilung fraglich erscheinen, da der Fasertyp II B nur bei Nagetieren voll ausgebildet ist. Der Fasertyp ist beim Menschen angelegt, wird aber durch genetische Mechanismen unterdrückt. Für eine ausführlichere Darstellung sei auf STEINACKER, WANG, LORMES, REIßNECKER & LIU (2002) sowie DICKHUTH (2004) verwiesen.

³⁷ Der definierte zeitliche Umfang und die Streckenlänge richten sich nach dem aktuell verfügbaren Fähigkeitsniveau des Athleten.

und im Einzelnen die Maximalkraft in eine besondere Stellung des Fähigkeitsgefüges. Die Maximalkraft ist die Grundlage für Kraftausdauer und Schnellkraft (vgl. HARRE, 1986; HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001). Die Kraftausdauer ist die Schnittstelle der konditionellen Fähigkeiten Ausdauer und Kraft. Denn,

„...bei der Kraftausdauer handelt es sich um die Fähigkeit, einen Bewegungswiderstand **andauernd** oder **wiederholt** bewältigen zu können...“ (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 84 [Hervorhebung d. Verf.]).

Die **Maximalkraft** eines Nerv–Muskel–Systems wird durch eine **willkürliche Muskelkontraktion** bis zur Grenze der maximalen Mobilisierung einer Kontraktion gegen einen nicht mehr zu überwindenden Widerstand erreicht. Die Maximalkraft ist grundsätzlich von **statischer Natur**, da eine maximale Kraftentfaltung nur auftreten kann, wenn sich Grenzlast und die Kontraktionskraft des Muskels im Gleichgewicht halten (nach HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001; ROTH, 1982).

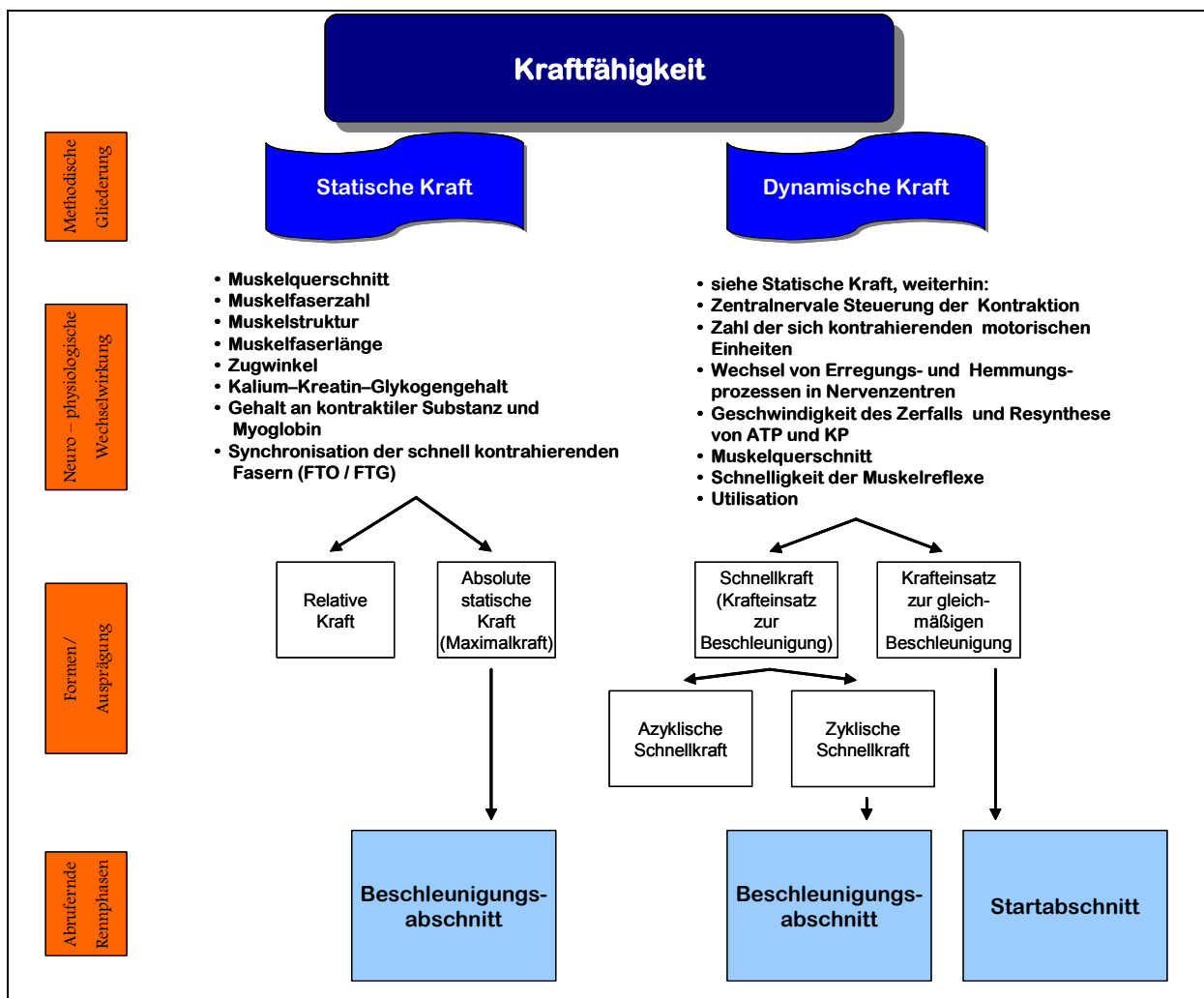


Abb. 19: Merkmale der Kraftfähigkeiten und Phasen im Kanurensport (i.A.a. ROTH, 1982, S. 33)

Maximalkraft und Schnellkraft besitzen (vgl. Abbildung 19 und 20) eine große Bedeutung für den Startabschnitt im Kanurensport.

Weniger eindeutig lassen sich die Schnelligkeitsfähigkeiten aus den neurophysiologischen Wechselbeziehungen ableiten. Bei der Schnelligkeit besitzen „...die *Beweglichkeit der Prozesse des Nerv-Muskel-Systems und des Kraftentwicklungsvermögens der Muskulatur und motorische Aktionen (zyklisch)*...“ (ROTH, 1982, S. 34) einen hohen Anteil.

„...Mit **Schnelligkeit** bezeichnet man die Fähigkeit, unter ermüdungsfreien Bedingungen in maximal kurzer Zeit motorisch zu reagieren und/oder zu agieren...“ (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 87).

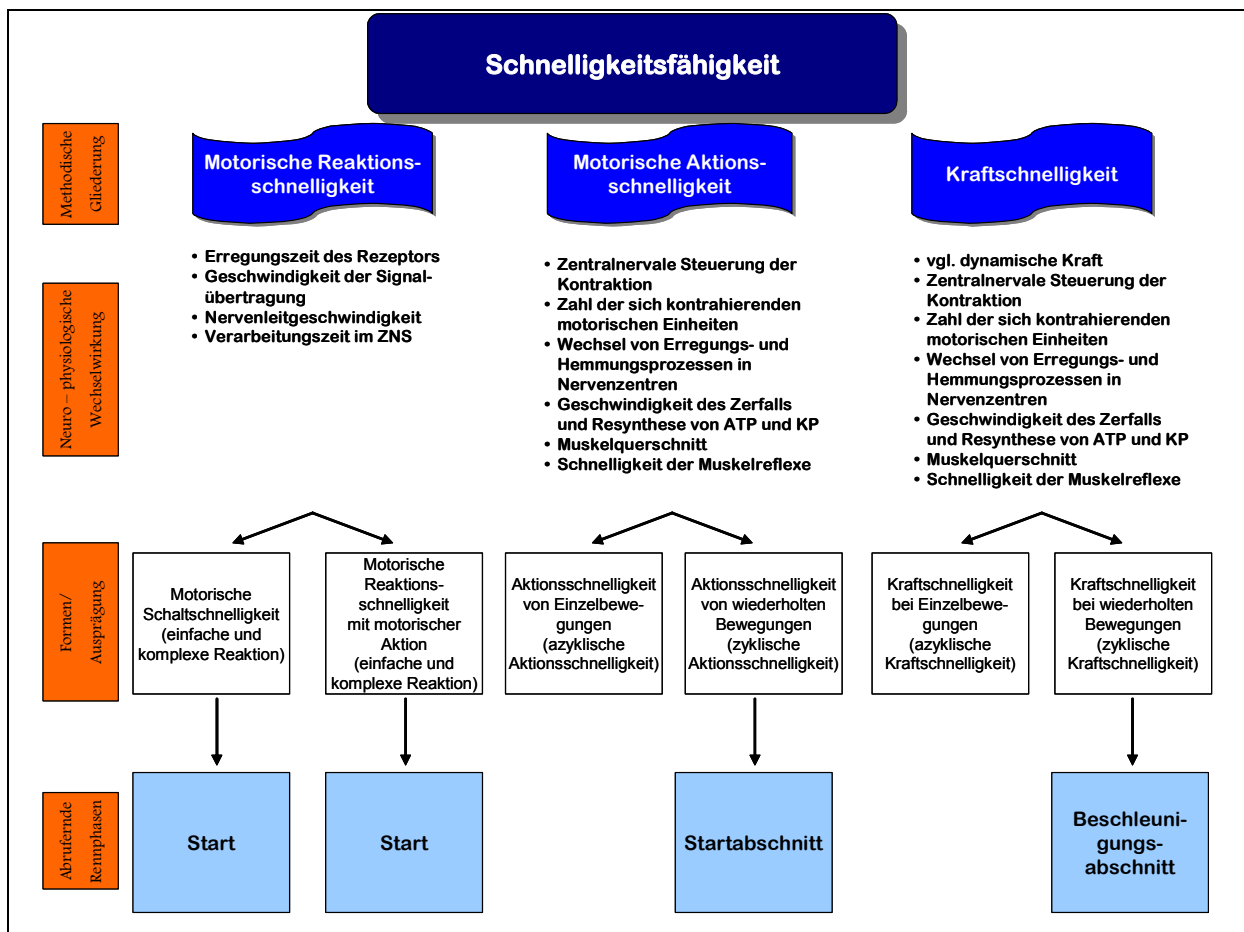


Abb. 20: Merkmale der Schnelligkeitsfähigkeit und Phasen im Kanurensport (i.A.a. ROTH, 1982, S. 35)

Die Schnelligkeit gilt somit als konditionell (energetisch) und koordinativ bestimmt. Bei der Schnelligkeit lassen sich zwei Erscheinungsformen („reine“ und „komplexe“

Erscheinungsformen (PAUER, 2001) bzw. „elementare“ und „komplexe“ Schnelligkeit (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001)) beschreiben.

Die Strukturierung der Schnelligkeit nach PAUER (2001) zeigt die Abbildung 21.

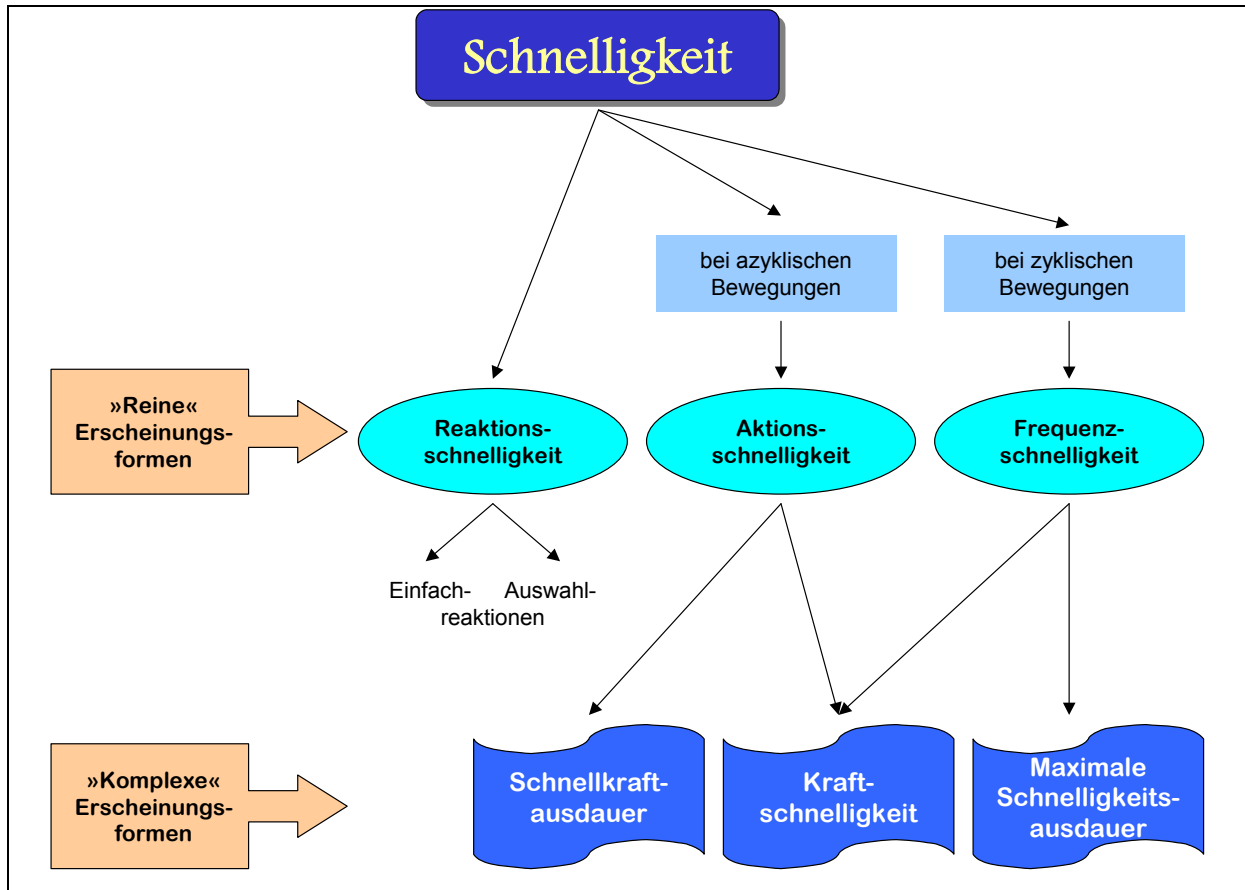


Abb. 21: Schnelligkeit mit Erscheinungsformen (nach PAUER, 2001, S. 15)

Die fast synonyme Beschreibung der Schnelligkeit durch HOHMANN, LAMES & LETZELTER (2001) wird aus der Darstellung in Abbildung 22 ersichtlich.

Der Kanurennsport ist seiner Bewegungsstruktur nach zu den zyklisch, alternierenden Sportarten zu zählen. Ein Kennzeichen dafür ist die mehrfache Wiederholung von Teilbewegungen. Ein Maß für die sportliche Expertise ist die Güte und Gleichartigkeit der Wiederholungen in jedem Einzelzyklus. Damit sind nicht nur die kinematischen Bewegungsparameter (Geschwindigkeit, Winkel etc.) gemeint, sondern auch „...die beobachtbare („phänomenologische“) Bewegungsbahn...“ (THIENES, 1999, S. 19).

Auch in der höchsten sportlichen Meisterschaft und der Beherrschung hochgradig automatisierter Bewegungshandlungen können keine identischen Teilbewegungen durch die Athleten realisiert werden (BERNSTEIN, 1988, S. 89).

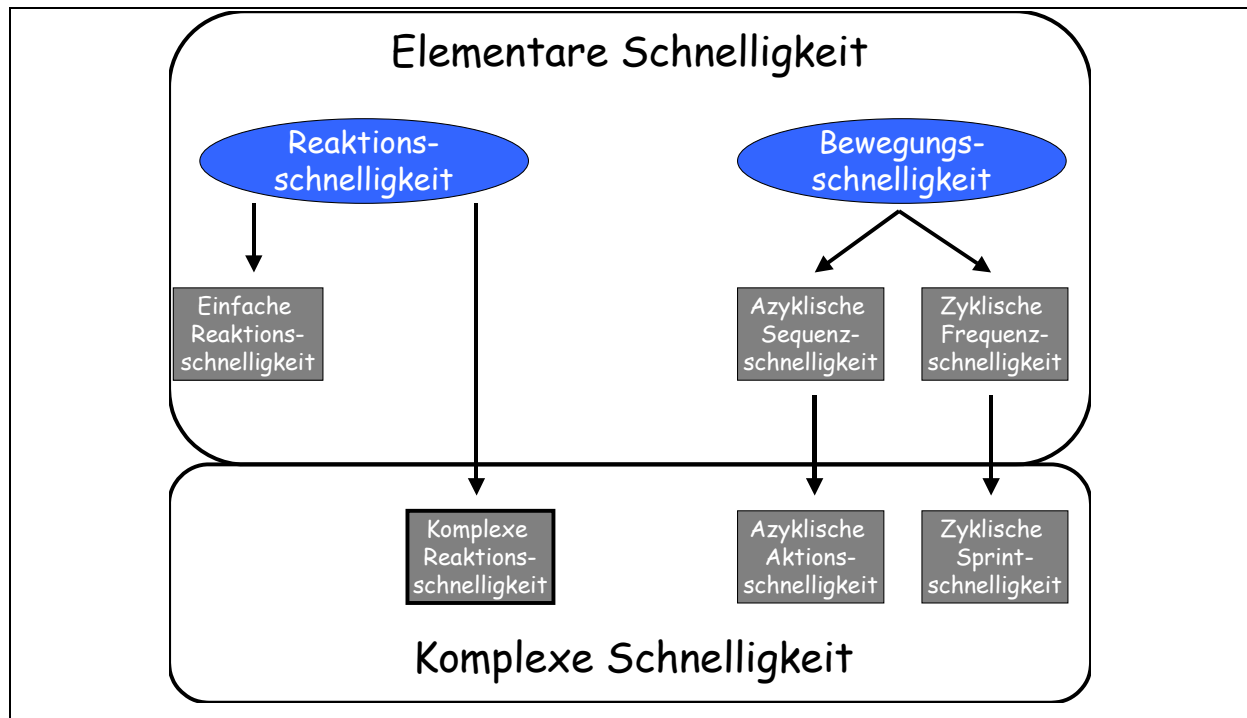


Abb. 22: Allgemeine Fähigkeitsstruktur der Schnelligkeit (aus HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 91)

THIENES (1999) unterscheidet zwei Grundformen:

- (1) **Alternation** von rechter und linker Extremität (Kajak) und
- (2) **Wiederholung** des Einsatzes einer Extremität (Canadier) oder die Simultani-tät³⁸ zweier Extremitäten (Schwimmen–Schmetterling)

Neben energetischen Prozessen bei der Schnelligkeit und der Schnellkraft liegt eine große Bedeutung auf der Ansteuerung und Erregung der entsprechenden Muskulatur. Diese nervalen Ansteuerungsstrukturen sind im Kindes- und Jugendalter besonders gut auszuprägen (vgl. LOOSCH, 1999; WEINECK, 2000).

Zusammenfassend verdeutlicht die Abbildung 23 das Gefüge des Fähigkeitsspektrums der konditionellen Fähigkeiten.

³⁸ Gleichzeitiger Einsatz von Armen oder Beinen.

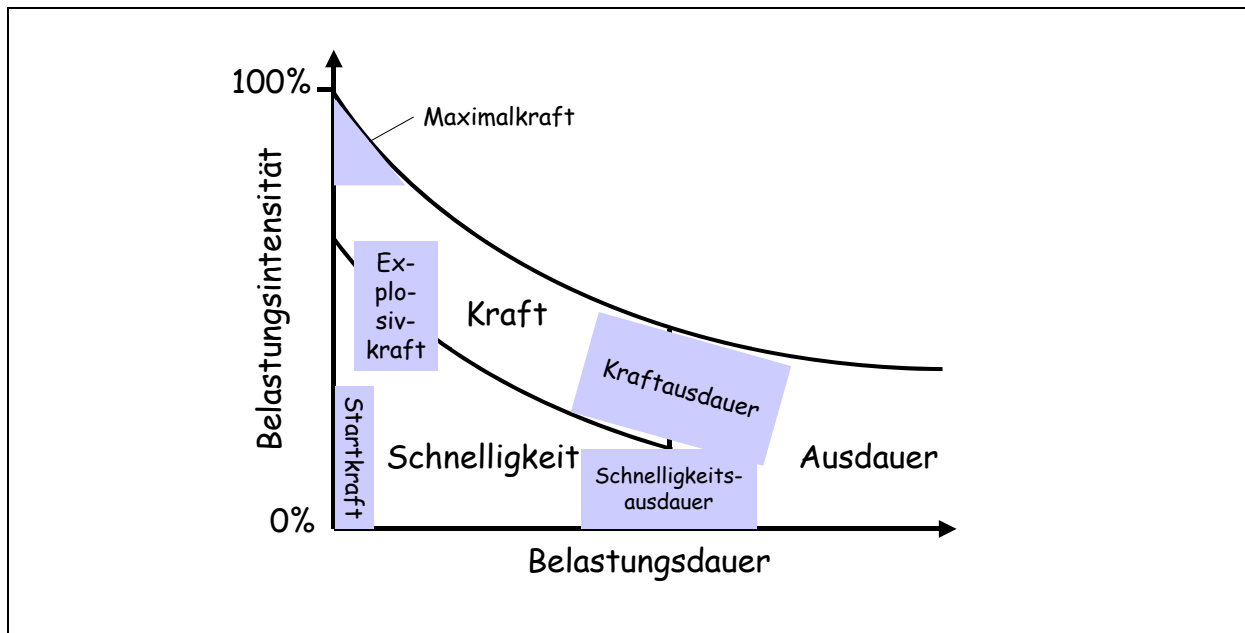


Abb. 23: Konditionelle Fähigkeiten im Kontinuum von Belastungsdauer und -intensität (aus HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, S. 77)

3.4.4 Technikleitbild im Kanurennsport

Sportliche Technik und konditionelle Fähigkeiten sind untrennbar miteinander verbunden. Ziel des Trainings ist die systematische Vorbereitung der jungen Athleten auf sportliche Höchstleistungen. Die Vorbereitung auf diese Höchstleistungen ist ein langjähriger Prozess vom Grundlagen-, Aufbau- und Anschluss- bis hin zum Hochleistungstraining. Innerhalb dieser Prozessstufen sollte eine ununterbrochene Entwicklung und Vervollkommnung der Leistungsfähigkeit gesichert werden.

Die Leistungsfähigkeit ist vom Leistungsvermögen, den physisch-konditionellen Fähigkeiten, psychisch-intellektuellen Fähigkeiten (volitive Eigenschaften, Motivation, Einstellung, Auffassungsgabe), sporttechnischen und taktischen Fertigkeiten abhängig. Das Zusammenwirken der Fähigkeiten und Fertigkeiten wird in der Leistungs- und Trainingsstruktur der Sportart Kanurennsport wurde bereits dargestellt.

Betrachtet man den inneren Aufbau intensiver, ergeben sich nach SCHMIDT (1992) fünf Wechselwirkungen von sportlicher Technik, konditionellen Fähigkeiten, Beweglichkeit und Taktik.

- (1) Voraussetzung für die Vervollkommnung der sporttechnischen Fertigkeiten sind die konditionellen Fähigkeiten (vgl. HARRE, 1986; SCHMIDT, 1992).

- (2) Das zur Ausprägung der aeroben und anaeroben Leistungsfähigkeit notwendige Training und der spezifischen Kraftausdauer werden mit ansteigendem Trainingsalter in zunehmendem Anteil im Boot absolviert. Es kommt zu einer verstärkten Anwendung der sportartspezifisch–technischen Fertigkeiten. Wird dem Leistungsfaktor Technik nur ungenügend Beachtung beigemessen, kann es zu einer negativen Beeinflussung der technischen Fertigkeiten und zur Nichtausschöpfung der vollen Leistungsfähigkeit kommen.
- (3) Die sportliche Technik ist untrennbar mit dem Niveau der konditionellen Leistungsfaktoren (Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit) verbunden. Bei schneller und starker Ermüdung des Sportlers während Trainingsbelastungen verändert sich seine Paddeltechnik. Das Bewegungsmuster, die Feinmotorik der Bewegungsausführung, kann gestört und fehlerhafte Bewegungstereotype aufgebaut werden.
- (4) Schnelligkeitsleistungen werden nicht nur von der Kontraktionsgeschwindigkeit der an der Bewegungsausführung beteiligten Muskulatur, der Energiebereitstellung, dem Schnellkraftniveau und der Größe des zu überwindenden Widerstandes beeinflusst, sondern auch vom Beherrschungsgrad der sportlichen Technik.
- (5) Die Beweglichkeit der Gelenke der oberen Extremitäten stellt für die Bewegungsausführung und somit letztendlich für die sportliche Technik eine bedeutende Größe dar.

Diese beschriebenen Wechselbeziehungen (SCHMIDT, 1992, S. 8) zeigen exemplarisch die Komplexität der Leistungsfaktoren und unterstreichen den nicht unwesentlichen Einfluss der sportlichen Technik. Neben einer allgemeinen und allseitigen konditionellen Ausbildung der Athleten im Grundlagentraining ist die Technikschiung zu Zeiten des besten motorischen Lernalters in der Kindheit (10. bis 13. Lebensjahr) eine wichtige Ausbildungsgröße.

Vom Leistungsfaktor Technik/Koordination wird im Kanurennsport, dessen Hauptziel die Umsetzung von Antrieb in Vortrieb ist, beim Element »Synchronität, Kontinuität im Paddelschlag« u. a. eine „...*Rechts–Links–Synchronität*...“ (SCHMIDT, 1992, S. 12) gefordert.

Das Niveau der sportlichen Fertigkeit ausprägung (Synchronität von rechts und links) gewinnt an Bedeutung, wenn man sich vergegenwärtigt, dass die im Einzelschlag

eher geringe Leistungsdifferenz zwischen der linken und rechten Schlagseite durch die Summierung aller Einzelschläge auf der Paddelstrecke eine Vervielfachung der Leistungsdifferenz ergibt. Die sich daraus ergebende Leistungsbeeinflussung unterliegt den Gesetzmäßigkeiten der sportlichen Technik.

Hervorzuheben ist, dass gerade im Nachwuchstraining Maßnahmen zu ergreifen sind, die eine frühzeitige Asymmetrie zwischen den oberen Extremitäten verhindern, die ihrerseits die Ausprägung der Lateralität begünstigen.

Entsprechend der Phaseneinteilung für zyklische Bewegungen wird im Kanurensport in Haupt- und Zwischenphase beim Streckenschlag unterteilt. Der Startabschnitt als Besonderheit bleibt zunächst unberücksichtigt, da hier das System »Sportler-Boot« mit seiner Gesamtmasse aus der Ruhe über die maximal vertretbare Geschwindigkeit bis in den Bereich der mittleren Renngeschwindigkeit gebracht werden muss, wobei sich der Charakter der Kräfte ständig verändert (LENZ, 1994).

Die Hauptphase im Kanu ist durch Bewegungen gekennzeichnet, die dem Antrieb des Bootes direkt und aktiv dienen. Sie lässt sich unterteilen in Eintauchphase, Hauptzugphase sowie Aushubphase und ist im Folgenden bildhaft dargestellt (siehe Abbildung 24 und 25).

Alle Bewegungen, die der Umorganisation der Körper- und Geräteteile dienen, die am Antrieb beteiligt sind und nach dessen Beendigung in eine entsprechende Ausgangsposition für die anschließende Phase gebracht werden müssen, gehören zur Zwischenphase. Zu ihr gehört die Umsetzphase (vgl. SCHMIDT, 1992).

Beginn der ersten Hauptphase (Eintauchphase) ist die Berührung des Wassers mit dem Paddelblatt und endet bei getauchtem Paddelblatt (vgl. Abbildung 24).

Die Hauptzugphase beginnt mit voll getauchtem Paddelblatt und endet, sobald das Paddelblatt aus dem Wasser gehoben ist. Im Ergebnis der Vorwärtsbewegung stimmen Paddeleinstichpunkt und Oberkörpermitte (Kajak) bzw. Paddeleinstichpunkt und Standbein (vorderer Teil) (Canadier) überein.

Hauptphase

- Eintauchphase

- Hauptzugphase

- Aushubphase.




Abb. 24: Phaseneinteilung der Hauptbewegungsphase im Kanurensport

Alle Bewegungsaktionen, die ausgeführt werden müssen, um das Paddel vom Ende der Aushubphase zum Beginn der neuen Eintauchphase nach vorn zu bringen, gehören zur Umsetzphase (siehe Abbildung 25).

Zwischenphase

- Umsetzphase




Abb. 25: Zwischenphase im Kanurensport

3.4.4.1 *Gestaltung der Eintauchphase*

Mit der Berührung der Wasseroberfläche durch das Paddel beginnt die Eintauchphase und endet, wenn das Paddelblatt vollständig getaucht ist.

Kriterien für diesen Phasenabschnitt sind neben der aufrechten Körperhaltung mit einer weiten Verwringung der Schulterachse, gestrecktem Zug- und gebeugtem Druckarm, wobei sich die Hand des Druckarmes etwa in Augenhöhe seitlich des Kopfes befindet. Der Ellenbogen des Druckarmes wird bis Schulterhöhe angehoben. Der Einsatz des Paddels erfolgt in Abhängigkeit von äußeren Bedingungen sowie der aktuellen Bootsgeschwindigkeit und Hebelverhältnissen des Sportlers in einem Abstand von 1,40 bis 1,60 m von der Bootsspitze entfernt. Der Forderung nach schnellem „Wasserrassen“ wird der Sportler durch das Senken der Zughand bei einer Aufrechterhaltung der weiten Verwringung gerecht.

Wichtige Paddelanstellwinkel sind nach LENZ (1994) in diesem Bereich:

40°–45° Beginn der Eintauchphase

60°–70° Ende der Eintauchphase (bei seitlicher Betrachtung)

60°–70° Beginn bis Ende Eintauchphase (bei Betrachtung von hinten bzw. von vorn) (LENZ, 1994, S. 80).

Aus biomechanischer Sicht kommt es in der Eintauchphase zu einem schnellen, steilen und hohen Kraftanstieg pro Zeiteinheit am Paddelblatt. Der Paddeleinsatz soll möglichst dicht am Bootskörper und parallel zur Bootslängsachse ausgeführt werden. Die parallele Führung ist bis zur Hälfte der Eintauchphase zu realisieren und erst mit dem Beginn des Rumpfeinsatzes sollte das Paddel dem Zwang folgend nach außen vom Boot weggeführt werden. Um eine hohe Kraft zum Ende dieser Phase zu gewährleisten, bedarf es einer weiten Verwringung. Einflüsse (Verkannten oder Stauchen), die einen ruhigen Bootsdurchlauf stören könnten, sollten vermieden werden.

3.4.4.2 *Gestaltung der Hauptzugphase*

Mit dem voll getauchtem Paddel beginnt die Hauptzugphase und endet, wenn der Paddeleinstichpunkt mit der Oberkörpermitte als Ergebnis der Vorwärtsbewegung übereinstimmt. Kennzeichen innerhalb dieser Phase sind eine zweckmäßige Koordination von geringer Beugung des Zugarmes, eine Auflösung der Oberkörperverwringung und der bogenförmigen Druckarmführung in Augenhöhe.

Aus dem Rumpf mit gestrecktem bzw. leicht gebeugtem Zugarm erfolgt die Kraftentfaltung. Bei voller Kraftentwicklung im Vorder- und Mittelzugbereich wird das Boot so am Paddel vorbeigezogen, dass die Paddelfläche im rechten Winkel zur Bootslängsachse steht und das Paddelblatt nicht tiefer eingetaucht und durch Zug nach hinten außen seitlich vom Boot weggeführt wird (vgl. LENZ, 1994). Unterstützt wird diese Zugbewegung durch die Rumpfordrehung und die bogenförmige Druckhandführung bis über die Bootskante der Zugseite. Die Anstellwinkel des Paddels umfassen einen Bereich von 70° bis 120° (LENZ, 1994, S.81).

„...In der Hauptzugphase wird das Kraftmaximum am Paddelblatt und die höchste Bootsgeschwindigkeit erreicht. Orientiert wird auf einen fülligen Kraftimpuls im vorderen und mittleren Zugbereich...“ (LENZ, 1994, S. 81).

Neben diesen beiden biomechanischen Kriterien soll Augenmerk auf die Entwicklung hoher Maximalkräfte um die 90°-Stellung des Paddels und eine gleiche Ausführung auf der linken und rechten Schlagseite gelegt werden. Gefordert werden weiterhin

„...zweckmäßige Aktionsräume, geringe Paddelgeschwindigkeiten bei einem koordinierten Zusammenspiel zwischen der Zug- und Druckarmbewegung...“ (LENZ, 1994, S. 81).

Die Hauptarbeit in der Zugphase erfolgt bis zum Ende der Rumpfordrehung. Die Kraftübertragung wird durch eine aufrechte und gespannte Oberkörperhaltung vom Paddelblatt auf das Boot übertragen. Ein übermäßiger Hebel des Paddels wird durch eine optimale Koordinierung erreicht. In der Hauptphase befindet sich die Druckhand annähernd über der Zughand, bei seitlicher Betrachtungsweise. Die seitliche Führung des Paddels im Hauptzugbereich ergibt sich aus der *„...Nutzung des hydrodynamischen Effektes des Löffelpaddels...“ (LENZ, 1994, S. 82).*

3.4.4.3 Gestaltung der Aushub- und Umsetzphase

Mit der Übereinstimmung von Paddeleinstichpunkt und Oberkörpermitte beginnt der Aushub und ist beendet, wenn das Paddelblatt vollständig aus dem Wasser gehoben ist. Am Beginn der Aushubphase hat das Paddel den größten Weg des seitlichen Wegführens erreicht und der Paddelanstellwinkel beträgt 120° (LENZ, 1994).

Der Zugarm ist zu diesem Zeitpunkt gebeugt und durch den angehobenen Ellenbogen vom Körper abgespreizt. Die Druckhand befindet sich in Augenhöhe und wird durch die Beugung des Druckarmes über die Bootskante der Zugarmseite geführt. Der Aushub wird durch das Anheben des Oberarmes und einer nach außen-oben

gerichteten Führung des Ellenbogens der Zugarmseite eingeleitet. Es sollte fließend in die Umsetzung übergegangen werden.

Mit dem Übergang in das Umsetzen erfolgt bereits der Verwringungsaufbau in der Schulterachse und der Rumpf wird weiter bis zum Aushubende gedreht. Der Paddelanstellwinkel misst bei seitlicher Betrachtung 120° bis 145° (LENZ, 1994). Im größten Paddelanstellwinkel erfolgt durch die Druckhandführung und ein weiteres Anheben des Oberarmes der Zughand ein seitliches Herauskippen des Paddelblattes aus dem Wasser. Der Anstellwinkel ist beizubehalten und sollte 150° nicht übersteigen (vgl. LENZ, 1994, S. 82).

Die Krafteinwirkung am Paddelblatt geht in der Aushubphase gegen Null. Es erfolgt innerhalb kurzer Zeit ein kontinuierlicher Kraftabfall. Gefordert wird aus biomechanischer Sicht ein schnelles, gefühlvolles Ausheben, ohne Wasser aufzuwerfen. Weiterhin sollte der Aushub bei dem geringsten Paddelblattwiderstand erfolgen. Verbunden ist damit ein gutes Abfließen des Wassers. Ein zügiges Umsetzen begünstigt das Gleitverhalten des Bootes und schafft eine gute Ausgangsposition für den erneuten Einsatz auf der Gegenseite. „...*Die Umsetzphase beträgt etwa 30% bis 32% der Zykluszeit.*...“ (LENZ, 1994, S. 82).

Abbildung 26 verdeutlicht schematisch den Zusammenhang der elektromyographischen Aktivität des Muskeleinsatzes und die Kraftentwicklung während der Durchzugsphase beim Paddelschlag. Es ist erkennbar, dass die vier oberen Extremitätenmuskeln nicht zeitgleich aktiviert werden, sondern zeitlich versetzt ihre maximalen Amplituden erreichen.

Maßgeblich für die explosive Kraftentfaltung zu Beginn der Durchzugsphase ist der M. triceps brachii und zeitverschiebt der M. brachioradialis verantwortlich. Um das erzielte Kraftplateau möglichst lange aufrecht zu erhalten, schalten sich im weiteren Bewegungsverlauf der M. biceps brachii und der M. deltoideus zu. Durch diese zeitliche Koordination der Muskelaktivitäten kann der dargestellte Kraftverlauf realisiert werden.

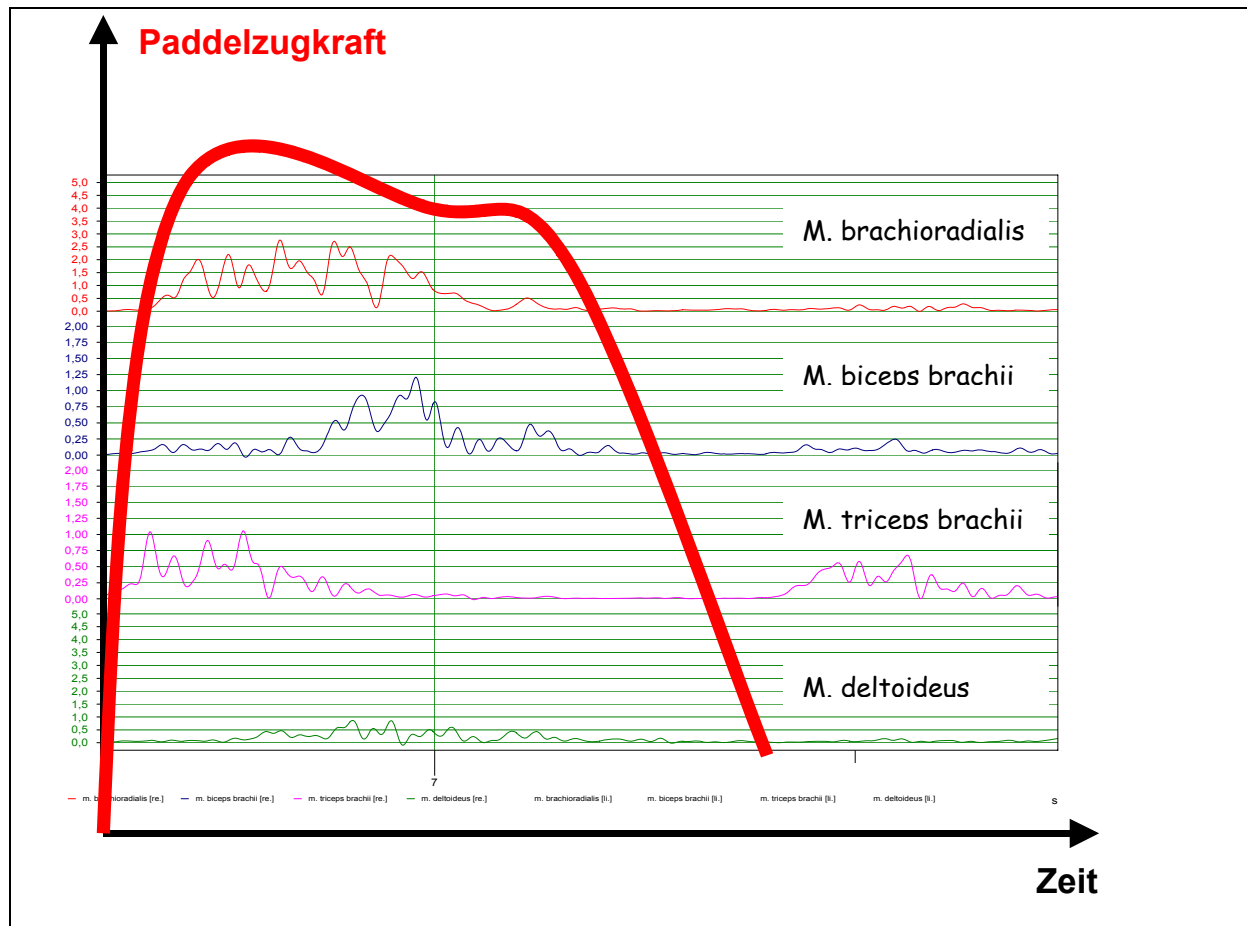


Abb. 26: Kraftentfaltung und EMG–Amplituden in der Durchzugsphase beim Paddelschlag

Die Kriterien für das derzeitige Leitbild sind einerseits durch schnelles „Wasserfassen“ (schnelles Eintauchen des Padelblattes ins Wasser und sofortige Kraft- und Druckübertragung auf das Wasser), möglichst hohe Kraftentfaltung durch den Zugarm im Vorderzug mit Halten des Kraftniveaus bis in den Endzug und einem aktiven Einsatz der Druckhand gekennzeichnet. Das Leitbild wird als vorderzugbetonter Durchzug („... kraftvolle Arbeit im Vorder- und Mittelzugbereich ...“ mit Orientierung „...auf einen fülligen Kraftimpuls im vorderen und mittleren Zugbereich...“ LENZ, 1994, S. 81) bezeichnet.

Das Leitbild als Modell für den optimalen Bewegungsvollzug entwickelt sich anhand der wissenschaftlichen Erkenntnisse und sollte den höchsten Standard der Forschungsergebnisse verkörpern.

Neben Bewegungsmerkmalen sind auch spezifische Leistungskennziffern an das Leitbild der sportlichen Technik gebunden.

Die Parameter des Leitbildes entwickeln sich weder linear noch proportional. Bereits im Grundlagentraining werden in der Ausbildung Teilziele realisiert, die mit dem Leit-

bild völlig identisch sind. Für andere Teilbereiche müssen jedoch erst die nötigen Voraussetzungen geschaffen werden. Umso stärker ist auf eine individuelle Umsetzung der Technikmerkmale im Nachwuchstraining zu achten. Das Leitbild kann und sollte stets als objektives Abbild der Umwelt betrachtet werden und der Athlet mit seinen individuellen Voraussetzungen möglichst nahe an dieses Modell herangebracht werden. Das Erreichen eines 100%iges Abbildes und eine Reproduzierbarkeit eines sich vollständig gleichenden Handlungsvollzuges zweier Sportler sind allerdings nicht möglich.

Für Athleten gilt es, Schlagdynamik, Weg und Anstellwinkel des Paddelblattes so zu wählen, dass auf der Grundlage der individuellen anatomisch–physischen Voraussetzungen der hydrodynamische Lift optimal für den Vortrieb genutzt werden kann.

Das Leitbild des Kanurennsports ist so ausgerichtet, dass mit der beschriebenen Technik eine möglichst hohe Durchschnittsgeschwindigkeit erreicht und die Wirkung des hydrodynamischen Lifts für den Vortrieb optimiert werden kann.

Eine umfassende Darstellung des Leitbildes und der sportlichen Technik des Kanurennsports liefern LENZ (1994) und SCHMIDT (1992).

Die Komplexität der sportlichen Bewegungsabläufe im Kanurennsport und die Leistungsdetermination der konditionellen Fähigkeiten im Zusammenspiel mit den Steuerungs- und Regelungsvorgängen der menschlichen Motorik werfen Fragen nach der Steigerung der Leistungsfähigkeit (Bootsleistung) auf.

Eng mit den menschlichen Steuerungs- und Regelvorgängen im Gehirn ist die Händigkeitbevorzugung in Bezug auf konditionelle und koordinative Fähigkeiten verbunden. Nachfolgend wird erörtert, welche Inventare für die Bestimmung der Händigkeit zur Verfügung stehen und welches Verfahren in der Untersuchung gewählt wurde.

3.5 Bestimmung der Händigkeit

Während der theoretischen Auseinandersetzung mit verschiedenen Inventaren zur Händigkeitserfassung stellte sich heraus, dass eine normierte Auswertung der beobachteten Tätigkeitsitems nicht durchführbar ist. Das Problem liegt in den erfragten Tätigkeiten, die sich hauptsächlich auf Malen, Schreiben, schneiden mit der Schere, dem Gebrauch von Löffel, Gabel und Messer beziehen. Dies sind durchaus aussagekräftige Tätigkeiten für die Händigkeitsbestimmung, unterliegen aber andererseits

erzieherischen Einflüssen (vgl. SATTLER, 1999, S. 9). Um eine normierte Auswertung vornehmen zu können,

„...müssten so viele verschiedene Überlegungen in die Bewertung des einzelnen Items über Erziehung, Entwicklungsstand des Kindes und Beurteilung des Items in seiner Relevanz bezüglich der Bestimmung einer dominanten Hand überhaupt einfließen, dass eine Normierung, die Aussagekraft für eine große Population hätte und relativ unabhängig von soziokulturellen Beeinflussungen wäre, was wohl weder sinnvoll sein kann, noch durchführbar ist...“ (SATTLER, 1999, S. 9).

In anderen Inventaren (EDINBURGHER HANDEDNESS INVENTORY; OLDFIELD, 1970) werden keine Beobachtungen erfasst, sondern Selbstbeurteilungen der Probanden abgefragt. Des Weiteren genügen OLDFIELD (1970) zehn Items von 20 erfragten für eine ausreichende Händigkeitbestimmung. Unter dem Aspekt der im EDINBURGHER HANDEDNESS INVENTORY (OLDFIELD 1970) erfragten und pädagogisch beeinflussten Tätigkeiten erscheint die willkürliche Reduzierung auf zehn Items als fragwürdig.

Recherchen in der Medizin und Ergotherapie beschreiben den HARRIS–Test zur Seitendominanz (MISKE–FLEMMING, 1996). Der Test umfasst eine Zusammenstellung von Fragen zur Richtungssicherheit, zur bevorzugten Hand mit pantomimisch auszuführenden Aufgaben, erfragt den Handgebrauch beim Zeichnen und Schreiben sowie die Augen- und Fußdominanz. Die undifferenzierte Behandlung der verschiedenen Tätigkeiten und die Aufteilung in verschiedene Ausprägungsgrade der Händigkeit lassen dieses Inventar wissenschaftlich fragwürdig erscheinen (vgl. SATTLER, 1999).

Die Methodensammlung von LIPHARDT & WIRTH (1997) beinhaltet neben allgemeinen Fragebögen zur Händigkeit auch Inventare für die berufsspezifische Diagnostik. Mit der Erfragung des Händigkeitsgebrauchs bei 25 Alltagstätigkeiten erscheint der allgemeine Fragebogen recht umfassend. Für die Beantwortung der Fragestellung innerhalb der vorliegenden Untersuchung erweist sich die fünfstufige Antwortskala als nicht umsetzbar, da sie nicht auf das kanuspezifische Tätigkeitsfeld übertragen werden kann.

Aussagen des Leistungs–Dominanz–Testes (LDT) von SCHILLING (1979) liefern keine eindeutigen Ergebnisse, da auch dieser Test nicht normiert ist und *“...sehr stark von einer Umschulung der Händigkeit oder feinmotorischen Störung des Kindes beeinflusst...“* (SATTLER, 1999, S. 11) wird.

Der aussagekräftigste und darüber hinaus normierte Händigkeitstest ist der Hand–Dominanz–Test (H–D–T) von STEINGRÜBER & LIENERT (1976). Dieses Papier- und Bleistift–Verfahren liefert sehr gute Ergebnisse bei einer deutlich ausgeprägten Hän-

digkeit. Bei umgeschulten Linkshändern, die zum Malen und Schreiben die rechte Hand verwenden, sind die Ergebnisse weniger eindeutig (SATTLER, 1999). Der H–D–T findet seine Anwendung bei Kindern im Alter von sechs bis zehn Jahren. Es liegen derzeit keine normierten Daten für andere Altersgruppen vor. Somit kann dieses Inventar für die untersuchte Kohorte nicht zur Anwendung gebracht werden.

Letztlich wurde für die Einteilung in Rechts- und Linkshänder auf die einfache Befragung nach der Schreibhand zurückgegriffen. Auch wenn hier die pädagogische Einflüsse, Beobachtungslernen und damit verbundene Umschulungen nicht ausgeschlossen oder erfasst werden können, wird es als ausreichend für die Untersuchung erachtet, da die differenzierte Diagnostik der Krafftfähigkeiten eine Leistungsbevorzugung des Arm–Hand–Systems herausstellt und damit Vergleiche zwischen großmotorisch–physiologischen Fähigkeiten und feinkoordinativen Fertigkeiten (Schreiben) vorgenommen werden können.

Die bevorzugte Drehseitigkeit des Oberkörpers der Sportler wurde in der Untersuchung nicht erfasst.

Bei der Bestimmung der Händigkeit liegt in den gängigen Inventaren die Akzentuierung auf der Feinkoordination. Für die Auswahl an Testübungen wird die Dimension »Kraft« außerachtgelassen (vgl. OBERBECK, 1989).

Die in der Problemstellung aufgeworfenen Fragen sollen auf der Grundlage der theoretischen Erklärungen in prüfbare Hypothesen zusammengeführt werden.

4 Hypothesen

Aus den theoretischen Darlegungen und der Problemstellung ergeben sich trainings- und bewegungswissenschaftliche sowie biomechanische Fragestellungen, die in einem kombinierten Quer- und Längsschnittdesign untersucht wurden.

Schwerpunkt der Fragestellung ist dabei der Zusammenhang von auftretenden Kraftdifferenzen zwischen der linken und rechten oberen Extremität und sportartspezifischen Leistungen im »Freiwasser« und im »Kanu–Gegenstromkanal«. Um die Hypothesen zu belegen, wird auf hypothesentestende und qualitativ–beschreibende (hypothesengenerierende) Verfahren zurückgegriffen.

1 *Hypothesen zur Rechts- und Linksseitigkeit bei KanurennsportlerInnen*

- 1.1 Die Selbstbewertung der Dominanz der oberen Extremität (Schreibhand) steht auch in zyklischen Sportarten in positivem Zusammenhang mit höheren Kraftleistungen der gleichen Seite.
 - Rechtshänder verfügen rechts über eine größere Maximalkraft als links
 - Linkshänder verfügen links über eine größere Maximalkraft als rechts
- 1.2 Die Kraftunterschiede, wenn auch zwischen der dominanten und subdominanten Seite vorhanden, sind bei SportlerInnen in zyklischen Sportarten nicht bedeutsam, eher zufällig.
- 1.3 Die Funktionslateralität des Arm–Hand–Systems manifestiert sich bei den Sportlern auf einer Seite und im Verlauf über den Untersuchungszeitraum bleiben die Differenzen zwischen der bevorzugten und subdominanten Seite konstant, womit die dominante und subdominante Seite gleichermaßen vom bilateralen Training in zyklischen Sportarten profitieren.
- 1.4 Die prozentuale Kraftdifferenz, gemessen an der Maximalkraft, bleibt über die Zeit stabil bzw. erhöht sich nicht signifikant im Verhältnis zur Maximalkraft.

2 *Hypothesen zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen*

- 2.1 SportlerInnen mit geringeren Maximalkraftunterschieden zwischen der linken und rechten oberen Extremität

- a) absolvieren in der sporttechnischen Umsetzung in verschiedenen kanuspezifischen Bereichen (z.B. spezifische Trainingssysteme »*Kanu-Gegenstromkanal*« und »*Kraftmessplatz*«) höhere Geschwindigkeitsstufen und
 - b) erzielen bessere Fahrzeiten im Freiwasser.
- 2.2 Die maximalen Kraftimpulse am Messpaddel der Kanuten zeigen während verschiedenen Leistungsabgaben im Vergleich der Werte zu den Seitigkeitsdifferenzen eine Seitengleichheit (Die Körperseite der höheren Kraftleistung entspricht der Seite mit höheren Leistungen in kanuspezifischen Bereichen.).

3 *Hypothesen zu Muskelaktivitäten im »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser«*

- 3.1 Durch den Einfluss der neuralen Strukturen auf die Muskelkontraktion, könnten sich Ansteuerungspräferenzen in der bevorzugten Körperseite herausbilden. Deshalb müssten sich im Elektromyogramm homogenere Signalverläufe auf der dominanten Seite im Unterschied zur subdominanten Seite zeigen.

5 Untersuchungsdesign – Methodische Vorgehensweise

5.1 Vorbemerkung

Das Phänomen Lateralität erfordert eine systematische und interdisziplinäre Untersuchungsmethodik. Das Problem der Lateralität wurde bereits durch neurologische, psychologische, psychomotorische Fragestellungen untersucht. In dieser Untersuchung werden trainings- und bewegungswissenschaftliche sowie sportmedizinische Untersuchungsmethoden herangezogen, um die Einflüsse lateraler Bevorzungen im Bereich des Kanurennsports zu erklären.

5.2 Längsschnittuntersuchungen (Paneluntersuchungen) und querschnittliches Untersuchungsdesign

In der sozial- und sportwissenschaftlichen Forschung ist der Anteil von Längsschnittstudien an Forschungsvorhaben ausgesprochen gering, was wiederum in starkem Gegensatz zur Aussagekraft steht, die Längsschnittuntersuchungen beigemessen wird. Als eine mögliche Ursache gilt, dass Paneluntersuchungen sehr forschungs- und kostenintensiv sind. Besonders in Lebensabschnitten mit umfangreichen neurobiologischen oder psychosozialen Veränderungen (Kindheit, Jugend, Alter) steht die Forderung nach einem geeignetem Untersuchungsdesign im Vordergrund, um Veränderungen zu beschreiben, zu erklären und zu modifizieren.

Während Entwicklungsanalysen vor allem im Bereich sozioökonomischer Untersuchungen Anwendung finden, gilt es häufiger nicht nur Trends und Entwicklungen zu beschreiben, sondern mögliche Ursachen des Entwicklungsverlaufes zu explorieren (Wirkungsanalysen). Dabei geht es um Beschreibung und Erklärung der Veränderung von Merkmalen.

Die Definition der Längsschnittmethode folgt BALTES (1968). Dabei wird die gleiche Stichprobe von Individuen (S_1) mehrmals zu verschiedenen Zeitpunkten (T_1 bis T_n) mit demselben oder einem vergleichbaren Messinstrument (X) untersucht. Dieses experimentelle Design wertet das Lebensalter als unabhängige Variable. Der bedeutendste Unterschied gegenüber der Querschnittsmethode, bei der zu einem bestimmten Zeitpunkt (T_0) mehrere Stichproben von Individuen (S_1 bis S_n) aus verschiedenen Altersgruppen (A_1 bis A_n) mit demselben oder einem vergleichbaren Messinstrument (X) untersucht werden, besteht darin, dass Unterschiede in Mess-

werten der Stichprobe als intraindividuelle Veränderungen interpretiert werden können.

Mit Panel–Untersuchungen sind nicht unerhebliche forschungsorganisatorische Aufgaben verbunden. Der Umfang derartiger Aufgaben ist abhängig von der zeitlichen Dauer der Untersuchung, der Häufigkeit der Erhebungswellen und der Größe und Struktur der Grundgesamtheit. Es fallen je Erhebungswelle eine große Menge zu bearbeitender Daten an. Hier kommt es bei der Datenaufbereitung auf Genauigkeit, insbesondere bei der Dateneingabe auf Schnelligkeit an, um den Zeitraum zwischen zwei Erhebungen möglichst effektiv zu nutzen. Um Genauigkeit und Schnelligkeit annähernd zu realisieren, wurde für die zu erhebenden Daten ein vollständiger Datencode vorgegeben; zur Einhaltung der Genauigkeit erfolgten ständige Kontrollen bei Dateneingabe und Datenaufbereitung.

5.3. Beschreibung der Stichprobe und der erhobenen Daten

Im Zeitraum von Oktober 1997 bis Oktober 2000 wurden 275 Kajak- und Canadierfahrer des Nachwuchsbereiches (Alter 11 bis 16 Jahre) zweimal jährlich (März und Oktober) mit einem umfangreichen Instrumentarium untersucht.

Die Stichproben zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten (Querschnitt) werden im Folgenden ebenso beschrieben wie die Längsschnittstichprobe, die sich aus AthletInnen zusammensetzt, die an allen Messzeitpunkten teilnahmen und darüber hinaus auf Grund ihrer Leistungen zusätzliche Diagnostika im »*Kanu–Gegenstromkanal*« absolvieren durften. Dieses Vorgehen ist durch die Untersuchungsanlage als kombiniertes Quer- und Längsschnittdesign bestimmt (siehe Abbildung 27).

In einem achten Messzeitpunkt (Oktober 2001) wurden zehn ausgewählte Kanuten untersucht, die der Längsschnittstichprobe entstammen und mindestens sechs Zeitpunkte (T1–T7) durchlaufen haben. Die männlichen Kajakfahrer absolvierten vergleichende Messungen im »*Kanu–Gegenstromkanal*« und auf dem »*Freiwasser*«.

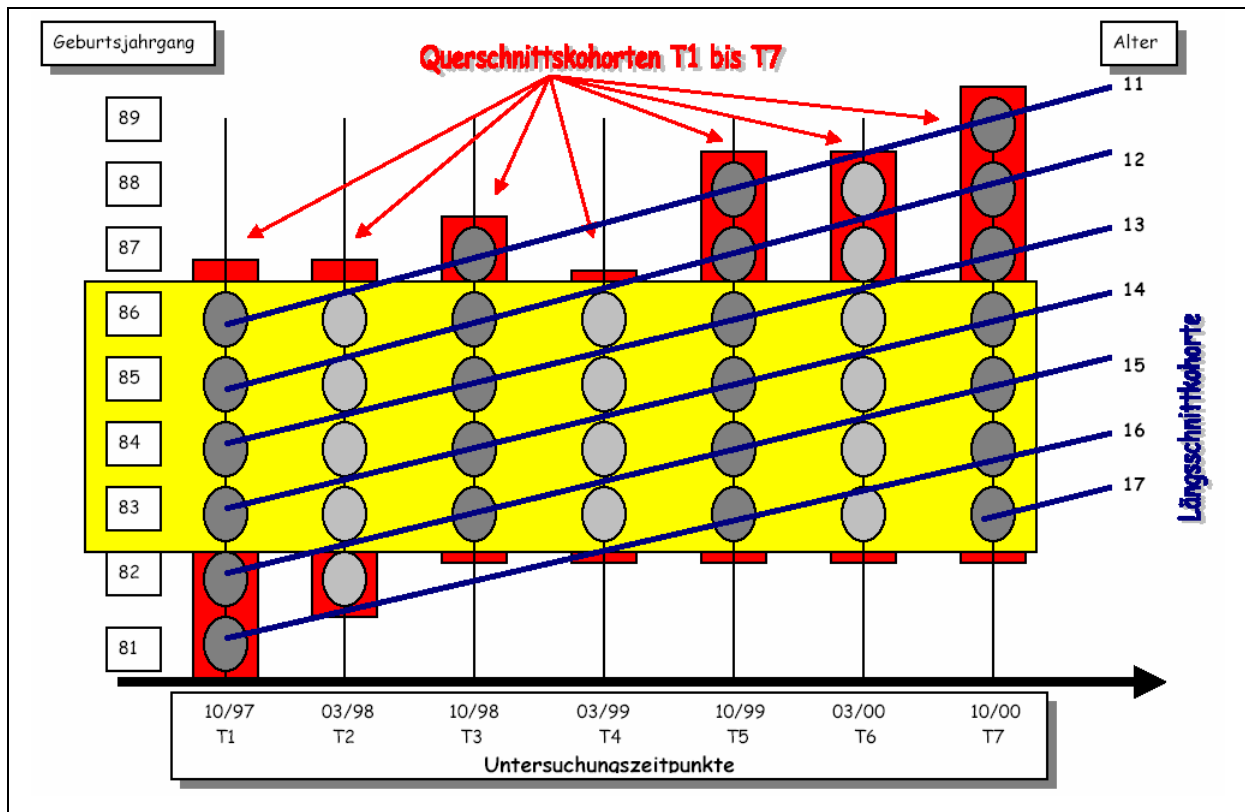


Abb. 27: Quer- und Längsschnittdesign der Untersuchung

Ziel der Sichtungmaßnahmen ist die Auswahl und Bestimmung von talentierten und leistungsfähigen Jugendlichen, die die Leistungsnormen für den D-Kaderbereich erfüllen. Für Athleten der sechsten Klasse kann bei entsprechender Leistung eine Fachverbandsempfehlung für die Aufnahme an die Sportbetonte Gesamtschule in Potsdam erfolgen. Das würde bei Annahme durch die Schule bedeuten, dass diese jungen Sportler mit der siebenten Klasse nach Potsdam in das Verbundsystem³⁹ wechseln können.

Im Rahmen der Sichtungmaßnahmen für den D-Kaderbereich wurden für die Untersuchung Daten erhoben, die in der nachfolgenden Abbildung 28 aufgeführt sind.

³⁹ Verbundsystem beschreibt das Trias von Schule-Internat-Training am Olympiastützpunkt. Die Vorzüge der Verbundsysteme wurden durch BRETTSCHEIDER (1994), BRETTSCHEIDER & RICHARTZ (1996) und BECKMANN, FISCHER & KRÜGER (2000) herausgestellt.

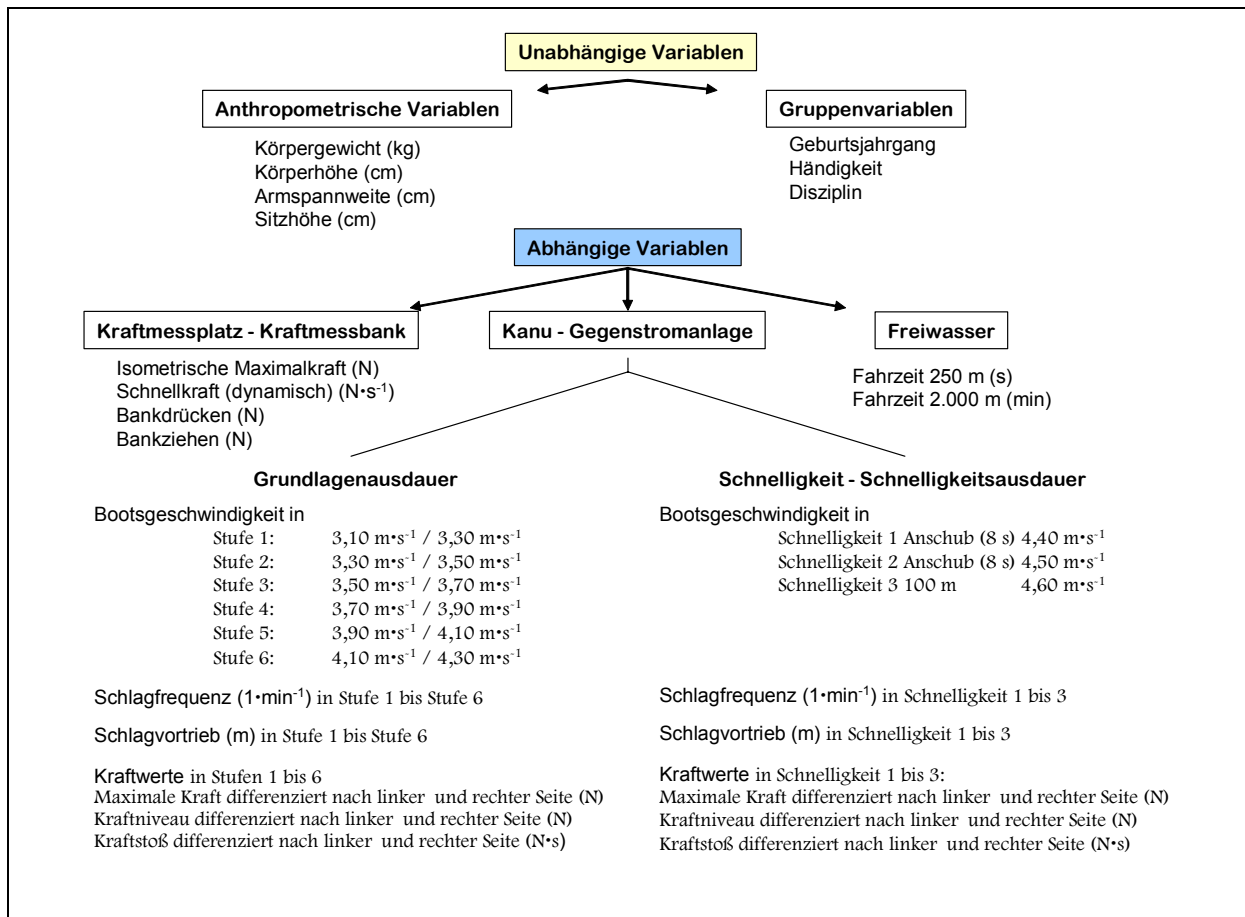


Abb. 28: Erhobene Daten in den Untersuchungszeitpunkten T1 bis T7

Die erhobenen Daten für den achten Untersuchungszeitpunkt zur vergleichenden Messung ausgewählter Sportler⁴⁰ sind in der Abbildung 29 dargestellt. Zum achten Untersuchungszeitpunkt wurden neben den unabhängigen Variablen (anthropometrische und Gruppenvariablen) spezifische Daten im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« erhoben. Es wurde ein Untersuchungsansatz gewählt, der einen Vergleich der Leistungsfähigkeit der Sportler und der erhobenen Parameter im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« zulässt.

⁴⁰ Auswahlkriterium war die Teilnahmeberechtigung an der komplexen Leistungsdiagnostik im »Kanu–Gegenstromkanal«. Ausschlaggebend war damit die sportliche Leistung.

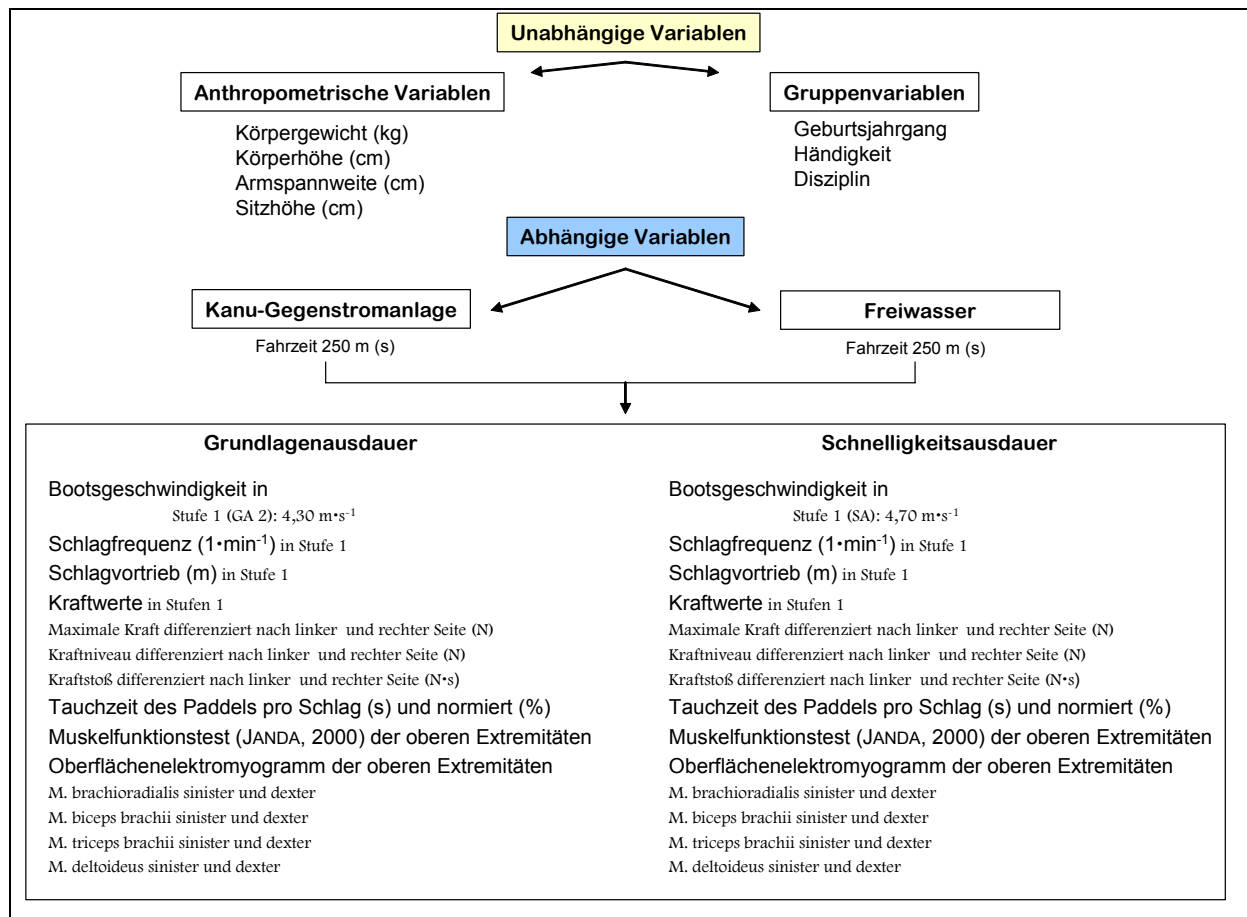


Abb. 29: Erhobene Daten zum Untersuchungszeitpunkt T8

Gesamtstichprobe für die Auswertung der Fragestellungen

Das durchschnittliche Alter der Stichprobe (N=206) beträgt zum Zeitpunkt der Auswertung 16,30 Jahre ($s=2,07$), wobei die jüngsten elf und die ältesten AthletInnen 16 Jahre alt waren. Die Geschlechterverteilung der Kohorte ergab mit einem Anteil von 48,5% ($n=100$) Mädchen und 51,5% Jungen ($n=106$) etwa eine Gleichverteilung.

Für die Auswertung der Fragestellungen wird nur auf die männlichen und weiblichen Athleten der Disziplingruppe Kajak⁴¹ zurückgegriffen, da die Spezifik der Disziplin Canadier und ihrer einseitigen Paddelführung Effekte hervorrufen könnte, die durch die trainingsbedingte langjährige indirekte Bevorzugung einer (Schlag-)Seite bedingt

⁴¹ Mädchen und Frauen fahren im Kanurensport aus historischen sowie anatomisch-physiologischen Gründen nur im Kajak.

ist. Die Verteilung der Rechts- und Linkshänder bei den Jungen und Mädchen wird in Abbildung 30 gezeigt.

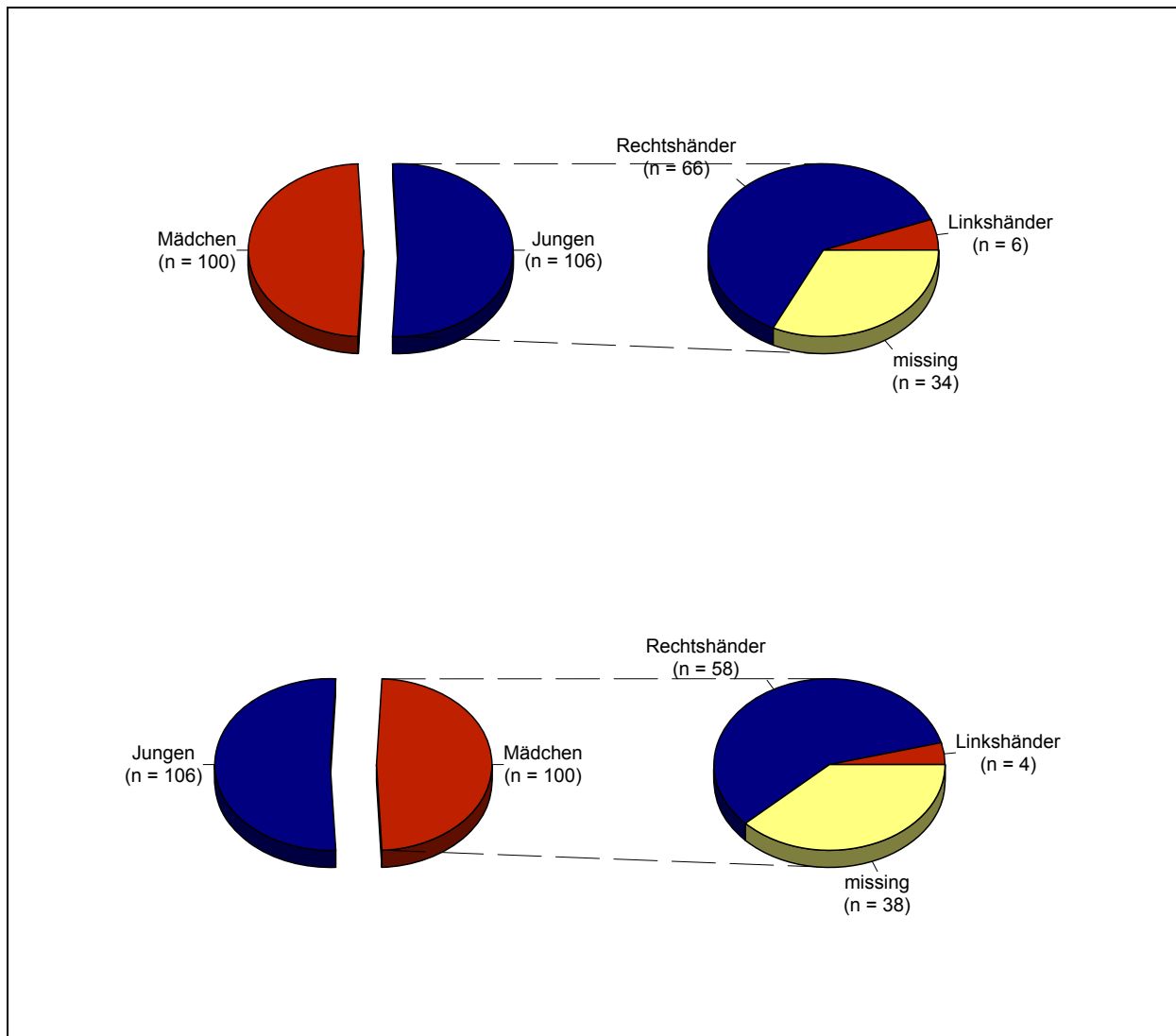


Abb. 30: Anteil von Mädchen (unten) und Jungen (oben) der Untersuchungsgruppe im Kanurensport mit der Angabe des Rechts- und Linkshänderanteils

Die Frage zur Händigkeit (Schreibhand) wurde von 134 Sportlern beantwortet. 72 SportlerInnen machten keine Angaben. Aus den Angaben zur Schreibhand kann eine Verteilung von 124 Rechtshändern gegenüber 10 Linkshändern geschlossen werden. Damit liegt der Anteil der Linkshänder an der erfassten Händigkeit (n=134) mit 7,5% nur leicht unter den in der Literatur ausgewiesenen 10–15% (COREN & PORAC, 1977; FISCHER, 1988; OBERBECK, 1989; SPRINGER & DEUTSCH, 1998) und kann als repräsentativ gewertet werden. In Bezug auf die gesamte Stichprobe verringert sich der Anteil auf 4,9%, da 35,0% der AthletInnen keine Angaben machten (vgl. Abbildung 31).

Die Verteilung der Links- und Rechtshänder bei den Jungen und Mädchen ergibt sich aus der Abbildung 30. Auch in den Gruppen der Mädchen und Jungen ist die Verteilung von Links- und Rechtshändern ähnlich den Angaben in der Literatur.

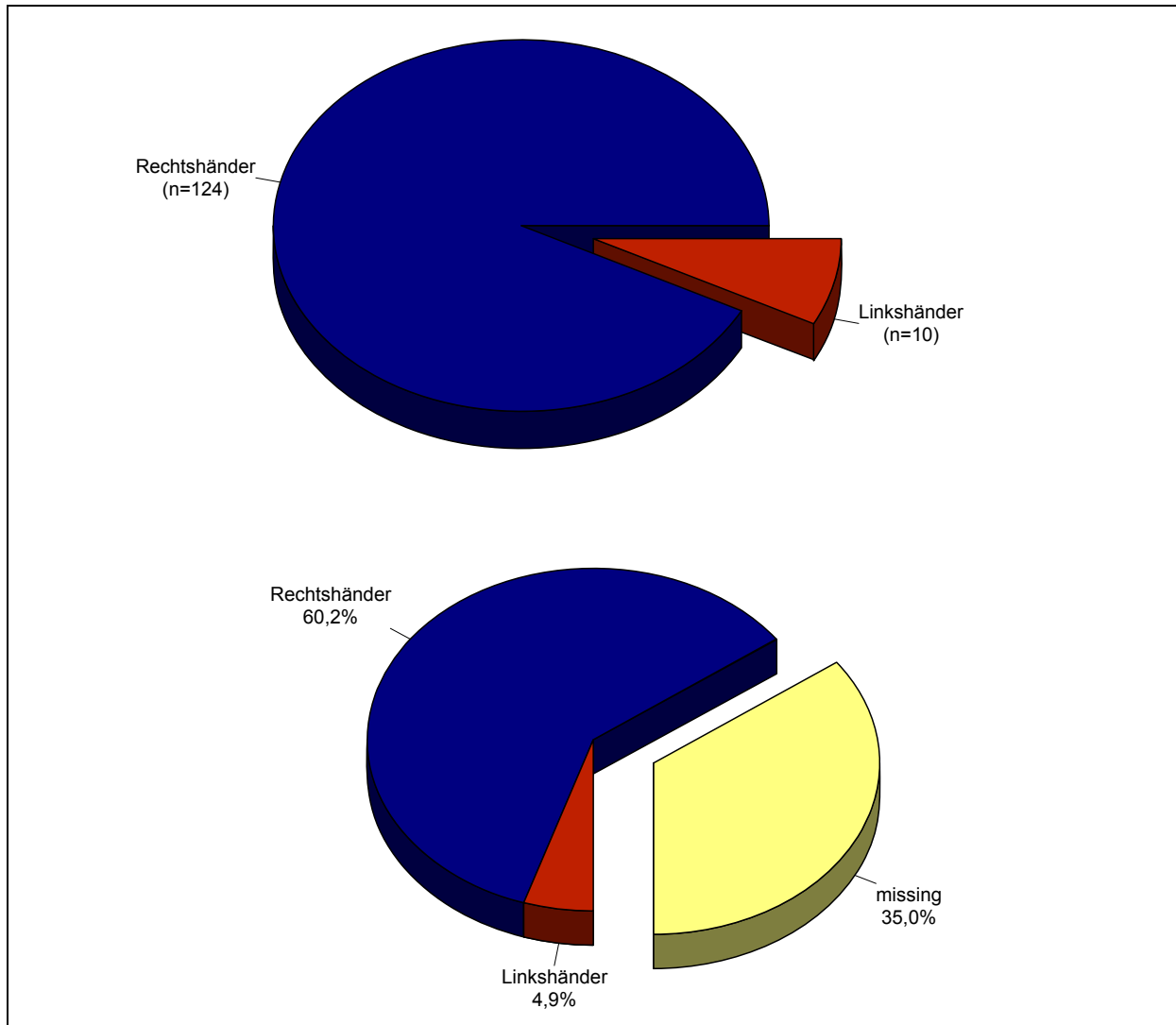


Abb. 31: Verteilung der Links- und Rechtshänder in der Stichprobe (n=206)

Von den 100 Mädchen sind 58 Rechts- und vier Linkshänder. 38 Mädchen machten keine Angaben über die Schreibhand. Die ausgewiesene Häufigkeit stellt zugleich die prozentuale Verteilung dar. Bezogen auf die benannten Links- und Rechtshänder ergibt sich ein Anteil von 6,5% linkshändigen Mädchen.

Bei den Jungen machten 34 (32,1%) keine Angaben. Es gibt 66 Rechts- und 6 Linkshänder mit einer prozentualen Verteilung von 62,3% zu 5,7% an der gesamten Gruppe der Jungen. Der Anteil der Linkshänder, gemessen an den vorliegenden Angaben zur Schreibhand, liegt bei 8,3%.

Die unabhängigen Variablen, anthropometrische und Gruppenvariablen, werden für jeden Untersuchungszeitpunkt für die Mädchen und Jungen beschrieben.

Tab. 9: Gruppenvariablen der Mädchen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7

Mädchen											
Zeitpunkte (N)	Händigkeit				Jahre	Alter					
	rechts		links			11	12	13	14	15	16
	n	%	n	%	Ø	n	n	n	n	n	n
T1 (39)	19	90,5	2	9,5	12,77 ± 1,42	10	8	8	7	6	0
T2 (48)	24	92,3	2	7,7	13,63 ± 1,38	0	14	9	12	7	6
T3 (27)	25	92,6	2	7,4	13,26 ± 1,06	1	6	8	9	3	0
T4 (39)	27	93,1	2	6,9	13,92 ± 0,96	0	0	17	10	10	2
T5 (50)	37	97,4	1	2,6	12,94 ± 1,38	8	12	15	7	6	2
T6 (38)	30	96,8	1	3,2	13,66 ± 1,21	0	6	13	12	2	5
T7 (48)	45	95,7	2	4,3	13,35 ± 1,50	7	6	13	12	5	5

Tab. 10: Anthropometrische Variablen der Mädchen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7

Mädchen				
Zeitpunkte (N)	Körperhöhe [cm]	Körpergewicht [kg]	Sitzhöhe [cm]	Armspannweite [cm]
T1 (39)	160,54 ± 8,57	53,44 ± 9,87	85,10 ± 4,31	162,50 ± 10,38
T2 (48)	---	54,30 ± 9,39	---	---
T3 (27)	163,72 ± 8,64	54,15 ± 9,28	83,43 ± 4,54	164,43 ± 9,09
T4 (39)	165,19 ± 8,84	56,42 ± 10,42	84,14 ± 4,23	165,30 ± 8,57
T5 (50)	162,76 ± 7,76	53,71 ± 9,59	84,04 ± 4,52	163,88 ± 9,36
T6 (38)	166,42 ± 7,54	56,32 ± 9,14	85,05 ± 4,44	166,53 ± 8,48
T7 (48)	165,48 ± 8,57	55,33 ± 10,08	84,35 ± 4,79	165,71 ± 9,38

Auffällig ist die relative Stabilität der anthropometrischen Daten und deren Standardabweichungen über die Messzeitpunkte bei den Mädchen. Dies weist auf eine harmonische Verteilung der SportlerInnen innerhalb der Altersklassen hin (vgl. Tabelle 9). Bis auf den Zeitpunkt T4 ($p < .05$) sind die p -Werte der Altersklassen 11 bis 16 ($p > .05$) zu den übrigen Messzeitpunkten nicht signifikant, und damit hinreichend normalverteilt⁴².

Für die Jungen können im Einzelnen folgende Variablen beschrieben werden (vgl. Tabelle 11 und 12).

Tab. 11: Gruppenvariablen der Jungen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7

Jungen											
Zeitpunkte (N)	Händigkeit				Jahre	Alter					
	rechts		links			11	12	13	14	15	16
	n	%	n	%	Ø	n	n	n	n	n	n
T1 (33)	18	100	0	0	13,24 ± 1,66	8	3	6	8	5	3
T2 (38)	22	95,7	1	4,3	13,84 ± 1,35	0	8	8	9	8	5
T3 (29)	28	96,6	1	3,4	13,10 ± 1,42	5	6	5	7	6	0
T4 (34)	28	82,4	6	17,6	14,24 ± 1,05	0	0	10	11	8	5
T5 (31)	21	91,3	2	8,7	12,87 ± 1,41	7	6	7	6	5	0
T6 (39)	28	87,5	4	12,5	13,90 ± 1,35	0	7	10	8	8	6
T7 (50)	45	90,0	5	10,0	12,74 ± 1,60	15	11	8	7	6	3

Tab. 12: Anthropometrische Variablen der Jungen zu den Messzeitpunkten T1 bis T7

Jungen				
Zeitpunkte (N)	Körperhöhe [cm]	Körpergewicht [kg]	Sitzhöhe [cm]	Armspannweite [cm]
T1 (33)	164,85 ± 9,51	54,83 ± 10,59	86,23 ± 4,71	169,45 ± 11,90
T2 (38)	---	55,27 ± 9,46	---	---
T3 (29)	165,29 ± 10,50	54,69 ± 11,80	83,07 ± 6,56	166,52 ± 11,24
T4 (34)	169,85 ± 7,54	59,46 ± 9,39	86,84 ± 8,03	172,81 ± 8,22
T5 (31)	163,56 ± 10,88	55,50 ± 10,97	84,32 ± 10,01	166,48 ± 11,96
T6 (39)	169,13 ± 10,46	59,84 ± 11,43	85,22 ± 5,98	171,10 ± 12,22
T7 (50)	163,37 ± 12,48	54,40 ± 12,97	82,18 ± 6,48	164,86 ± 13,31

Bei den Jungen zeigt sich im Wesentlichen der gleiche Trend wie bei den Mädchen. Die Normalverteilung der Altersklassen 11 bis 16 ist für die Zeitpunkte T1 bis T6 gegeben ($p < .05$). Lediglich Messzeitpunkt T7 fällt aus der Normalverteilungsfolge ($p > .05$) heraus. Zu diesem Zeitpunkt sind die Altersklassen nicht hinreichend normalverteilt.

Bei der Interpretation von Messergebnissen ist die Abweichung der Altersklassen-normalverteilung in den Zeitpunkten T4 bei den Mädchen und T7 bei den Jungen entsprechend zu berücksichtigen, um Fehleinschätzungen auszuschließen.

⁴² Das Vorliegen der Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov–Smirnov–Test geprüft.

In der Gruppe der Probanden der Längsschnittstichprobe ist der Entwicklungsverlauf deutlich erkennbar. In einem ersten Schritt werden die Mädchen der Gruppe beschrieben und anschließend die Jungen (vgl. Tabelle 13 und 14).

Tab. 13: Gruppen- und anthropometrische Variablen der Mädchen im Längsschnitt (T1–T7)

Mädchen (n=12)									
Zeitpunkte (N)	Händigkeit				Alter	Körperhöhe [cm]	Körpergewicht [kg]	Sitzhöhe [cm]	Armspannweite [cm]
	rechts		links		Jahre				
	n	%	n	%	Ø ± sd				
T1	12	100	0	0	11,83 ± 0,84	154,48 ± 7,28	47,48 ± 9,22	81,50 ± 3,29	155,79 ± 10,04
T2	12	100	0	0	12,83 ± 0,84	---	50,16 ± 8,74	---	---
T3	12	100	0	0	12,83 ± 0,84	161,59 ± 6,80	53,95 ± 7,85	83,05 ± 3,21	162,27 ± 9,70
T4	12	100	0	0	13,83 ± 0,84	165,04 ± 9,92	54,99 ± 9,15	83,46 ± 3,74	164,58 ± 8,63
T5	12	100	0	0	13,83 ± 0,84	164,08 ± 6,37	57,29 ± 9,16	84,58 ± 3,40	167,25 ± 8,35
T6	12	100	0	0	14,83 ± 0,84	165,83 ± 5,03	60,97 ± 9,76	85,92 ± 1,96	166,25 ± 7,25
T7	12	100	0	0	14,83 ± 0,84	168,04 ± 6,41	61,42 ± 8,16	86,00 ± 3,02	169,21 ± 8,55

Tab. 14: Gruppen- und anthropometrische Variablen der Jungen im Längsschnitt (T1–T7)

Jungen (n=11)									
Zeitpunkte (N)	Händigkeit				Alter	Körperhöhe [cm]	Körpergewicht [kg]	Sitzhöhe [cm]	Armspannweite [cm]
	rechts		links		Jahre				
	n	%	n	%	Ø ± sd				
T1	10	100	0	0	12,09 ± 0,94	161,32 ± 8,66	50,83 ± 9,85	84,68 ± 3,85	165,27 ± 11,36
T2	10	100	0	0	13,09 ± 0,94	---	54,57 ± 10,40	---	---
T3	10	100	0	0	13,09 ± 0,94	168,06 ± 8,90	57,44 ± 12,30	84,69 ± 4,67	170,62 ± 11,65
T4	10	100	0	0	14,09 ± 0,94	172,45 ± 8,53	61,75 ± 12,47	86,95 ± 5,83	175,45 ± 10,84
T5	10	100	0	0	14,09 ± 0,94	172,56 ± 7,30	63,32 ± 11,36	87,75 ± 5,57	175,62 ± 7,33
T6	10	100	0	0	15,09 ± 0,94	177,32 ± 6,40	68,24 ± 10,90	89,86 ± 4,71	180,27 ± 7,84
T7	10	100	0	0	15,09 ± 0,94	179,67 ± 7,06	70,58 ± 11,69	90,33 ± 4,43	182,83 ± 8,89

In der Längsschnittgruppe befinden sich ausschließlich Rechtshänder, wobei bei den Jungen ein Sportler keine Angabe über seine Händigkeit machte.

Das Vorliegen von Zeitpunkten mit dem gleichen Durchschnittsalter bei den Mädchen und Jungen (T2–T3, T4–T5, T6–T7) hängt mit der zweimaligen Messung (Frühjahr und Herbst) der SportlerInnen im Jahr zusammen.

Sowohl die Gruppe der Mädchen als auch der Jungen weisen in den Altersklassen eine Normalverteilung ($p > .05$) auf.

5.4 *Messung der Krafftfähigkeiten im Kanurennsport*

Um die Krafftfähigkeiten der Arm–Beuge–Schlinge⁴³ objektiv erfassen zu können, können verschiedene Messverfahren verwendet werden. Im Kanurennsport hat sich die Bestimmung von spezifischen Kraftdaten auf der Hantelbank im Liegend–Anreißen bewährt. Nachteilig ist die Position, die die Sportler während des Trainings oder der Messung einnehmen. Sie liegen bäuchlings auf der Bank. Diese Position ist fern der Sitz- oder Knieposition im Boot. Andere Messsysteme, wie zum Beispiel Multipresse (Fa. auberle – PHYSIOREHAMED, Illertissen [Deutschland]), bieten liegende, halbliegende oder frei sitzende Positionen und sind auf die Diagnostik der Armstreckmuskulatur ausgerichtet.

Für die Leistungsdetermination der Kanurennsportler ist die Arm–Beuge–Schlinge von größerer Bedeutung als die Streckmuskulatur.

Aus diesem Grund wurde ein spezielles Kraftdiagnosegerät entwickelt. Dieses Messsystem (»Kraftmessplatz Kanu«) ermöglicht die Diagnostik von Krafftfähigkeiten der Beugemuskulatur in den oberen Extremitäten. An diesem Gerät wird isometrisch⁴⁴ die maximal willkürliche Kraftleistung (Maximalkraft) der oberen Extremitätenmuskulatur erfasst. Die Messung der Schnellkraft bzw. der Schnellkraftausdauer erfolgte dynamisch⁴⁵.

Die Krafftfähigkeiten der Arm–Beuge–Schlinge (links und rechts) der SportlerInnen werden in sitzender Position mit Hilfe des beschriebenen, standardisierten Kraftmessplatzes (WICK & KRÜGER, 1998) objektiviert (vgl. Abbildung 32).

5.4.1 *Kraftobjektivierung am »Kraftmessplatz Kanu«*

Die Untersuchung der Krafftfähigkeiten der SportlerInnen erfolgte am »Kraftmessplatz Kanu« (WICK & KRÜGER, 1998) unter Laborbedingungen. Innerhalb der Messungen wurden die statische Maximalkraft (isometrische Messung) und die Schnellkraft (dynamische Messung) ermittelt sowie die Schnellkraftausdauer aus den Schnellkraftversuchen errechnet.

⁴³ Muskulatur der oberen Extremitäten, die die Beugung im Ellenbogengelenk ermöglichen.

⁴⁴ Spannungsänderung der Muskulatur bei gleichbleibender Muskelfaserlänge.

⁴⁵ Der Zugschlitten des Kraftmessgerätes wird mit einer Zuladung (nach Alter) aus der Ausgangsstellung (gestreckte Arme) explosiv beschleunigt.

Der Kraftmessplatz (vgl. Abbildung 32) ist an die Sitzhaltung der Kajakfahrer angelehnt und stellt eine vergleichbare Alternative zur Körperhaltung und Position im Boot dar.

Der Oberkörper wird mit einem individuell verstellbaren Brustbrett arretiert. Für die Messung der Maximalkraft kann der Zugschlitten auf die jeweilige Armlänge des Sportlers eingestellt werden. Die Sitzfläche ist höhenverstellbar, so dass der Arm–Rumpf–Winkel für jeden Sportler individuell auf ca. 90° eingestellt werden kann.

Die Winkelabweichungen liegen im Raster der Bohrungen⁴⁶ zur Sitz- und Brustbretteinstellung begründet.

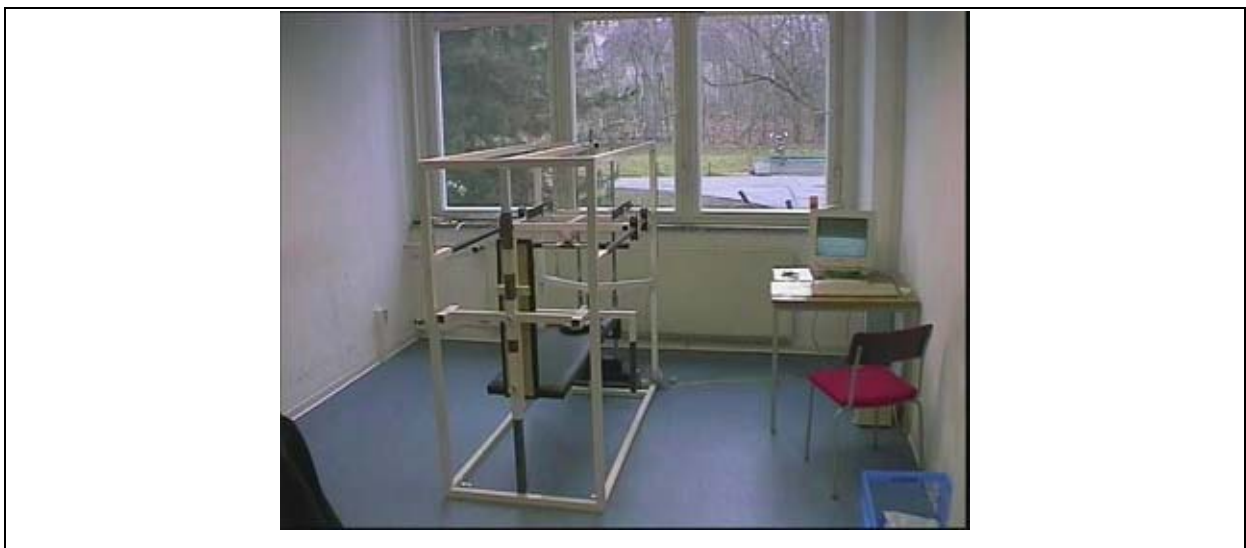


Abb. 32: Kraftmessplatz im OSP Potsdam zur Objektivierung der Muskelkraftfähigkeiten der oberen Extremitäten

Um die Laborbedingung den sportartspezifischen Gegebenheiten anzunähern, wurde am Zugschlitten ein Carbonfaserstab montiert, der die Oberflächenstruktur der Paddelschäfte besitzt. Auf diesem Stab sind die Dehnmessstreifen zur Kraftmessung für die linke und rechte Seite angebracht (vgl. Abbildung 33).

Über die Dehnmessstreifen, einen Verstärker und A/D–Wandler werden die Biegeveränderungen registriert und im Rechner digital verarbeitet. Durch eine entsprechende Software (UDO KRÜGER, Ilmenau 1998) wird eine online–Aufzeichnung der Kraftverläufe am Monitor möglich (siehe Abbildung 34).

⁴⁶ Material–technisch mussten die vorhandenen Abstände zwischen den Bohrlöchern gewählt werden, wobei auf eine möglichst feine Rasterung geachtet wurde.

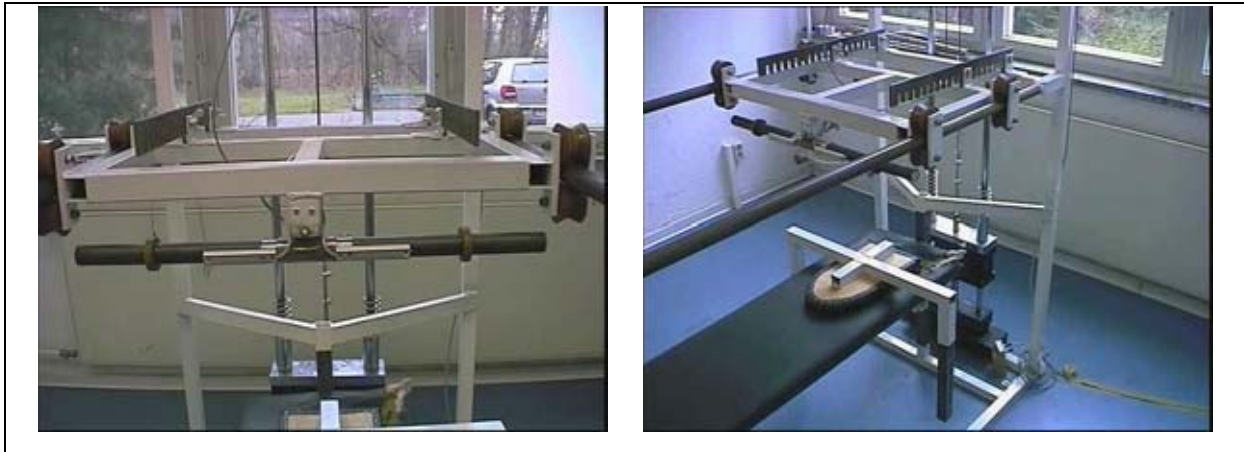


Abb. 33: Kraftmessplatz mit Messeinrichtung (Dehnmessstreifen) und Schlittenkonstruktion



Abb. 34: Online-Darstellung der Maximalkraft- (links) und Schnellkraftkurve (rechts) während der Versuchsdurchführung

Einflüsse und Ausprägungen der koordinativen Fähig- und Bewegungsfertigkeiten der Athleten werden nicht explizit betrachtet. Aufgrund der Versuchsanordnung und Konstruktion des Diagnosegerätes werden mögliche störende Einflüsse vermieden oder zumindest reduziert. Der Bewegungsablauf ist so vereinfacht, dass ausschließlich die Beugeschlinge der oberen Extremitäten beansprucht wird, ohne den Einfluss der Koordination (physiologisch: intra- und intermuskulär sowie motorisch: Grob- und Feinkoordination von Bewegungen) außer Acht zu lassen, der nicht unerheblich für eine entsprechende Umsetzung der physischen Potentiale der Athleten ist.

Die Dehnmessstreifen sind baugleich mit den Kraftaufnehmern am Messpaddel im »Kanu-Gegenstromkanal«. Die Kraftaufnehmer weisen eine Fehlertoleranz von 3% auf.

Die Aufgabe der Sportler bei der Maximalkraftmessung besteht darin, in drei Wiederholungen die Arm-Beuge-Muskulatur isometrisch, maximal willkürlich zu kontrahie-

ren. Der Zugschlitten mit dem Carbonstab wird zuvor auf die individuelle Armlänge eingestellt und fixiert. Zwischen den Versuchen liegt eine Pause von einer Minute. Die Kraftwerte können online auf dem Monitor angezeigt, verfolgt und nach dem Versuch sofort dem Sportler rückgemeldet werden. Zur Bestimmung der Schnellkraft ist der Zugschlitten in der Horizontalen freibeweglich. Aus einer individuellen Startposition (gestreckte Arme) beschleunigt der Athlet den Schlitten auf ein vereinbartes Kommando blitzartig. Anschließend führt er den Schlitten langsam in die Startstellung zurückgeführt. Innerhalb einer Messserie sind zehn Versuche mit einer kurzen Pause von zehn Sekunden (Rückführung des Schlittens in die Ausgangsstellung) durch die Sportler zu realisieren (Taktgebung durch Metronom). Die erzielten Werte können ebenfalls online verfolgt werden.

Die Interpretation der Schnellkraftausdauer erfolgt nach der Datentransformation, in dem die Kraftwerte der drei ersten Versuche zur Schnellkraftmessung mit den drei letzten Versuchen (Versuch 8 bis 10) verglichen werden. Über die Höhe der Differenz sind Aussagen zur Schnellkraftausdauerfähigkeit ableitbar.

Tab. 15: Relevante Messparameter am »Kraftmessplatz Kanu«

Parameter	Einheit	Beschreibung	
$F_{MAX L}$	Maximalkraft	N	Maximalkraft linker Arm
$F_{MAX R}$		N	Maximalkraft rechter Arm
$F_{MAX D}$		N	Maximalkraftdifferenz zwischen linkem und rechtem Arm
$F_{MAX M}$		N	Mittelwert der Maximalkraft aus Kraftwerten des linken und rechten Arms
$F_S L$	Schnellkraft	$N \cdot s^{-1}$	Schnellkraft linker Arm
$F_S R$		$N \cdot s^{-1}$	Schnellkraft rechter Arm
$F_S D$		$N \cdot s^{-1}$	Schnellkraftdifferenz zwischen linkem und rechtem Arm
$F_S M$		$N \cdot s^{-1}$	Mittelwert der Schnellkraft aus Kraftwerten des linken und rechten Arms

Die ermittelten Kraftwerte (siehe Tabelle 15) am »Kraftmessplatz Kanu« sind mit sportartspezifischen Daten vergleichbar, um mögliche Zusammenhänge herauszuarbeiten.

Solche sportartspezifischen Daten sind Kraftwerte am Paddel während Freiwasserfahrten und Untersuchungen im »*Kanu–Gegenstromkanal*«⁴⁷.

In ausgewählten Fällen erfolgt die elektromyographische Aufzeichnung der nervalen Muskelaktivierung bei Sportlern in unterschiedlichen Trainings- oder Untersuchungssituationen, um daraus mögliche Hinweise auf die Seitigkeitsausbildung abzuleiten.

Um eine höhere Aussagekraft zu erreichen, werden EMG–Ableitungen bei Untersuchungen der Kanuten im »*Kanu–Gegenstromkanal*« und im »*Freiwasser*« in die Interpretation einbezogen. Die Elektromyographie soll so zur Identifizierung von qualitativen Differenzen in der Muskelkoordination beitragen, da muskuläre Unterschiede und Differenzen in der motorischen Kontrolle zwischen den Extremitäten eine bedeutende Rolle bei der Bestimmung der Extremitätenbevorzugung spielen (SMAK, NEPTUNE & HULL, 1999).

5.4.2 Kraftmessung im »*Kanu–Gegenstromkanal*«

Der »*Kanu–Gegenstromkanal*« am Olympiastützpunkt in Potsdam ist ein spezifisches Trainings- und Diagnosemittel, bei dem die Bootsgeschwindigkeit über die Veränderung der Strömungsgeschwindigkeit des Wassers stufenlos simuliert werden kann.

Der weltweit einmalige »*Kanu–Gegenstromkanal*« wurde im Zeitraum vom 01.01.1983 bis 30.06.1984 erbaut. Begonnen wurde bereits 1979 mit der verfahrenstechnischen Umsetzung dieser Anlage. Grundlage der Konzeption der »*Kanu–Gegenstromanlage*« waren die Erfahrungen und Erkenntnisse mit den Gegenstromkanälen für Schwimmer. Durch die höheren Fließgeschwindigkeiten die im Kanukanal erzielt werden müssen, musste Grundlagenforschung auf dem Gebiet der Strömungstechnik betrieben werden, da eine maßstabsgetreue Vergrößerung der Schwimmkanäle ausgeschlossen war.

Hauptproblem bei der konstruktionstechnischen Umsetzung war das Erzielen einer ebenen Wasseroberfläche bei hohen Strömungsgeschwindigkeiten und einer gleichmäßigen Geschwindigkeitsverteilung in horizontaler und vertikaler Richtung.

⁴⁷ Beachtet werden müssen hier die Kraftwirkungen an der Bootshalterung, die zu Beginn der Messungen in Paddelrichtung (schieben), später durch nachlassende Kraft in Fließrichtung des Wassers (halten an der Bootshalterung) gerichtet sein können. Seitbewegungen und Querkräfte müssen ebenfalls beachtet werden.

Weiterhin galt es, die sich im Umschlagpunkt zwischen fließender und schießender Strömung ausbildenden Wellen bzw. die gegen die Strömungsrichtung laufende Wellenfront und die Minderung des Wasserschwall bei einer Not-Abschaltung⁴⁸ zu beherrschen.

In diesem Wasserumlaufkanal mit einer schießenden Strömung in der Messstrecke können Wassergeschwindigkeiten von 1,5 bis 6,5 m·s⁻¹ stufenlos simuliert werden und unabhängig von wechselnden Witterungsbedingungen lassen sich reproduzierbare und vergleichbare Daten erheben. Das System »Sportler-Boot« befindet sich innerhalb des Kanals in einer offenen Messstrecke von 10 x 3,85 Metern. Der Strömungskanal ist ein effektives und qualitativ hochwertiges Trainings- und Diagnosemittel für die Bootsklassen K1, K2, C1 und C2. Außerdem vereint der »Kanu-Gegenstromkanal« Vorteile gegenüber den herkömmlichen kanuspezifischen Trainingsmittel, wie folgendermaßen beschrieben wird:

- kinematischen Verhältnisse am Boot und Paddel werden vollständig modelliert
- kontinuierlicher Leistungsaufbau durch witterungsunabhängige ganzjährige Nutzung
- durch annähernd gleichbleibende Wasser- und Temperaturbedingungen sind Ergebnisse standardisierbar
- durch beliebige Regelung der Wassergeschwindigkeit lässt sich das Training intensivieren, Einsatz einer Programmsteuerung (Simulierung des Rennverlaufs) ist möglich
- stationärer Aufbau der Messgeräte erfolgt in Kanalnähe, Erschütterungen und Wettereinflüsse sind ausgeschlossen
- medizinische Untersuchungen (Blutentnahme zur Laktatbestimmung) können unmittelbar vor Ort während des Trainings oder der Diagnostik durchgeführt werden
- Möglichkeit der Aufzeichnung des Trainings oder des Stufentests durch Videotechnik ermöglicht dem Trainer eine zeitlich nachgelagerte Analyse

⁴⁸ Eine abrupte Abschaltung der gesamten Anlage hätte die Bildung einer ca. 1,50 Meter hohen Welle in der Messstrecke zur Folge.

Die Untersuchungen im »Kanu–Gegenstromkanal« ermöglichen eine komplexe Erhebung von unterschiedlichen Kenngrößen (siehe Tabelle 16), die während der Paddelbewegung durch den Sportler erzeugt werden.

Dabei erfolgt die Messung der Kennwerte am Paddelschaft mit den baugleichen Dehnmessstreifen, wie sie auch am »Kraftmessplatz Kanu« eingesetzt werden (Abbildung 36). Die Kraftverlaufskurven können durch den Sportler online auf einem Monitor verfolgt werden (siehe Abbildung 35) und bieten somit eine sofortige Information für Trainer, Diagnostiker und Sportler über den aktuellen Zustand in der entsprechenden Geschwindigkeitsstufe.



Abb. 35: Monitorbild während der komplexen Leistungsdiagnostik (KLD) im »Kanu–Gegenstromkanal«



Abb. 36: Messanordnung im »Kanu–Gegenstromkanal«

Die Software basiert auf den gleichen Modulen der Messung am Kraftmessplatz.

Die Sportler sitzen (Kajak) bzw. knien (Canadier) in einem Messboot, das vor der Diagnostik auf die individuellen Bedingungen des Sportlers (Sitz, Abstand Sitz–Stemmbrett) eingestellt wird. Gleichzeitig werden zwei Dehnmessstreifen auf das sportlereigene Paddel aufgebracht und kalibriert. Über die Dehnmessstreifen können die Kraftimpulskurven der linken und rechten Hand während des Paddeldurchzuges im Wasser gemessen werden. Der Bewegungsablauf des Sportlers im Kanal ist identisch mit der Paddelbewegung im Freiwasser. Während der Fahrten in den entsprechenden Geschwindigkeitsstufen werden die Sportler angewiesen, das Boot in einem möglichst kleinen Bewegungsraum (Vor- und Rückbewegung) gegen die Fließkraft des Wassers durch den Paddelschlag zu halten.

Entsprechend des Leistungszustandes der AthletInnen werden sechs Stufen im Grundlagenausdauerbereich gefahren. In der nicht beendeten Geschwindigkeitsstufe werden die zurückgelegten Meter erfasst. Zwischen den Stufen erfolgt eine dreiminütige aktive Pausengestaltung. Am Paddel sind Griffmarkierungen angebracht, damit der Sportler möglichst an derselben Stelle des Paddels angreift und damit der Hebelarm des Paddelschaftes gleich bleibt. Im Anschluss an die Grundlagenausdauerdiagnostik fährt der Sportler noch zwei Anschubtests über eine Zeitdauer von zehn Sekunden und einen Sprint über eine Strecke von 100 Metern. Im Anschub- und Sprinttest werden die gleichen Parameter gemessen wie im Stufentest des Grundlagenausdauerbereiches.

Über eine Bootshalterung wird das Boot in der Messstrecke des Kanals gehalten. Durch einen am Sportler mit einem Gurt befestigten Notschalter wird sichergestellt, dass der Sportler bei einer individuellen Ausbelastung durch die Betätigung des Notschalters die Turbinen ausschalten kann. Der Schalter wird ausgelöst, sobald das Boot mit dem Sportler zu weit zurücktreibt oder der Sportler kentert. Ein Mitreißen in das Fangsieb am Kanalende und eine Bootsbeschädigung werden damit ausgeschlossen.

In Tabelle 16 sind relevante Messparameter aufgeführt, die für die Untersuchung herangezogen werden. Daneben werden innerhalb der komplexen Leistungsdiagnostik im »Kanu–Gegenstromkanal« eine Reihe weiterer Daten erhoben, die für die Fragestellung dieser Untersuchung unberücksichtigt bleiben. Die technischen Daten des »Kanu–Gegenstromkanals« am Olympiastützpunkt Potsdam sind in Tabelle 17 aufgelistet.

Tab. 16: Relevante Messparameter bei der komplexen Leistungsdiagnostik im »Kanu–Gegenstromkanal«⁴⁹

<i>Diagnosedaten</i>		<i>Symbol</i>	<i>Einheit</i>
Streckenlänge	KINEMATIK	S	m
Fahrzeit		FZ	min
Geschwindigkeit Boot		VB	m·s ⁻¹
Schlagfrequenz		SF	1·min ⁻¹
Schlagvortrieb		SV	m
Tauchzeit Paddel		TTP	s
Kraftmaximum (links)	DYNAMIK	FML	N
Kraftmaximum (rechts)		FMR	N
Kraftniveau (links)		FNL	N
Kraftniveau (rechts)		FNR	N
Kraftstoß (links)		FSL	N·s
Kraftstoß (rechts)		FSR	N·s

Tab. 17: Technische Daten der »Kanu–Gegenstromanlage« Potsdam

<i>Bauteil</i>	<i>Kenngößen</i>
ELEKTROMOTORISCHER ANTRIEB	3 Drehstrom – Asynchronmotore 3 Frequenzumrichter 3 Elektromagnetkupplungen
TRAININGSBECKEN	
Länge:	10,00 m
Breite:	3,85 m
Tiefe:	0,95 m
Strömungsgeschwindigkeit:	0 – 6,50 m·s ⁻¹
Beckenvolumen:	375,00 m ³
BESONDERHEITEN	<ul style="list-style-type: none"> • Temperaturstabilisierung des Wassers • Wasserenthärtung • Luftabsaugung (Trennung der Fluide)
NUTZUNG	<ul style="list-style-type: none"> • Diagnostik für "Einer" und "Zweier" – Wettkampfboote • Training für "Einer" und "Zweier" – Wettkampfboote

Bedingt durch die konstruktive Umsetzung und Gestaltung des Kanals sowie durch die Eigenschaften des strömenden Wassers liegt die Fehlertoleranz des Kanals bei

⁴⁹ Neben den hier aufgeführten Parametern werden noch andere Diagnosedaten (z.B. physiologische Daten [Herzfrequenz, Laktat, etc.]) erhoben, die aber nicht in die Untersuchung einbezogen wurden.

5%. Hinzu kommen Messtoleranzen der Kraftaufnehmer von ca. 3%. Für die praktische Analyse der Daten und die Ableitung des Leistungsstandes der Sportler sind diese Toleranzen zu vernachlässigen. Für eine wissenschaftliche Analyse hingegen liegen sie immerhin im Grenzbereich für generalisierbare Aussagen.

5.5 Untersuchung im »Freiwasser«

In der longitudinalen Untersuchungsreihe wurden im »Freiwasser« zu den Untersuchungszeiten im März und Oktober die Fahrzeiten über 250– und 2.000 m ermittelt, die über die D–Kaderklassifizierung entscheiden.

Zwischen den Fahrstrecken über 250 m und 2.000 m lag eine Pause von 30 Minuten. Die Strecken wurden einzeln aus der ruhenden Startposition zurückgelegt. Der Startabstand zwischen den SportlerInnen betrug 30 Sekunden. Die Zeitmessung erfolgte auf volle Sekunden.

Um die Untersuchungen vergleichbar zu halten, wurden die äußeren Bedingungen protokolliert und mögliche, zu starke witterungsbedingte Einflüsse beschrieben. Im Messprotokoll wurden Windgeschwindigkeit, Windrichtung, Außen- und Wassertemperatur sowie die Strömungsrichtung vermerkt. Grundsätzlich fuhren alle Probanden in Ost–West–Richtung, womit die Bedingungen zu dem jeweiligen Zeitpunkt für alle AthletInnen gleich waren.

Aus witterungsbedingten Gründen konnte zu T2 die Freiwassermessung nicht durchgeführt werden. Weiterhin muss angemerkt werden, dass in den Wintermonaten extreme klimatische Bedingungen ein normales Wintertraining nicht zuließen. Fast drei Monate konnte kein Wassertraining absolviert werden. Schwerpunkte wurden deshalb auf die Ausbildung einer allgemeinen Grundlagenausdauerentwicklung mit unspezifischen Trainingsmitteln und einer allgemeinen Athletikausbildung gesetzt.

Diese trainingsmethodischen Maßnahmen beeinflussten stark die Entwicklungsverläufe der Kraftleistungen. In der Ergebnisdarstellung werden die erhobenen Daten für diesen Messzeitpunkt deshalb unberücksichtigt bleiben.

In der letzten Untersuchung (T8) von Kanal- und Freiwasserleistungen mit dem Einsatz des Elektromyogramms (EMG) (Erläuterungen zur Messmethodik siehe unten) wurden zwei Strecken über 250 m gefahren. Die Geschwindigkeiten lagen bei der ersten Fahrt im GA2–Bereich ($v=4,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) und bei der zweiten im SA–Bereich ($v=4,70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Diese Geschwindigkeiten waren Richtwerte aus der zuvor in der »Ka-

nu–Gegenstrom-kanalanlage« durchgeführten Messung. Die Athleten wurden aufgefordert, diese Vorgaben im »Freiwasser« zu erreichen, während im Gegenstromkanal das System diese Geschwindigkeiten vorgab. Neben den Fahrzeiten wurden Kraftverläufe am Paddel, muskuläre Oberflächenaktivitäten an den beiden oberen Extremitäten sowie Schlagfrequenzen und Schlagvortrieb gemessen. Zwischen den beiden Fahrten lag eine Pause von fünf Minuten. Innerhalb dieser Zeit musste der mobile Datenlogger des Elektromyogramms in das Notebook gelesen werden, der Sportler zur Startlinie zurückpaddeln und der Datenlogger für die zweite Messfahrt vorbereitet werden.

Die äußeren Bedingungen wurden auch in dieser Messserie protokolliert. Zum Zeitpunkt der Freiwasseruntersuchungen mit dem EMG herrschten sehr gute Wetterbedingungen mit Sonne, 14°C Luft- und 11,2°C Wassertemperatur. Der Wind kam schwach aus südlicher Richtung und die Wasserbewegungen waren ruhig.

5.6 Oberflächenelektromyogramm

In der sportwissenschaftlichen Forschung wird die Elektromyographie (EMG) in den letzten Jahren verstärkt als eine Methode zur Objektivierung von Bewegungsabläufen eingesetzt und zur Beschreibung muskelphysiologischer und neurophysiologischer Phänomene genutzt. Mit Hilfe der Elektromyographie ist es möglich, Aussagen darüber zu treffen, welche Muskeln in welcher Intensität angesteuert werden, wie sich die Aktivität einzelner Muskeln bei Ermüdung verhält, welche Einflüsse während der Ausführung auf die Muskelsteuerung wirken und wie die einzelnen Muskeln in zeitlicher Beziehung (Koordination) zueinander während der Kontraktion stehen.

Der Einsatz der Elektromyographie gewinnt im Hinblick auf Veränderungen von sportartspezifischen Techniken und für die Effektivierung und Kontrolle des Trainings zunehmend an Bedeutung. EMG–Untersuchungen im Spitzenbereich ergaben deutliche Variationen des Innervationsmusters beteiligter Muskeln bei der Durchführung von Bewegungsaufgaben zwischen SportlerInnen unterschiedlicher Technikgüte (vgl. MARSH & MARTIN, 1995).

Als Ursache für dieses Ergebnis können unterschiedliche Leistungsvoraussetzungen bei den Krafftigkeiten und unterschiedliche Bewegungsausführung angenommen werden. Durch die Kopplung der EMG–Untersuchung mit anderen bewegungswissenschaftlich–biomechanischen Messverfahren lassen sich Erklärungen für sport-

technische Leitbilder verifizieren. Als Feedback kann eine Kontrolle der Bewegungsausführung und das Verständnis für das Bewegungsempfinden des Sportlers erreicht werden (WITT, 1997).

Der Einsatz der Elektromyographie im Rahmen der komplexen Leistungsdiagnostik der Kanurennsportler im »Kanu–Gegenstromkanal« und im »Freiwasser« stellt somit eine qualitative Steigerung des Feedbacks für die Trainer, Diagnostiker und Sportler dar. Neben den Kraftimpulskurven können objektive Daten der Muskelaktivität dem subjektiven Befinden der Sportler gegenübergestellt werden.

Die Ableitung der Oberflächenmuskelaktivität erfolgte mit einem 8–Kanal Elektromyogramm (EMG) der Firma BioVision® (Deutschland) (siehe Abbildung 37).

Dieses System gewährleistet eine exakte und zuverlässige Aufzeichnung von Oberflächen EMG–Signalen mit geringem Rauschen und hoher Impedanz⁵⁰. Durch aktive Elektroden ist eine weitere Verstärkung nicht notwendig. Auch bei Kabellängen bis zu 30 Metern ist ein nahezu artefaktfreies Messen gegeben. Die Spannungsversorgung reicht von +/- 2,5 bis +/- 15 V. Die Maße des Verstärkers (Länge x Breite x Höhe) sind 30 x 14 x 8 mm. Durch das geringe Gewicht von 12 Gramm ist der Einsatz im Sport unproblematisch.

Die Elektroden werden an für die Leistungsfähigkeit der Kanurennsportler bedeutsamen Muskeln aufgebracht, wobei vier Muskeln der rechten und linken Seite mit den Oberflächenelektroden beklebt werden.

Für die Ableitung der Muskelpotentialänderungen wurden Muskelgruppen gewählt, die maßgeblich an der mechanischen Leistungserzeugung im Kanurennsport beteiligt sind (vgl. Tabelle 8, S. 54). An folgenden Hauptmuskeln der linken und rechten Körperseite werden Potentialänderungen abgeleitet:

- M. brachioradialis
- M. biceps brachii
- M. triceps brachii
- M. deltoideus

⁵⁰ **Rauschen:** Geringe Einstreuung von Störsignalen ins das EMG–Signal.

Impedanz ist der komplexe Quotient aus der Wechselspannung U und der Wechselstromstärke I . Der Betrag der Impedanz wird als Scheinwiderstand Z bezeichnet.



Abb. 37: EMG–Elektrodenkabel mit Interface und Notebook

Die ausgewählten Muskulaturanteile der rechten und linken oberen Extremität sind solche, die in allen Bewegungsphasen angesteuert werden und bestimmend für den Vortrieb des Systems »Sportler–Boot« sind. Mit den selektierten Muskeln wird die Muskelkette des Armes repräsentiert. Diese Hauptmuskeln der oberen Extremitäten ermöglichen weiterhin bei einem Vergleich beider Muskelschlingen eine Bestimmung der bevorzugten Extremität des Sportlers. Oberflächenelektroden (blue sensor, disposable electrodes [Ag/AgCl]) der Firma MEDICOTEST A/S (Denmark) vom Typ NF–50–J und N–00–S wurden für die Freiwassermessungen und Oberflächenelektroden (neuroline, disportable neurology electrodes [Ag/AgCl]) vom Typ 700 01–K für die Messungen in der »Kanu–Gegenstromanlage« verwendet (Zum Aufbau der Elektroden vergleiche die Arbeiten von LAURIG (1983) und WOLLNY (2002) sowie Abbildung 38).

Mit einem Transparentverband Tegaderm™ (Firma 3M Inc., Canada) erfolgte eine wasserresistente Abdichtung der Elektroden.

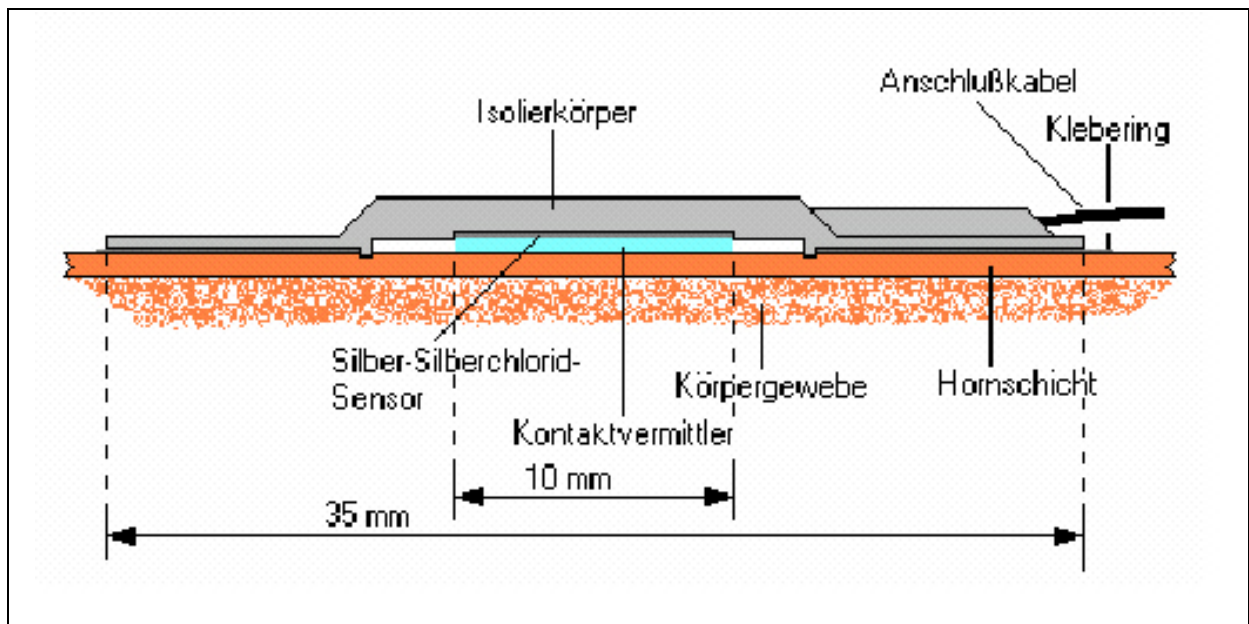


Abb. 38: Schematischer Aufbau einer Elektrode (aus HERMSDORF, 2001, S. 25)

Durch eine Fixierung der Elektrodenkabel mit Tapeband und/oder Klettbändern (vgl. Abbildung 39) am Körper und konzentrierte Kabelführung über den Bootshaltearm zum Rechner ist eine volle Bewegungsfreiheit der Sportler gewährleistet und Bewegungsartefakte können weitgehend ausgeschlossen werden.



Abb. 39: Klettänder zur Fixierung der Elektrodenkabel

Bei den Freiwasserfahrten kam ein Datenlogger (BioVision[®], Deutschland) mit 8-Kanaleingängen (siehe Abbildung 40) zum Einsatz, so dass nur die Elektrodenkabel am Körper fixiert werden mussten (vgl. Abbildung 41), während der Datenlogger gegen Spritzwasser geschützt hinter dem Sitz des Sportlers im Boot abgelegt werden konnte.



Abb. 40: Datenlogger, EMG–Elektrodenkabel, Flash–Karte und Notebook für mobile Messung im Freiwasser



Abb. 41: Elektroden- und Kabelfixierung für die Messfahrten im Freiwasser

Die Vorbereitung der elektromyographischen Untersuchung und die Analyseschritte wurden in Anlehnung an Empfehlungen aus dem SENIAM–Projekt⁵¹ (FRERIKS & HERMENS, 1999) durchgeführt. Die Referenzstellen an den entsprechenden Muskeln wurden mit Elektrodengel (EPICONT™, Marquette Hellige Inc., Deutschland) gereinigt. Anschließend erfolgte eine Applikation der Oberflächenelektroden entlang der Faserichtung im Abstand von zwei Zentimetern (Elektrodenmittelpunkte). Die Aktivitätssignale wurden bei einem Frequenzspektrum von 1.000 Hz gemessen.

⁵¹ SENIAM (Surface Electro–myography for the Non–Invasive Assessment of Muscles) ist ein europäische Projekt, gefördert durch die Europäische Union (PC 950424).

Die Verarbeitung der Daten erfolgt mit der Data Acquisition System Laboratory – Software (DASYLab[®] 5.5).

Bei elektromyographischen Oberflächenableitungen werden die Aktionspotentialänderungen an der Muskelfasermembran als Signale registriert. Werden Elektroden über der Polarisationszone, „...in der Literatur mit 1–3 mm² angegeben ...“ (FUGLEVAND, WINTER, & PATLA, (1993); zit. nach HERMSDORF, 2000) angebracht, können die Potentialschwankungen erfasst werden.

Die Oberflächenelektromyographie liefert Befunde des koordinativen Zusammenspiels mehrerer Muskeln (intermuskuläre Koordination). Nachteile bei der Ableitung elektrischer Potentiale sehr kleiner Muskelgruppen entstehen bei dem Oberflächen-EMG durch den „cross-talk“ (sogenanntes Übersprechen) tieferliegender oder benachbarter Muskelanteile. Die Erfassung der elektrischen Potentiale mittels Oberflächenelektroden erfolgte bipolar. Die Messung der Potentialschwankungen wird gegen eine Referenzelektrode vorgenommen. Dabei werden über einen Muskel zwei Elektroden angebracht und die Differenz der gemessenen Potentialschwankungen in Relation zu einer Referenzelektrode dargestellt. Diese bipolare Ableitungskonfiguration wird hauptsächlich zur neuro-muskulären Analyse menschlicher Bewegungen eingesetzt.

Bei der Aufbringung der Elektroden zur Ableitung sind wichtige Dinge zu beachten. So sollten die Elektroden groß genug sein, um einen optimalen Pool an motorischen Einheiten zu erfassen, aber andererseits auch klein genug sein, um das Übersprechen („cross-talk“) von anderen Muskeln zu vermeiden. Der Abstand der Elektroden ist auf max. 20 mm zu beschränken, mittig zwischen motorischer Endplatte und Sehnenansatz und in Richtung der Muskelfasern anzubringen.

In Abbildung 42 ist eine bipolare Ableitung mit den abgeleiteten Potentialänderungen dargestellt. Wie im Bild (Abbildung 42) zu erkennen, breitet sich das Aktionspotential von rechts nach links aus und erreicht das Ableitungsgebiet der ersten Elektrode (Kurvenverlauf des monophasischen Aktionspotentials, AP Elektrode 1).

Beim Auftreffen des Aktionspotentials auf die zweite Elektrode wird an dieser der gestrichelte Potentialverlauf registriert. Beide Potentialänderungen sind monophasisch und erst als Gesamtpotentialverlauf wird zwischen den Elektroden 1 und 2 das diphasische Aktionspotential (unteres Drittel der Abbildung 42) gemessen.

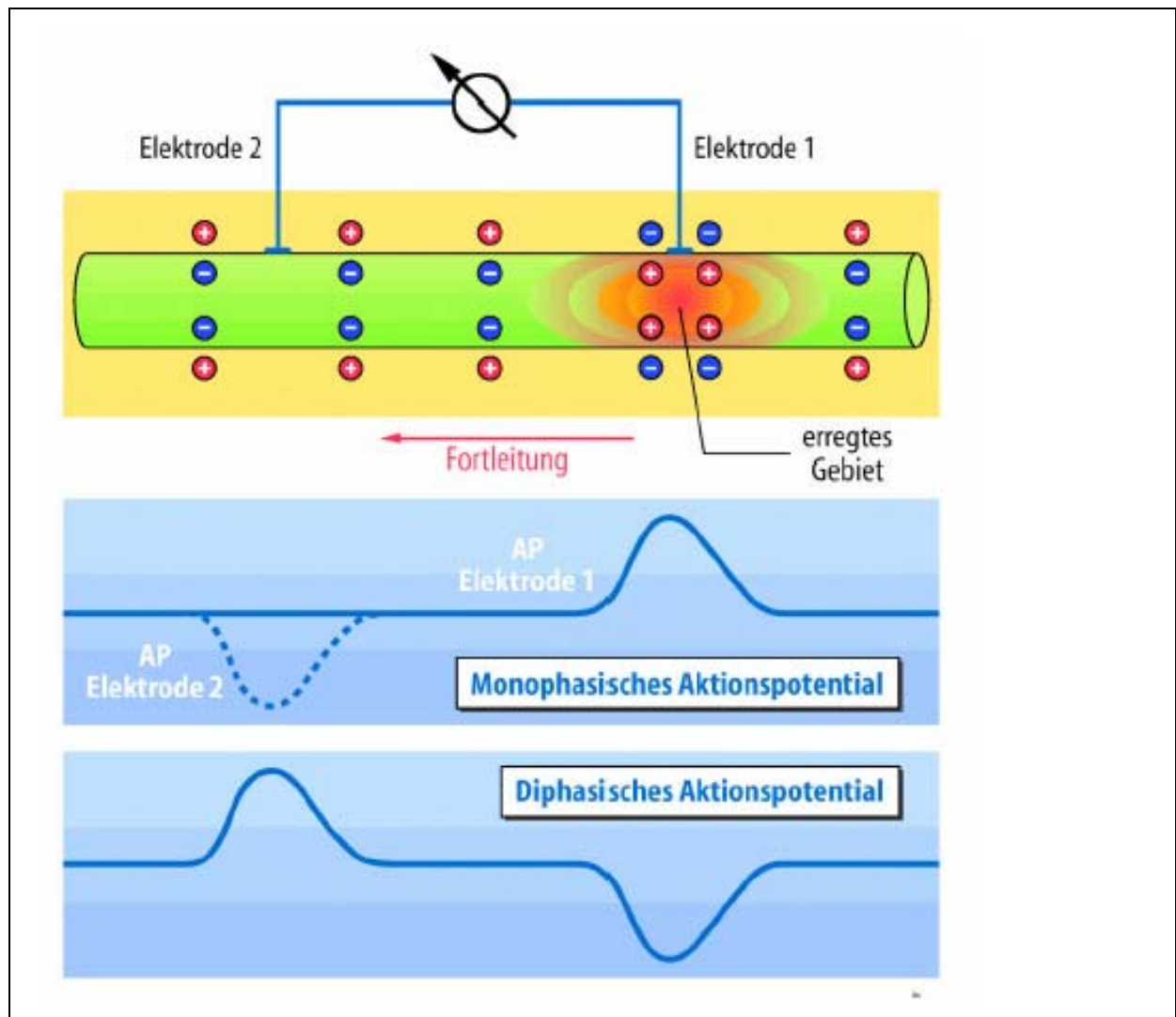


Abb. 42: Ableitung von einer Nervenzelle mit 2 extrazellulären Elektroden (aus SCHMIDT & THEWS, 1997, S. 36)

Die Oberflächenableitung erfasst die Aktivitäten mehrerer motorischer Einheiten, die an der Kontraktion beteiligt sind. Somit sind die oberflächlich erfassten Potentialänderungen Summenpotentiale des abgeleiteten Areals.

In Abbildung 43 ist die Summation einzelner Potentiale graphisch veranschaulicht.

Werden neue motorische Einheiten zugeschaltet (Rekrutierung) und die Aktivierungsfrequenz erhöht (Frequenzierung), gehen diese Potentialänderungen als direkte Einflussgrößen in die Signalinformation des Elektromyogramms ein.

Diese Signalinformation liefert als abgeleitetes Roh-EMG-Signal ein stochastisches („zufälliges“) Verlaufsmuster, da nie die gleichen Muskelfasern aktiviert werden. Daneben ist das EMG-Signal ein modulierte Signal aus der Impulsfolge der Muskelaktivierung.

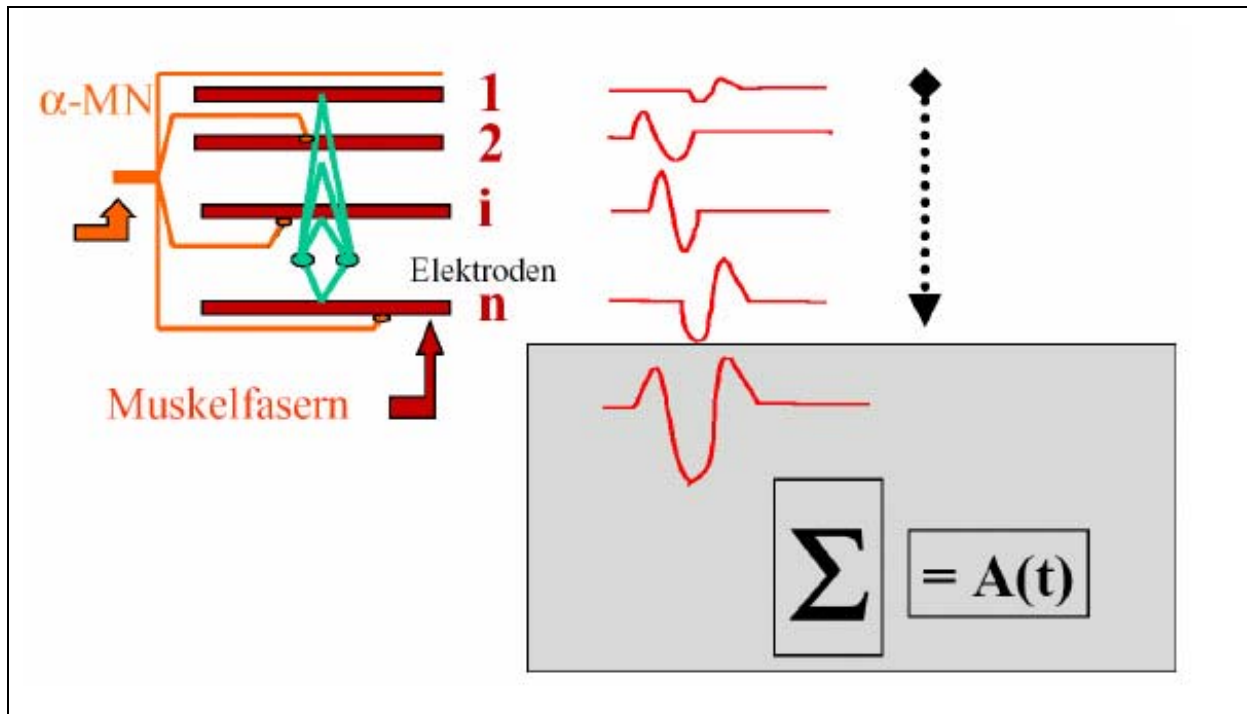


Abb. 43: Summenpotential bei der Oberflächen-EMG (aus GOLLHOFER, 2000, S. 6)

Ein typisches Roh-EMG oberer Extremitätenmuskeln bei der zyklischen Paddelbewegung in der Geschwindigkeitsstufe des GA2-Bereiches ist in Abbildung 44 dargestellt.

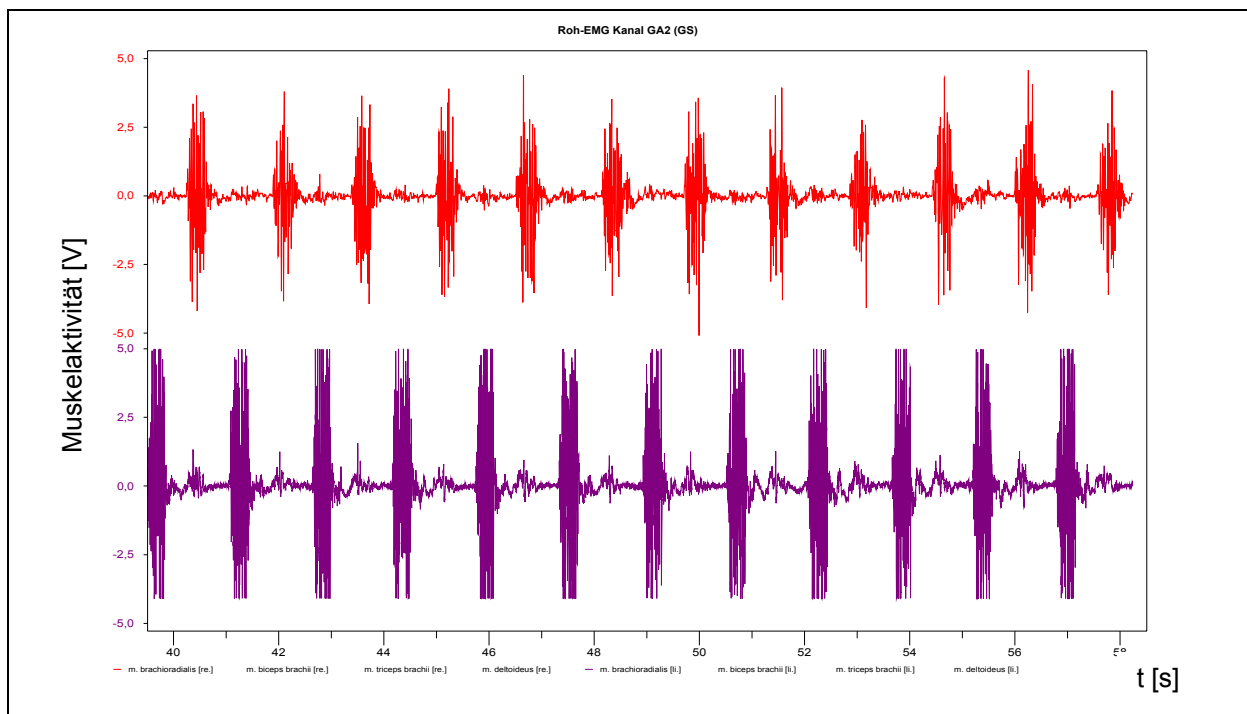


Abb. 44: Roh-EMG ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurensport im GA2-Bereich

Zur Berechnung und Auswertung verschiedener Amplitudenwerte muss das Roh-EMG-Signal bearbeitet werden. Alle vorgenommenen Änderungen beinhalten eine Datenreduktion zur besseren Veranschaulichung, Erhöhung der Reliabilität und Skalierung der Signalverläufe.

Verfahren zur Weiterverarbeitung des Roh-Signals sind das Glätten oder Filtern, das Gleichrichten sowie Normalisierungsprozeduren.

Filterung des Roh-EMG-Signals

Um Störsignale und Artefakte aus dem Roh-EMG-Signal zu eliminieren, werden Filteralgorithmen verwendet. Auftretende Störungen im Signal können sowohl biologischen als auch nichtbiologischen Ursprungs sein. Biologische Einflüsse auf das Signal sind die Übersprechung („cross-talk“) von Muskeln und Signale der Herzmuskelarbeit (EKG-Signale) (siehe Abbildung 45).

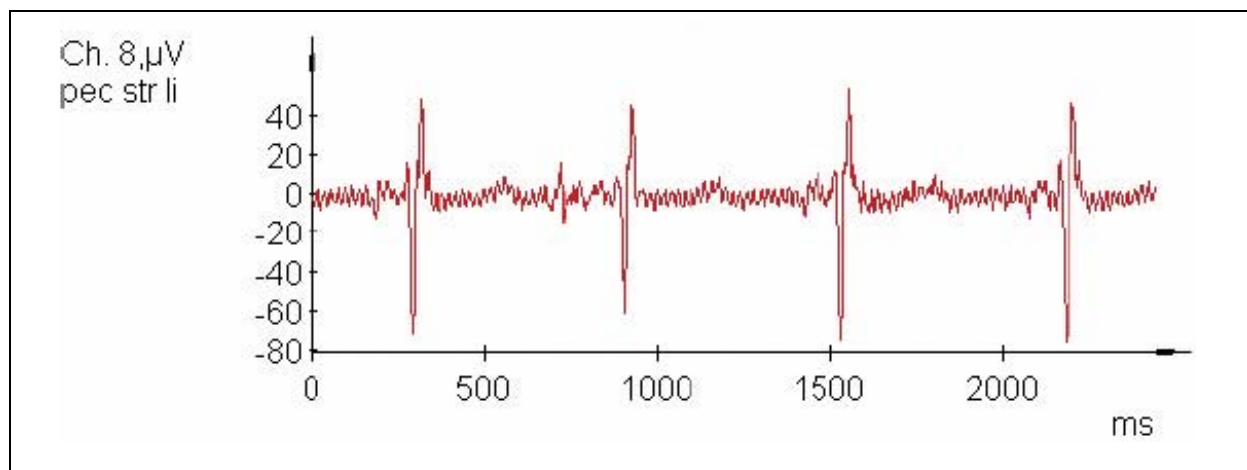


Abb. 45: EKG-Signal, abgeleitet am M. pectoralis major pars sternocostalis (aus HERMSDORF, 2001, S. 12)

Typische Störungen nichtbiologischen Ursprungs sind Bewegungsartefakte durch das Verschieben oder Anheben der Elektroden auf der Haut, Bewegungsartefakte der Elektrodenkabel, elektrische Einstreuungen niederfrequenter Störungsquellen (50 Hz-Netzbrummen, Schaltimpulse von Neonröhren) oder hochfrequente Netzeinflüsse (Mobilfunktelefone).

Das EMG-Signal kann von den aufgetretenen Störgrößen weitestgehend durch den Einsatz von geeigneten digitalen oder analogen Filtern bereinigt werden.

In der Untersuchung wurden vorrangig die digitalen Filter nach *Butterworth* und *Tschebyscheff* (Welligkeit 0.5) verwendet. Dabei wird mit einer niedrigen Ordnung in der Filtereinstellung gearbeitet (siehe Abbildung 46).

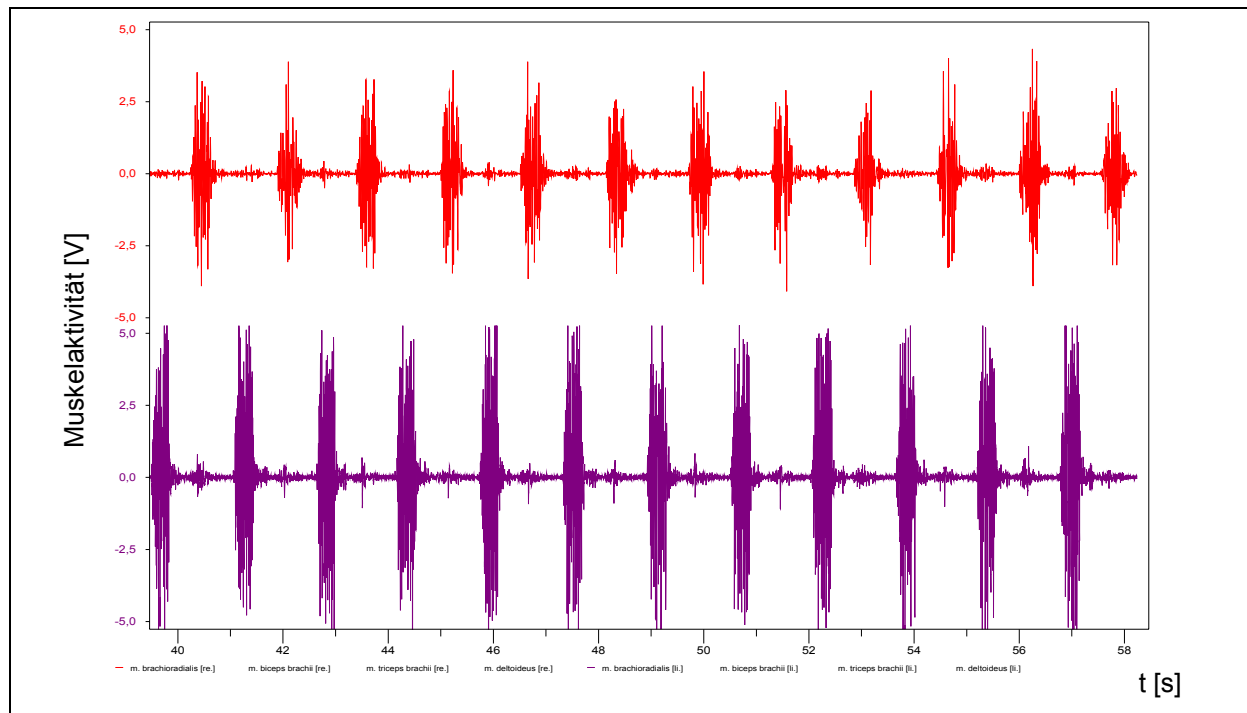


Abb. 46: Gefiltertes EMG-Signal ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurennsport im GA2-Bereich

Gleichrichten des Roh-EMG-Signals

Das Gleichrichten des aufgezeichneten Roh-EMG-Signals bildet den Betrag der Amplitudenwerte, so dass alle negativen Ausschläge an der Nulllinie gespiegelt werden („*full wave rectification*“ (WINTER, 1987, zit. nach GOLLHOFER, 2000, S. 7)).

Das bearbeitete EMG-Muster enthält die gleiche Information wie das Roh-EMG, mit dem Vorteil, dass das Signal zur quantitativen Abschätzung der Innervationshöhe besser gelesen werden kann. Abbildung 47 zeigt ein gleichgerichtetes EMG-Signal. Das gleichgerichtete EMG bildet die Grundlage für weitere mathematische Berechnungen elektromyographischer Parameter für quantitative Auswertung des EMG-Signals.

Glätten

Unter Verwendung verschiedener Filter- und Glättungsprozeduren kann eine Hüllkurve über das gleichgerichtete Signal erzeugt werden. Hüllkurven („*linear envelope*“ (WINTER, 1987, zit. nach GOLLHOFER, 2000, S. 8)) bilden den tendenziellen Verlauf des Signals, in Abhängigkeit vom verwendeten Glättungsfaktor, ab.

Über digitale Tiefpassfilter (Software) oder mathematische Glättungsalgorithmen können Hüllkurven erzeugt werden. Bei mathematischen Algorithmen wird der gleitende Mittelwert (moving average) und der RMS (root mean square) verwendet.

Die Abbildung 48 zeigt eine Hüllkurve des Signalverlaufs aus Abbildung 47.

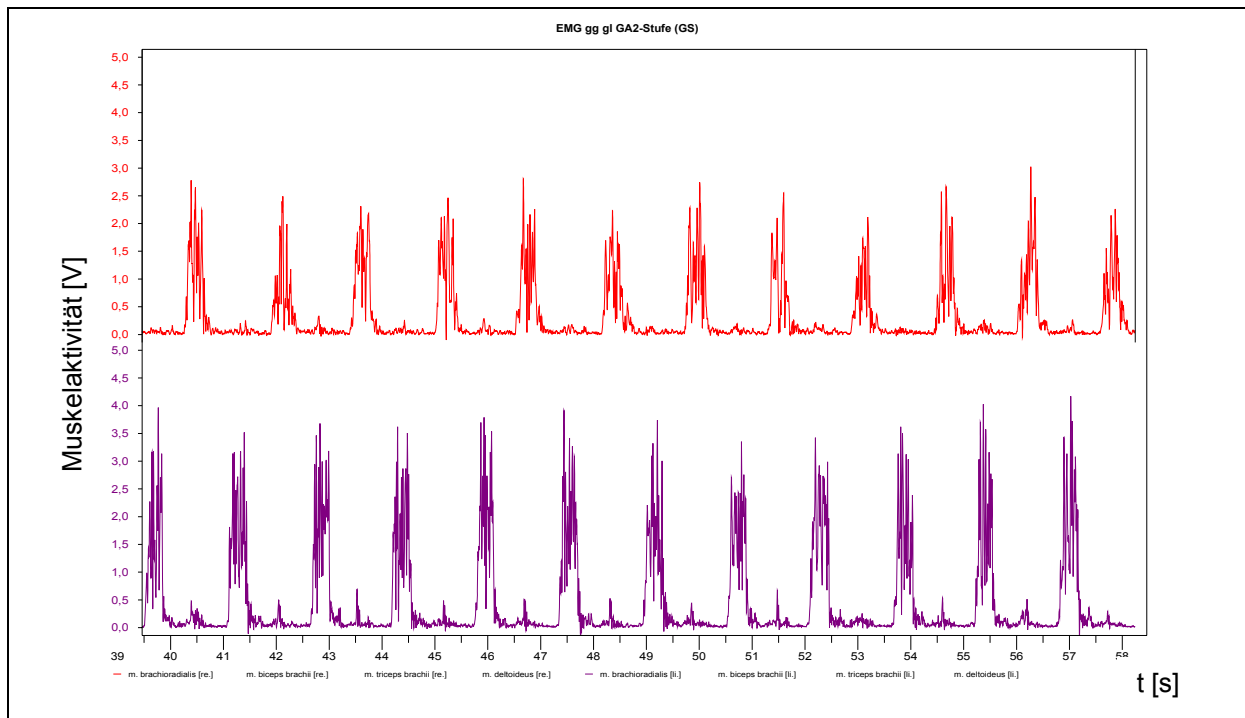


Abb. 47: Gleichgerichtetes EMG ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurensport im GA2-Bereich

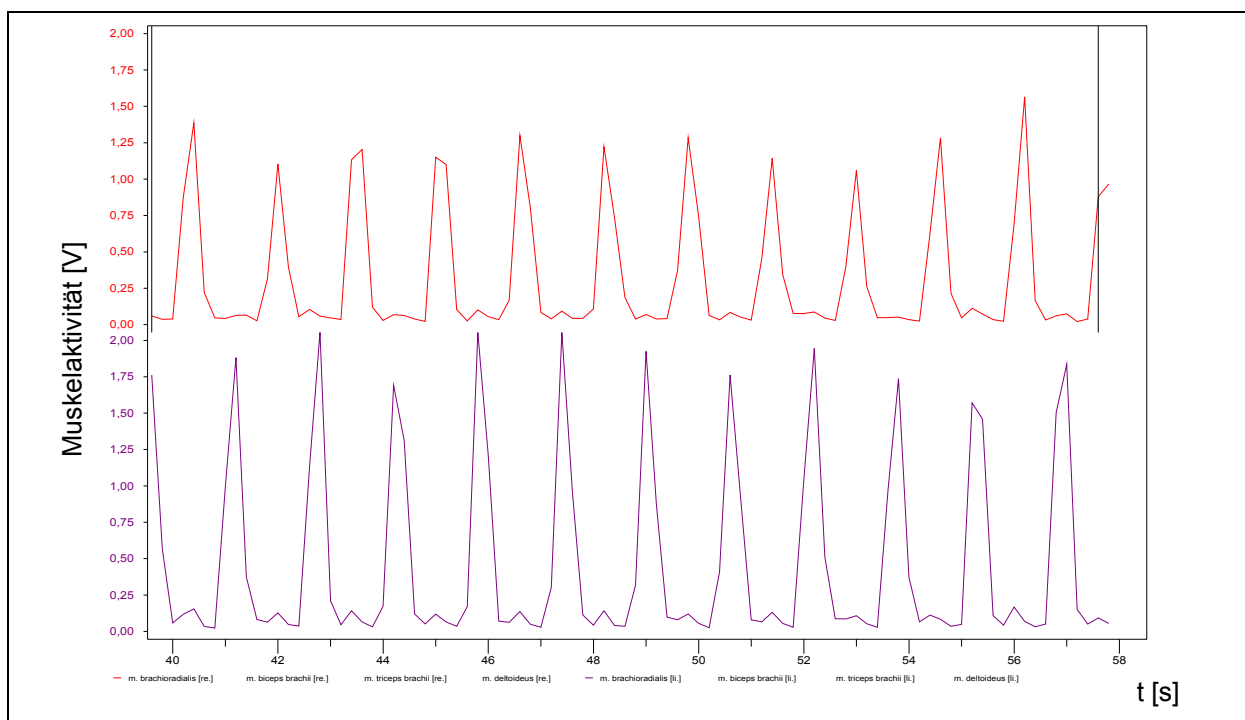


Abb. 48: Gleichgerichtetes und geglättetes (RMS 200 ms) EMG ausgewählter oberer Extremitätenmuskeln (M. brachioradialis rechts und M. brachioradialis links) im Kanurensport im GA2-Bereich

Nachteilig ist die entstehende Phasenverschiebung im Signalverlauf durch die Glättungsalgorithmen.

Normalisierungsverfahren

Zur Beurteilung der tatsächlichen neuro–muskulären Beanspruchung sowie der interindividuellen (zwischen den Versuchspersonen) und der intraindividuellen (zwischen den einzelnen Muskeln) Vergleiche, erfolgt eine prozentuale Bestimmung der Amplitude.

Gängige Verfahren sind Referenzkontraktionen der Muskulatur bei der willkürlichen Maximalkontraktion (MVC – maximum voluntary contraction). In der Referenzkontraktion wird die maximale Innervationshöhe 100% gesetzt und mit den Amplitudenwerten aus der Testmessung verrechnet.

Ein weiteres Normalisierungsverfahren ist die Amplitudennormalisierung am bewegungseigenen Mittel- oder Maximalwert innerhalb des aufgezeichneten EMGs. Neben der fehlenden Einschätzung des Beanspruchungsniveaus ist die Wahrscheinlichkeit sehr stark, Bewegungsartefakte als Amplitudenausschläge des Muskels zu werten, womit eine Fehlinterpretation der Aktivitäten einhergeht.

Bei zyklischen Bewegungsabläufen kann eine Zeitnormalisierung auf Grundlage der Zyklusdauer vorgenommen werden. Dabei entspricht ein Zyklus gleich 100%. Individuelle Schwankungen im Amplitudenverlauf können auf die spezifischen Funktionsphasen der Bewegung vereinheitlicht und dann verglichen werden (siehe HERMSDORF, 2000).

5.7 Diagnose möglicher muskulärer Dysbalancen nach JANDA (2000)

Der Funktionstest der Muskeln ist eine analytische Methode und dient grundsätzlich nur der Kraftbestimmung einzelner Muskelgruppen. Entgegen den ersten Anwendungen dieser Untersuchungsmethode hat sich ein komplexeres Bild der Bewegungssteuerung ausgeprägt. Auf der qualitativen Grundlage des Muskelfunktions-tests wird nicht mehr allein die Kraft des Hauptmuskels oder einer einzigen Muskelgruppe, die an der Bewegung beteiligt sind, bewertet, sondern die Durchführung der ganzen Bewegung analysiert.

Der verwendete Muskelfunktionstest nach JANDA (2000) ist eine qualitative Untersuchungsmethode, die eine Diagnostik in zweierlei Hinsicht ermöglicht:

- die Messung der Kraft der eine funktionelle Einheit bildenden Muskelgruppen oder einzelner Muskeln,

- die Erfassung des Ausmaßes und die Lokalisation von Läsionen peripherer motorischer Nerven und deren Regenerationsverlauf (vgl. JANDA, 2000, S. 1).

Weiterhin gestattet der Test eine

„...Analyse einfacher motorischer Stereotype und stellt die Grundlage für analytisch vorgehende Physiotherapie zur Reedukation (Umerziehung) einzelner organisch oder funktionell geschwächter Muskeln...“ (JANDA, 2000, S. 1).

Er ist auch ein Hilfsmittel zur Bestimmung der Leistungsfähigkeit des getesteten Körperteils (JANDA, 2000).

Die generelle Annahme des Muskelfunktionstests ist, dass stets eine bestimmte, den Bedingungen entsprechende Muskelkraft notwendig ist, um bestimmte Körperteile im Raum zu bewegen. JANDA (2000) unterscheidet folgende Stufen der Muskelkraft:

- Die Muskulatur ist in der Lage eine Bewegung **gegen** einen von außen entgegengesetzten **Widerstand** auszuführen.
- Die Muskulatur kann **nur** noch die **Schwerkraft** überwinden.
- Die Muskulatur kann Körperteile nur noch **unter Ausschluss** der **Schwerkraft** bewegen.
- Es kommt **nur** eine **Muskelspannung** zustande, ein Bewegungseffekt bleibt aus (siehe JANDA, 2000, S. 1).

Die apparative Muskeldiagnostik hinsichtlich der Kraft und Bewegungsauslenkung ist zeitlich und technisch sehr aufwendig. Darüber hinaus ist es schwierig, alle Muskelgruppen zu erfassen. Hier liegen die Vorteile des Muskelfunktionstests nach JANDA (2000).

Nachteilig erweist sich durch die erforderliche Standardisierung und Vereinfachung, dass nicht immer die wirksamste Bewegungsrichtung berücksichtigt werden kann (JANDA, 2000, S. 4). Obwohl der manuell vorgenommene Muskelfunktionstest mit dem Fehler der subjektiven Einschätzung belastet ist, können wertvolle Schlüsse über den augenblicklichen Zustand der Muskulatur gezogen werden. Aussagen über die Ausdauerresistenz lassen sich mit diesem Test nicht treffen.

Um einer unverhältnismäßig großen Streuung von subjektiven Bewertungsaussagen zu begegnen, klassifizierte JANDA (2000) sechs Grundstufen (siehe Tabelle 18).

Grundsätzlich werden die Stufen nur mit arabischen Ziffern ausgewiesen. Abkürzungen oder Buchstaben sind nicht zulässig. Auch die beschriebenen Prozentsätze wer-

den zur Einstufung nicht herangezogen, da sie nicht den genauen Kraftwerten der Muskeln entsprechen.

Ergibt sich bei der Untersuchung ein Wert, der zwischen zwei Stufen liegt, wird zur betreffenden Stufe des Tests ein Plus- (+) oder Minus-Zeichen (-) hinzugefügt. Dadurch sollen die 5- bis 10% der muskulären Kraft erfasst werden, die entsprechend dazugezählt oder abgezogen werden müssen (JANDA, 2000, S. 4).

Tab. 18: Grundstufen der Muskelkraftbewertung aus dem JANDA-Test⁵²

Grundstufe	Klassifikation	Beschreibung
Stufe 5	N [normal]	Entspricht einem normal kräftigen Muskel bzw. Muskel mit sehr guter Funktion, der bei vollkommener Bewegungsfreiheit imstande ist, einen <u>beträchtlichen</u> äußeren Widerstand zu überwinden. Stufe 5 entspricht praktisch 100% der Norm. Allerdings bedeutet das nicht, dass die Muskeln in allen Funktionen (z.B. Ermüdbarkeit) normal sind.
Stufe 4	G [good] (gut)	Entspricht etwa 75% der normalen Muskelkraft. Das bedeutet, dass der getestete Muskel die Bewegung im vollen möglichen Ausmaß leistet und imstande ist, einen <u>mittelgroßen</u> äußeren Widerstand zu überwinden.
Stufe 3	F [fair] (schwach)	Entspricht ungefähr 50% der normalen Muskelkraft. Diese Bewertung erfährt ein Muskel dann, wenn er imstande ist, eine Bewegung im vollen möglichen Ausmaß mit Überwindung der Schwerkraft, also gegen das Eigengewicht des getesteten Körperteils, auszuführen. Dabei leistet der Untersuchende keinen zusätzlichen Widerstand.
Stufe 2	P [poor] (sehr schwach)	Entspricht annähernd 25% der normalen Muskelkraft. Der Muskel kann zwar eine Bewegung im vollen möglichen Ausmaß ausführen, vermag es aber nicht, einen <u>so geringen</u> Widerstand zu überwinden, wie ihn das Eigengewicht des getesteten Körperteils darstellt. Daher muss der Patient so gelagert werden, dass bei der Bewegung die Gravitation weitgehend ausgeschaltet wird.
Stufe 1	T [trace] (Spur einer Anspannung)	Drückt aus, dass nur noch 10% der Muskelkraft erhalten sind. Bei der Untersuchung spannt sich der Muskel zwar noch an, aber seine Kraft reicht nicht mehr aus, das zu testenden Körperteil zu bewegen.
Stufe 0	Z [zero] (Null)	Drückt aus, dass beim Bewegungsversuch nicht die geringste Muskelkontraktion erkennbar wird.

⁵² Die Klassifikation wurde aus dem Jahr 1946 übernommen.

5.7.1 Klärende Begriffe für den Muskelfunktionstest

Für die Bewegungsbeurteilung müssen für den Muskelfunktionstest Muskeln oder Muskelgruppen unterschieden werden. Wie aus der Anatomie bekannt ist, unterscheidet auch JANDA (2000) in Agonisten/Synergisten und Antagonisten sowie in Fixations- und Neutralisationsmuskeln.

Agonisten (Hauptmuskeln), werden die Muskeln genannt, die während einer Bewegung fast oder ganz allein für die Bewegungsleistung verantwortlich sind.

Synergisten (Hilfsmuskeln), werden die Muskeln genannt, die die Bewegung zwar nicht ausführen, aber den Agonisten während eines gewissen Bewegungsablaufes unterstützen und teilweise ersetzen können.

Antagonisten (Gegenspieler), sind die Muskeln, die eine entgegengesetzte Bewegungsrichtung während einer bestimmten Bewegung ausführen und dabei häufig gedehnt werden. Durch diese Gegenwirkung kann der Widerstand optimal dosiert werden. Dadurch können abrupte Bewegungen verlangsamt und gestoppt werden, womit sich das Verletzungsrisiko verringert. Unter normalen Verhältnissen ist die Dehnung so weit möglich, dass das geforderte Bewegungsausmaß nicht eingeschränkt wird. Pathologisch ist eine Verkürzung von Bedeutung.

Fixationsmuskeln (Stabilisationsmuskeln), sind solche Muskeln, die an der betreffenden Bewegung nicht aktiv beteiligt sind, aber den zu testenden Teil des Körpers in einer Lage fixieren, in der die Bewegung gut ausgeführt werden kann.

Die Bedeutung der Fixierung während der Funktionsprüfung besteht darin, dass eine schlechte Fixierung oft Ursache für beträchtliche Bewegungsstörung ist (siehe JANDA, 2000, S. 6).

Neutralisationsmuskeln, ist die Muskelgruppe, die die zweite Richtungskomponente des Agonisten aufhebt.

Jeder Muskel führt grundsätzlich Bewegungen in mindestens zwei Richtungen aus, so wie es seiner anatomischen Lage entspricht.

Führt ein Muskel eine Flexion und Supination aus, so muss für eine reine Flexion notwendigerweise noch eine weitere Muskelgruppe aktiviert werden, in diesem Fall sind es die Pronatoren, die der Supinationskomponente des Agonisten entgegenwirken, diese neutralisieren (vgl. JANDA, 2000, S. 6).

Im Alltag besitzen die Neutralisationsmuskeln eine große Bedeutung, müssen aber bei der Muskelfunktionsdiagnostik durch geeignete Lagerung der Extremitäten und eine sorgfältige Fixation möglichst ausgeschaltet werden.

Vor dem Muskelfunktionstest ist stets das passive **Bewegungsausmaß** zu testen. Sollten sich hier bereits Einschränkungen ergeben, sind diese im Untersuchungsprotokoll anzugeben. Als Ursachen für die Einschränkungen nennt JANDA (2000, S. 7):

- Kontraktur, Dehnbarkeit oder Hartspann der Antagonisten
- Anatomische Veränderungen der Gelenkanteile
- Schmerz bei der Bewegung.

Tab. 19: Abkürzungen des JANDA-Tests

Abkürzung	Bedeutung
BB	Beschränkte Bewegung mit kurzer Angabe der Ursache
K	Kontraktur
KK	Starke Kontraktur
S	Spasmus (Hartspann)
SS	Starker Hartspann mit Angabe des Muskels oder Gewebe

Weitere Begrifflichkeiten zum Zusammenhang der Muskelfunktionsdiagnostik sind **Substitution** und **Inkoordination**. An einer menschlichen Bewegung sind stets mehrere Muskeln beteiligt. Unter Substitution (Ersatzfunktion) versteht JANDA (2000) die Durchführung einer Bewegung, bei der die geschwächte Funktion des Agonisten durch Synergisten (Hilfsmuskeln) ersetzt wird.

Wird diese Hilfsfunktion nicht rechtzeitig unterbunden, können sich bewegungsungünstige motorische Stereotype herausbilden, die äußerst änderungsresistent sind.

Unter Inkoordination wird im Wesentlichen eine Störung der motorischen Steuerung verstanden, die in Stärke und/oder im zeitlichen Ablauf der Aktivierung aller beteiligten Muskelgruppen den Bewegungsablauf negativ beeinflusst.

5.7.2 Technische Regeln für die Durchführung des Muskelfunktionstests

Für eine annähernd objektive Durchführung der Muskelfunktionsdiagnostik sind acht Grundsätze zu beachten (vgl. JANDA 2000, S. 8):

- Die Bewegung ist in ihrem Ausmaß zu untersuchen. Beginn und Ende der Bewegung reichen allein nicht aus.
- Die Testbewegung muss im ganzen Verlauf gleichmäßig und langsam ausgeführt werden. Jeglicher Schwung ist zu vermeiden.
- Es ist so fest wie möglich zu fixieren.
- Bei der Fixation ist darauf zu achten, dass weder Sehnen noch Muskelbauch gedrückt werden.
- Während der gesamten Bewegung ist der Bewegungsrichtung entgegengesetzt Widerstand zu geben.
- Soweit es möglich ist, soll der Widerstand nicht über zwei Gelenke einwirken.
- Der Proband führt zunächst die Bewegung so aus, wie er es gewöhnt ist. Erst nach Feststellung seiner Arbeitsweise wird die richtige Bewegungsausführung erklärt und gegebenenfalls geübt.

Die Untersuchung sollte in einer angenehmen, warmen und ruhigen Umgebung durchgeführt werden. Der Test ist ohne Eile vorzunehmen. Dem Probanden ist der Zweck der Untersuchung, die einzelnen Bewegungen und Testübungen zu erklären. Bei einer Wiederholung der Muskelfunktionsdiagnostik soll diese stets durch den gleichen Versuchsleiter vorgenommen werden.

5.7.3 Muskelfunktionstest ausgewählter Muskelgruppen

Innerhalb der Untersuchung zur Lateralität wurden mit Hilfe des JANDA-Tests folgende Muskeln diagnostiziert:

- M. brachioradialis
- M. biceps brachii
- M. triceps brachii

- M. deltoideus
- M. pectoralis major
- M. trapezius
- M. latissimus dorsi

Bei den zu diagnostizierenden Muskeln wurden sowohl die Muskeln der linken als auch der rechten Körperseite untersucht und separat bewertet.

Die Auswahl der Muskeln für den Muskelfunktionstest erfolgt in Anlehnung der ausgesuchten Muskulatur für die EMG–Ableitung bei sportlichen Leistungsvollzügen im »Freiwasser« und im »Kanu–Gegenstromkanal« sowie Muskelgruppen die für Kanuten leistungsbestimmend bei der Ausführung sportlicher Aktivitäten im Kajak sind.

6 Ergebnisse zur Lateralität und Leistungsentwicklung im Kanurensport bei Nachwuchsathleten

Die inhaltliche Interpretation der Ergebnisse bezieht sich im Wesentlichen direkt auf die abgeleiteten Hypothesen. Die Ergebnisse zeigen somit Ausschnitte aus den querschnittlichen Befunden im Untersuchungszeitraum und der längsschnittlichen Anlage der Untersuchung.

Aus den im methodischen Teil der Arbeit geschilderten Gründen, ist die Untersuchungsserie querschnittlich angelegt. Durch eine sorgfältige Datenerhebung kann erfreulicherweise zusätzlich auf eine Längsschnittgruppe zurückgegriffen werden.

6.1 Ergebnisse zur Rechts- und Linksseitigkeit bei Kanurensportlern

Im ersten Teil der Ergebnisauswertung wird der Frage nach der Bedeutung der Kraftdifferenzen zwischen der linken und rechten oberen Extremität für die Leistungsbewertung nachgegangen. Um diese Einteilung und Differenzierung transparenter zu gestalten, werden in einem ersten Schritt die Berechnungsgrundlagen und Gruppenunterscheidungswerte beschrieben.

Die Einteilung der AthletInnen in Gruppen mit geringen bzw. hohen Kraftdifferenzen erfolgt anhand der individuell gemittelten Maximalkraftdifferenzen in den Altersklassen von T1 bis T7 am »*Kraftmessplatz Kanu*« zwischen rechtem und linkem Arm zuzüglich einer Standardabweichung für die Filterung von hoher Kraftdifferenz (negative Ausprägung) und abzüglich einer Standardabweichung für geringe Kraftdifferenz (positive Ausprägung). Differenzen um den Mittelwert werden als zufriedenstellend bewertet (vgl. Tabelle 20). Die Einteilung von geringen oder hohen Kraftdifferenzen erfolgte innerhalb der Disziplingruppen.

Tab. 20: Bewertungsmaß für die Kraftdifferenzen der Maximalkraft zwischen dem linken und rechten Arm

Bewertung	Berechnung
geringe Kraftdifferenz	MW – 1 s
durchschnittliche Kraftdifferenz	MW
hohe Kraftdifferenz	MW + 1 s

Die Werte zur Differenzbeurteilung wurden auf der Basis der Absolutwerte errechnet. Zur Bewertung der Kraftdifferenzen innerhalb der komplexen Leistungsdiagnostik im »Kanu–Gegenstromkanal« werden seit einigen Jahren Kraftdifferenzen der maximalen Kraftentfaltung am Paddel zugrundegelegt. In Tabelle 21 sind diese, auf langjährigen Erfahrungen beruhenden Werte (WEBER, 1997), aufgeführt.

Tab. 21: Werte zur Differenzbeurteilung der Kraftwerte im »Kanu–Gegenstromkanal« (nach WEBER, 1997)

Kraftdifferenz in N	Bewertungsmaß
25	geringe Kraftdifferenz
50	durchschnittliche Kraftdifferenz
75	hohe Kraftdifferenz

Daraus resultiert die Ableitung des Bewertungsmaßstabs für die Kraftdifferenzen am »Kraftmessplatz Kanu« für Jungen und Mädchen, die an den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten in den jeweiligen Altersklassen teilnahmen (siehe Tabelle 22).

Tab. 22: Bewertung der Kraftdifferenzen am »Kraftmessplatz Kanu« bei Mädchen und Jungen in den Altersklassen

Kajak männlich	AK 11 (n=37)	AK 12 (n=44)	AK 13 (n=52)	AK 14 (n=56)	AK 15 (n=48)	AK 16 (n=23)
geringe Kraftdifferenz	24,09 N	22,85 N	45,62 N	48,07 N	55,33 N	38,76 N
durchschnittliche Kraftdifferenz	33,28 N	44,20 N	52,35 N	61,60 N	68,59 N	68,84 N
hohe Kraftdifferenz	42,46 N	65,55 N	59,09 N	75,13 N	81,85 N	98,91 N
Kajak weiblich	AK 11 (n=25)	AK 12 (n=51)	AK 13 (n=80)	AK 14 (n=71)	AK 15 (n=40)	AK 16 (n=20)
geringe Kraftdifferenz	19,24 N	19,92 N	23,93 N	31,82 N	40,53 N	33,12 N
durchschnittliche Kraftdifferenz	22,71 N	31,21 N	37,00 N	49,05 N	54,52 N	58,07 N
hohe Kraftdifferenz	26,17 N	42,50 N	50,07 N	66,28 N	68,51 N	83,03 N

Wird die Maximalkraftleistung der AthletInnen in den verschiedenen Altersklassen (vgl. Tabelle 23) herangezogen, zeigt sich ein Zusammenhang insofern, als sich mit steigender Maximalkraft auch die Differenz der Kraftleistung zwischen rechter und linker oberer Extremität (durchschnittliche Kraftdifferenz) im Altersgang erhöht.

Oberflächlich betrachtet, zeigt sich schon hier ein Trend der im Altersverlauf ansteigenden Differenz der Maximalkraft zwischen dem linken und rechten Arm beim stati-

schen Maximalkrafttest am »*Kraftmessplatz Kanu*«. Eine umfassende Beurteilung und Beschreibung dieses Sachverhalts wird weiter unten vorgenommen.

Tabelle 23 weist die anhand der Maximalkraftmittelwerte aus der Maximalkraft links und rechts theoretisch zu beschreibenden Normwerte für die Altersklassen aus.

Die Berechnung wurde, wie bei der Bewertung der Kraftdifferenzen mit der Angabe der Standardabweichung über oder unter dem Mittelwert vorgenommen. Damit können Extremgruppen, d.h. besonders gute Kraftleistungen oder unterdurchschnittliche Leistungen am »*Kraftmessplatz Kanu*« bestimmt werden.

Tab. 23: Theoretische Maximalkraftnormwerte nach der erhobenen Maximalkraft am »*Kraftmessplatz Kanu*« in den Altersklassen bei Mädchen und Jungen

Kajak männlich	AK 11 (n=37)	AK 12 (n=44)	AK 13 (n=52)	AK 14 (n=56)	AK 15 (n=48)	AK 16 (n=23)
hohe Maximalkraft (MW+1 s)	552,19 N	656,25 N	790,91 N	956,57 N	1.161,97 N	1.204,98 N
durchschnittliche Maximal- kraft (MW)	526,74 N	573,44 N	681,64 N	847,27 N	1.004,63 N	1.057,21 N
geringe Maximalkraft (MW – 1 s)	501,29 N	490,62 N	572,37 N	737,97 N	847,30 N	909,43 N
Kajak weiblich	AK 11 (n=25)	AK 12 (n=51)	AK 13 (n=80)	AK 14 (n=71)	AK 15 (n=40)	AK 16 (n=20)
hohe Maximalkraft (MW+1 s)	464,05 N	561,75 N	641,07 N	736,05 N	813,00 N	923,06 N
durchschnittliche Maximal- kraft (MW)	448,21 N	483,89 N	563,37 N	650,59 N	727,86 N	756,10 N
geringe Maximalkraft (MW – 1 s)	432,36 N	406,04 N	485,68 N	565,12 N	642,73 N	649,13 N

Die Fixierung von Extremgruppen ermöglicht bei weiteren Untersuchungen eine sofortige Beurteilung der Kraftleistungen und Rückmeldung an den Trainer über den Leistungsstand.

6.1.1 Kraftleistungen von Rechts- und Linkshändern

Bei der Frage nach dem Zusammenhang der Selbstbewertung der Dominanz der oberen Extremität mit der seitengleichen höheren Kraftleistung wurde bislang von der Annahme ausgegangen, dass mit der bevorzugten oberen Extremität auch höhere Kraftleistungen erbracht werden können. Aber, trifft das auch für die zyklischen Sportarten zu?

Ableitend aus der Forschungsliteratur sollte sich zeigen, dass selbst SportlerInnen in zyklischen Sportarten in der Extremität eine höhere Kraffleistung erzielen, mit der sie feinmotorische und Alltagsbewegungen (z.B. schreiben) ausführen.

Für die querschnittliche Analyse war eine Korrelationsberechnung angedacht (biseri-al). Durch den geringen Anteil an Linkshändern musste dieses Auswerteverfahren verworfen werden. Die Ergebnisse werden zu den einzelnen Messzeitpunkten de-skriptiv berichtet.

In der Gruppe der Jungen zeigt sich zum ersten Untersuchungszeitpunkt (T1), dass alle Sportler (n=33) Rechtshänder und die Maximalkraffleistungen im Gruppenmittel im rechten Arm größer als im linken sind. Die individuelle Betrachtung zeigt jedoch, dass unter den Rechtshändern 12,1% Kanuten (n=4) größere Kraffleistungen auf der linken Seite erbringen, im Vergleich zu 87,9% der Kanuten, die eine größere Kraffleistung in der rechten oberen Extremität realisieren (vgl. Tabelle 24). Die durchschnittliche Differenz zwischen der Maximalkraffleistung links und rechts beträgt 57,83 N zu T1.

Zum zweiten Untersuchungszeitpunkt ändert sich das Bild von T1 kaum. Auch zu T2 liegt im Gruppenmittel die größere Kraffleistung im rechten Arm. Drei Rennkanuten (7,9%) erzielen jedoch mit dem linken Arm eine größere Maximalkraff als mit dem rechten. Die Differenz zwischen der Maximalkraff links und rechts beträgt zu diesem Zeitpunkt (T2) 41,33 N. Ähnlich fällt die Analyse zum Zeitpunkt T3 aus. Der prozentuale Anteil der Sportler mit einer größeren Kraffleistung in der linken oberen Extremität ist gegenüber T1 mit 13,8% etwas höher. Der Gruppenmittelwert für die rechte Seite zeigt höhere Maximalkraffwerte im Vergleich zur linken Seite. Die Differenz ist mit 38,66 N zwischen linkem und rechtem Arm ca. 20 N geringer als zu T1.

Zum Zeitpunkt T4 verändert sich das Bild von T1 und T3 nur unwesentlich. Es werden höhere durchschnittliche Kraffleistungen in der Gruppe der Jungen mit der rechten oberen Extremität erzeugt und die prozentuale Verteilung der größeren Kraffleistungen in der rechten und linken Extremität liegt bei 88% zu 12% in einem ähnlichen Verhältnis wie in den vorangegangenen Zeitpunkten vor. Die Maximalkraffdifferenz zwischen der rechten und linken Seite beträgt 51,11 N im Zeitpunkt T4.

Eine Verschiebung der prozentualen Verteilungen von Athleten mit größeren Kraffleistungen links oder rechts zeichnet sich zum Messzeitpunkt T5 ab. Etwa ein viertel der Kanuten (25,8%) weist größere Kraffleistungen in der linken Extremität auf. Die Differenz der Kraffleistungen von links und rechts liegt mit 42,74 N etwa auf dem Ni-

veau zu T3. Relativ unverändert ist das Bild zu T6. Die Kraftdifferenz ist mit 43,95 N nur leicht höher als zu T5. Die prozentuale Verteilung der rechts kräftigeren und links kräftigen Sportler liegt bei 74,4% zu 25,6% im Bereich des vorrangegangenen Zeitpunkts. Trotz höherer Teilnehmerzahlen an der letzten Untersuchung (T7) bleibt auch zu diesem Messzeitpunkt das beschriebene Verteilungsbild relativ konstant. 78,0% der Jungen weisen eine größere Kraftleistung in der rechten Extremität gegenüber 22,0% der Jungen mit einer größeren Kraftleistung im linken Arm aus. Die Kraftdifferenz zwischen rechts und links fällt mit 40,83 N etwas geringer aus als zu den beiden Untersuchungszeitpunkten zu vor.

Tab. 24: Gruppenmittel der Maximalkraft links und rechts sowie der prozentuale Anteil größerer Kraftleistungen in den Extremitäten innerhalb der querschnittlichen Auswertung der Jungen

Zeitpunkt	N	Links-händer	Rechts-händer	Maximalkraft links \pm s	Maximalkraft rechts \pm s	%-Anteil der höheren Kraftleistung in der rechten Extremität	%-Anteil der höheren Kraftleistung in der linken Extremität
T1	33	---	18	776,69 N \pm 217,16	834,52 N \pm 229,54	87,9% (n=29)	12,1% (n=4)
T2	38	1	22	581,56 N \pm 157,05	622,89 N \pm 169,26	92,1% (n=35)	7,9% (n=3)
T3	29	1	28	722,51 N \pm 215,92	761,17 N \pm 229,76	86,2% (n=25)	13,8% (n=4)
T4	34	---	28	828,48 N \pm 199,34	879,59 N \pm 216,25	88,2% (n=30)	11,8% (n=4)
T5	31	8	23	737,16 N \pm 245,29	779,90 N \pm 246,96	74,2% (n=23)	25,8% (n=8)
T6	39	4	28	825,12 N \pm 263,00	869,07 N \pm 263,91	74,4% (n=29)	25,6% (n=10)
T7	50	5	45	714,04 N \pm 232,89	754,87 N \pm 254,65	78,0% (n=39)	22,0% (n=11)

Die Gruppenmittelwerte der Maximalkraftleistungen schwanken innerhalb der Messzeitpunkte zwischen 714 N und 828 N linksseitig sowie zwischen 754 N und 879 N rechtsseitig. Die Standardabweichungen liegen somit in vergleichbaren Größenordnungen von etwa 200 N bis 263 N zu den entsprechenden Zeitpunkten (siehe Tabelle 24). Die höheren Kraftwerte in den Zeitpunkten T4 und T6 sind trainingsmethodisch erklärbar. Während die ungeraden Messzeitpunkt (T1, T3, T5, T7) ca. acht Wochen nach Beginn des neuen Trainingsjahres liegen, wurde in den geraden

Messzeitpunkten (T2, T4, T6) bereits ein halbes Jahr trainiert. Unabhängig der Altersstruktur zu den Messzeitpunkten sollte in allen Altersklassen bei einem planmäßigen und systematischen Training eine Anhebung der Kraftkennziffern zu verzeichnen sein.

Aus den ersten Daten wurde bereits ersichtlich, dass eine einheitliche Ausprägung der Kraftleistungen in der bevorzugten Seite zwar signifikant vorhanden ist, jedoch nicht bei allen AthletInnen gesetzmäßig gegeben ist. Zu klären gilt es, ob dieser Effekt durch die Händigkeit in der Seitenbevorzugung begründet werden kann. In Tabelle 25 sind die Verteilungen der Rechts- und Linkshänder zu den Messzeitpunkten aufgeführt. Hervorgehoben werden kann, dass eine Seitenbevorzugung nicht gleichbedeutend mit der Ausprägung einer größeren Kraft im gleichen Arm ist. Zum Zeitpunkt T1 wurden nur Rechtshänder gemessen, der Gruppenmittelwert lässt auch die Vermutung einer Gleichseitigkeit der Bevorzugung und Kraftleistung zu, doch bei genauerer Betrachtung hat ein Fünftel der rechtshändigen Sportler (16,7%) im linken Arm eine größere Kraftleistung als rechts (vgl. Tabelle 24 und 25).

Tab. 25: Prozentualer Anteil größerer Kraftleistungen in den Extremitäten von Links- und Rechtshändern bei den Jungen

Zeitpunkt	Händigkeit	n	%–Anteil der höheren Kraftleistung in der rechten Extremität	Anteil der höheren Kraftleistung in der rechten Extremität	%–Anteil der höheren Kraftleistung in der linken Extremität	Anteil der höheren Kraftleistung in der linken Extremität
T1	Rechtshänder	18	83,3%	15	16,7%	3
	Linkshänder	0	---	0	---	0
T2	Rechtshänder	22	95,5%	21	4,5%	1
	Linkshänder	1	100,0%	1	---	0
T3	Rechtshänder	28	85,7%	24	14,3%	4
	Linkshänder	1	100,0%	1	---	0
T4	Rechtshänder	28	85,7%	24	14,3%	4
	Linkshänder	0	---	0	---	0
T5	Rechtshänder	21	61,9%	13	38,1%	8
	Linkshänder	2	100,0%	2	---	0
T6	Rechtshänder	28	75,0%	21	25,0%	7
	Linkshänder	4	50,0%	2	50,0%	2
T7	Rechtshänder	45	80,0%	36	20,0%	9
	Linkshänder	5	60,0%	3	40,0%	2

Der Anteil bei den Rechtshändern mit einer größeren Kraftleistung in der lateralen Extremität schwankt in der Messreihe um 20%. Ein abweichendes Bild zeigt sich zu T5 mit 38,1% Rechtshändern, die links größere Kraftleistungen realisieren.

Auffällig ist, dass die Linkshänder überwiegend rechts höhere Maximalkraftleistungen erzielen. Der allgemeinen Annahme folgend, hätten die Linkshänder auch einen höheren Anteil der linksseitigen, größeren Kraftleistung aufweisen sollen.

Die Linkshänder unter den Jungen belegen sehr anschaulich, dass nicht zwangsläufig von der Händigkeit auch auf die Seite mit der höheren Maximalkraftausprägung geschlossen werden kann (vgl. Tabelle 25).

Betrachtet man die Ergebnisse der Mädchen zeigen sich Ähnlichkeiten, wie sie bei den Jungen bereits beschrieben wurden. Mit Gruppenmittel verzeichnen die Mädchen über alle Messzeitpunkte hinweg eine größere Maximalkraftleistung auf der rechten Seite. Global begutachtet, würde die Annahme gelten, dass die Rechtshänderinnen auch über einen stärkeren rechten Arm verfügen (da der Anteil der Linkshänderinnen bei jeweils ein und zwei Mädchen lag).

Ein statistisch gesicherter Zusammenhang lässt sich auf Grund der Probandendaten zur Händigkeit durch Fehlen der Gleichverteilung⁵³ (der χ^2 -Test liefert in allen Fällen eine hoch signifikante Abweichung der beobachteten von den erwarteten Häufigkeiten), nicht belegen, da es sich auch um eine dichotome Variable handelt, die nicht gleichverteilt ist. Somit erscheint nur eine kausale Erklärung für die Nichteindeutigkeit der individuellen Befunde möglich.

Die Daten der im Längsschnitt⁵⁴ untersuchten rechtshändigen Mädchen (n=10) zeigen über alle Messzeitpunkte hinweg, dass die rechte Seite höhere Kraftleistungen vollbringt als die linke Seite. (vgl. Abb. 49).

⁵³ „...Abweichungen von der Normalität einer Verteilung sind häufig darauf zurückzuführen, dass die Stichprobe nicht aus einer homogenen Population, sondern aus mehreren heterogenen Populationen stammt...“ (BORTZ, 1999, S. 161). „...Man beachte allerdings, dass das Ergebnis dieses χ^2 -Tests – wie die Ergebnisse aller Signifikanztests – vom Stichprobenumfang abhängt...“ (BORTZ, 1999, S. 161).

⁵⁴ Auf Grund der hohen Fluktuation zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten und dem Prozedere der Einladung durch den LKV Brandenburg e.V. bestand keine Einflussnahme auf die beteiligten Sportler und für eine längsschnittliche Analyse wurde ein Teillängsschnitt aus der Gesamtstichprobe herangezogen.

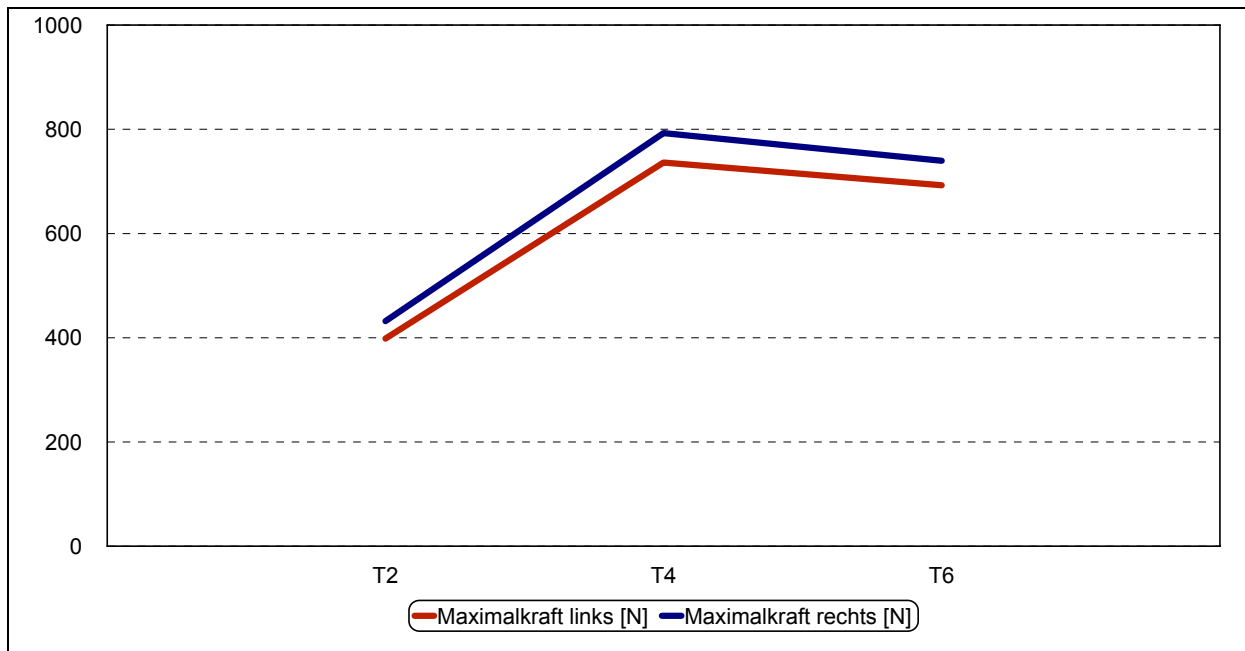


Abb. 49: Maximalkraft der linken und rechten oberen Extremität der Längsschnittgruppe der Mädchen (n=10) zu den einzelnen Zeitpunkten T2, T4 und T6

Die Entwicklung der Maximalkraftleistungen (links und rechts) weisen bei den Mädchen einen hohen Zuwachs innerhalb der Zeitpunkte von T2 bis T4 auf. Im Messzeitpunkt T4 beträgt das Durchschnittsalter der Mädchen 13,90 Jahre ($s=0,994$). Somit sind die 13- bis 15jährigen Mädchen in der ontogenetisch beschriebenen puberalen Phase.

Der einsetzende Reifungsprozess und die Veränderung im hormonellen Gleichgewicht wirkt sich in einer besseren Trainierbarkeit der Kraftfähigkeiten aus, was wiederum deutlich in der Leistungssteigerung zu erkennen ist. Zu T6 fällt die Maximalkraft links- als auch rechtsseitig etwas ab (siehe Abbildung 49), bleibt aber auf dem Niveau (keine signifikanten Unterschiede).

Bei den Jungen (n=13) im Längsschnitt kann zu allen Messzeitpunkten im Gruppenschnitt ein höheres Kraftniveau der rechten oberen Extremität gegenüber dem linken Arm nachgewiesen werden (siehe Abbildung 50). Deutlich ist der kontinuierliche Anstieg der Maximalkraft im linken und rechten Arm im Untersuchungsverlauf bis sogar zum dritten Untersuchungszeitpunkt (T6) zu erkennen.

Damit verzeichnen die Jungen einen zeitlich länger reichenden Leistungsanstieg als die Mädchen. Dieses Ergebnis ist konform mit den umfangreichen Befunden aus der motorischen Ontogeneseforschung.

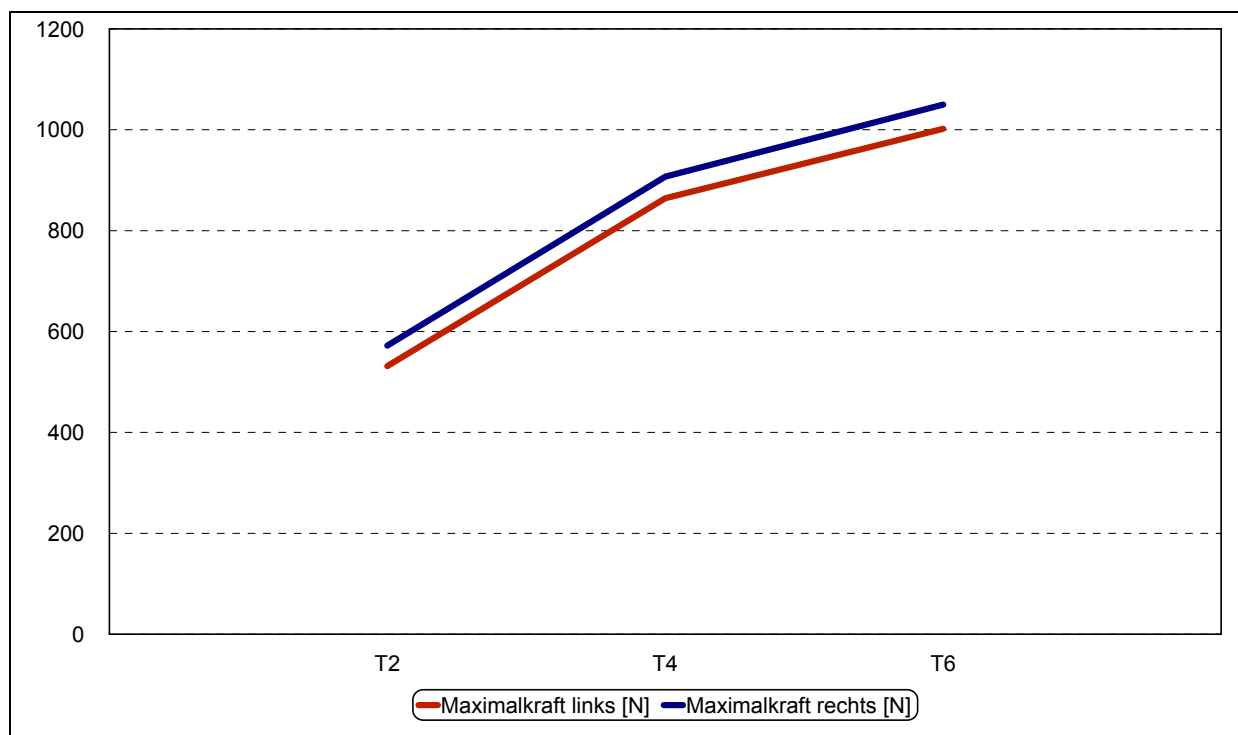


Abb. 50: Maximalkraft der linken und rechten oberen Extremität der Längsschnittgruppe der Jungen (n=13) zu den einzelnen Zeitpunkten

Über den zeitlichen Verlauf ist die Veränderung der Maximalkraft links ($F(2, 20; 0.05)=103,682; p \leq .000$)⁵⁵ und rechts ($F(2, 20; 0.05)=126,076; p \leq .000$) bei den Mädchen und Jungen durch den Faktor Zeit höchst bedeutend. D.h., mit zunehmenden Training (Zeit) steigt die Maximalkraftleistung an.

Ebenso können sehr bedeutende Interaktionseffekte für die linke Seite von Zeit und dem Geschlecht bei den AthletInnen postuliert werden ($F(2, 20; 0.05)=7,416; p \leq .01$). Für die rechte obere Extremität ist die Aufklärung ähnlich ($F(2, 20; 0.05)=7,649; p \leq .01$) (vgl. Abbildung 51).

Die Jungen verfügen danach über eine höhere Maximalkraft als die Mädchen und beide Gruppen können mit dem Trainingsprozess (Zeit) diese konditionelle Fähigkeit weiter steigern.

⁵⁵ Zur Visualisierung der Signifikanzniveaus werden folgende Zeichen verwendet: + = marginal signifikant; * = signifikant ($p < .05$); ** = sehr signifikant ($p < .01$) und *** = hoch signifikant ($p < .001$).

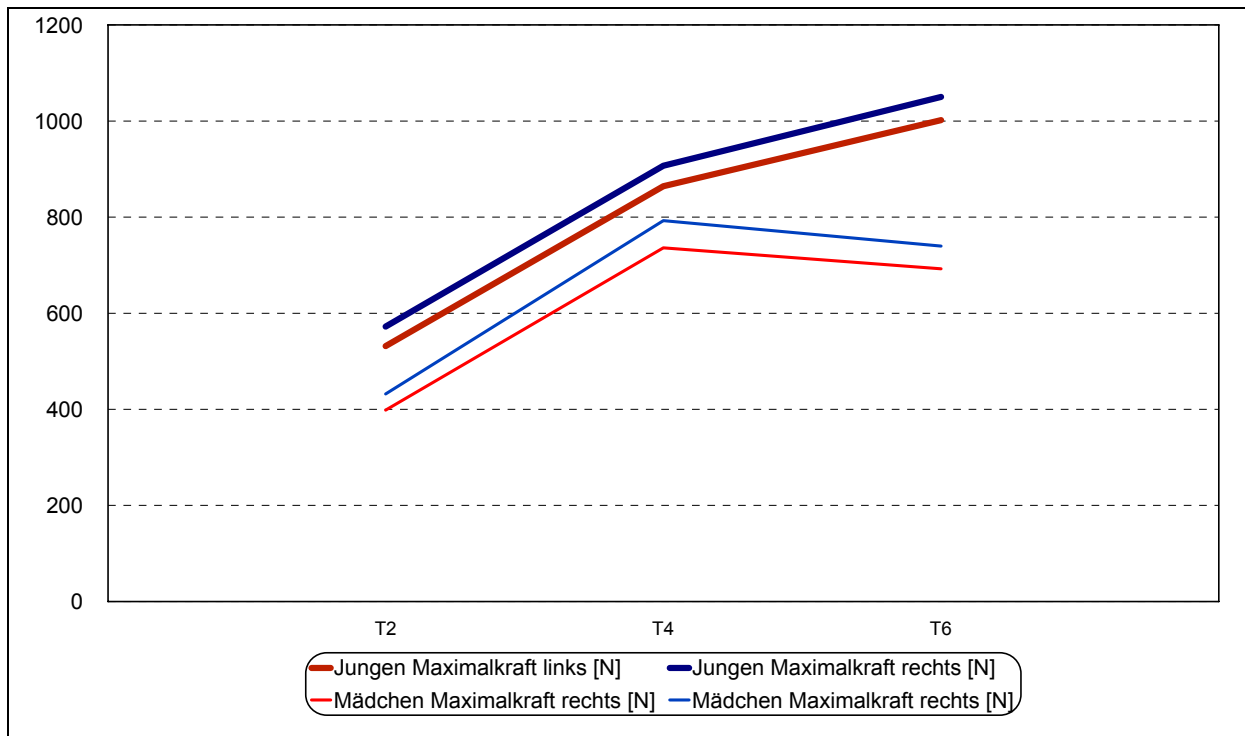


Abb. 51: Interaktionseffekte von Zeit und Geschlecht in der Längsschnittgruppe (n=23)

Die Kraftfähigkeit der linken oberen Extremität steigt bei den Jungen von Zeitpunkt zu Zeitpunkt deutlich bis T6 an. Rechtsseitig ist eine ähnliche Entwicklung erkennbar. (siehe Tabelle 26).

Tab. 26: Kraftanstiege über die Messzeitpunkte der Jungen (n=13) und Mädchen (n=10)

Extremitätenseite	Messzeitpunkt	Mädchen	s	Jungen	s
Links	T2	398,37 N	± 41,894	531,41 N	± 36,743
	T4	736,27 N	± 80,906	864,17 N	± 70,959
	T6	692,60 N	± 66,930	1.002,00 N	± 58,701
Rechts	T2	432,07 N	± 46,493	572,05 N	± 40,777
	T4	792,67 N	± 87,260	907,22 N	± 76,532
	T6	739,67 N	± 60,114	1.050,18 N	± 52,724

Dass der Leistungsanstieg mit zunehmenden Trainingsalter nicht mehr so rasant fortschreitet, ist verständlich, da es leichter ist, von einem niedrigen Niveau aus durch entsprechende Reizsetzung Erfolge zu erzielen als von einem hohen Kraftniveau. Durch die höhere Ausschöpfung des Entwicklungspotentials kommt es zur Zunahme der Funktionskapazität mit einhergehender Reduzierung der Adaptationsreserve (Entwicklungsreserve). Um die Leistungen weiter zu steigern, müssten qualitativ und

quantitativ neue Reize im Trainingsprozess gesetzt werden, die somit steigende zeitliche Trainingsumfänge bedingen. Dabei sind die Erkenntnisse zum dynamischen Talentbegriff und eine effektive Ausnutzung der zur Verfügung stehenden Ressourcen (Utilisation) zu beachten (vgl. HOHMANN & CARL, 2002; HELLER, 2002).

Bei einer detaillierten individuellen Analyse der Kraftdaten zeigt sich jedoch, dass unter den rechtshändigen Mädchen und Jungen SportlerInnen zu finden sind, die höhere Kraftleistungen mit der kontralateralen oberen Extremität zu ihrer bevorzugten Armseite realisieren (vgl. Abbildung 52 und 53). Es handelt sich allerdings nicht um ein signifikantes Ergebnis.

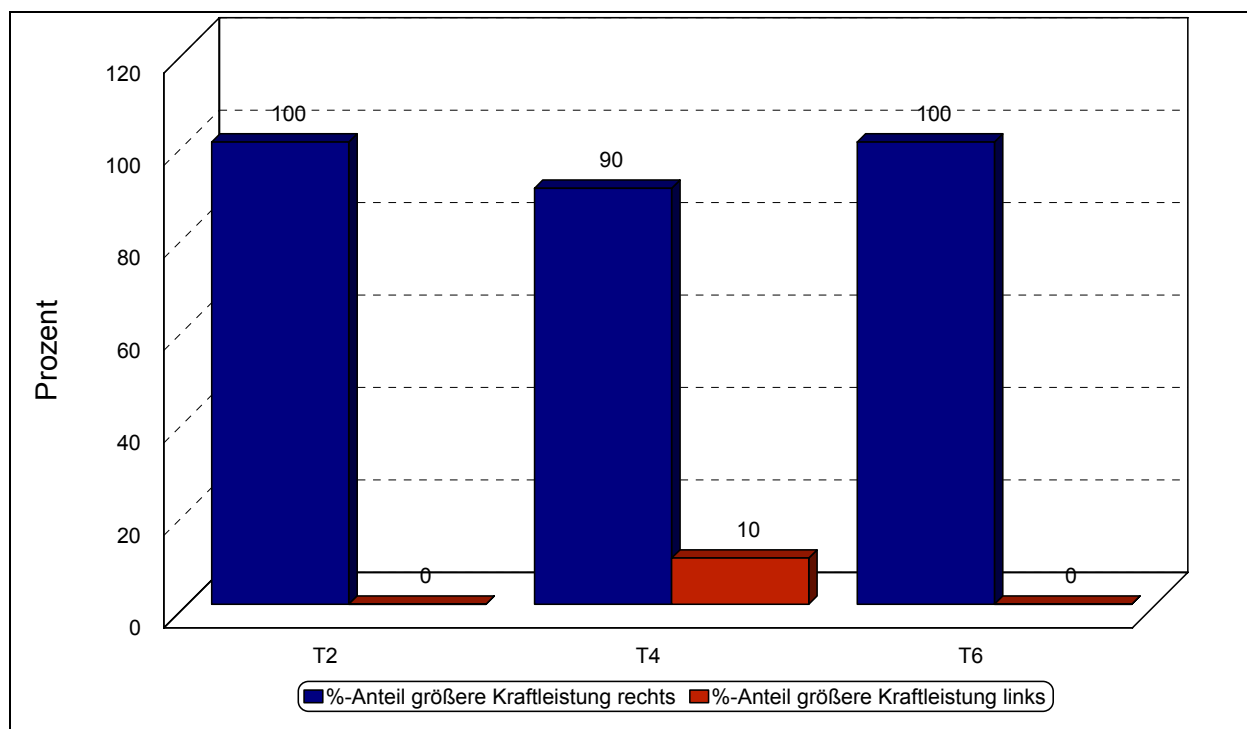


Abb. 52: Prozentuale Verteilung der Seiten mit größeren Kraftleistungen bei den Mädchen im Längsschnitt (n=10)

Da sowohl bei den Mädchen als auch bei den Jungen ausschließlich Rechtshänder an der Messung beteiligt waren, bestätigt sich im Gruppenmittel die Annahme, dass Rechtshänder in ihrer bevorzugten Extremität über ein höheres Kraftniveau verfügen. Zudem ist bei den Mädchen nur zum Zeitpunkt T4 eine rechtshändige Sportlerin identifizierbar, die ihre größere Maximalkraft mit links erzielt.

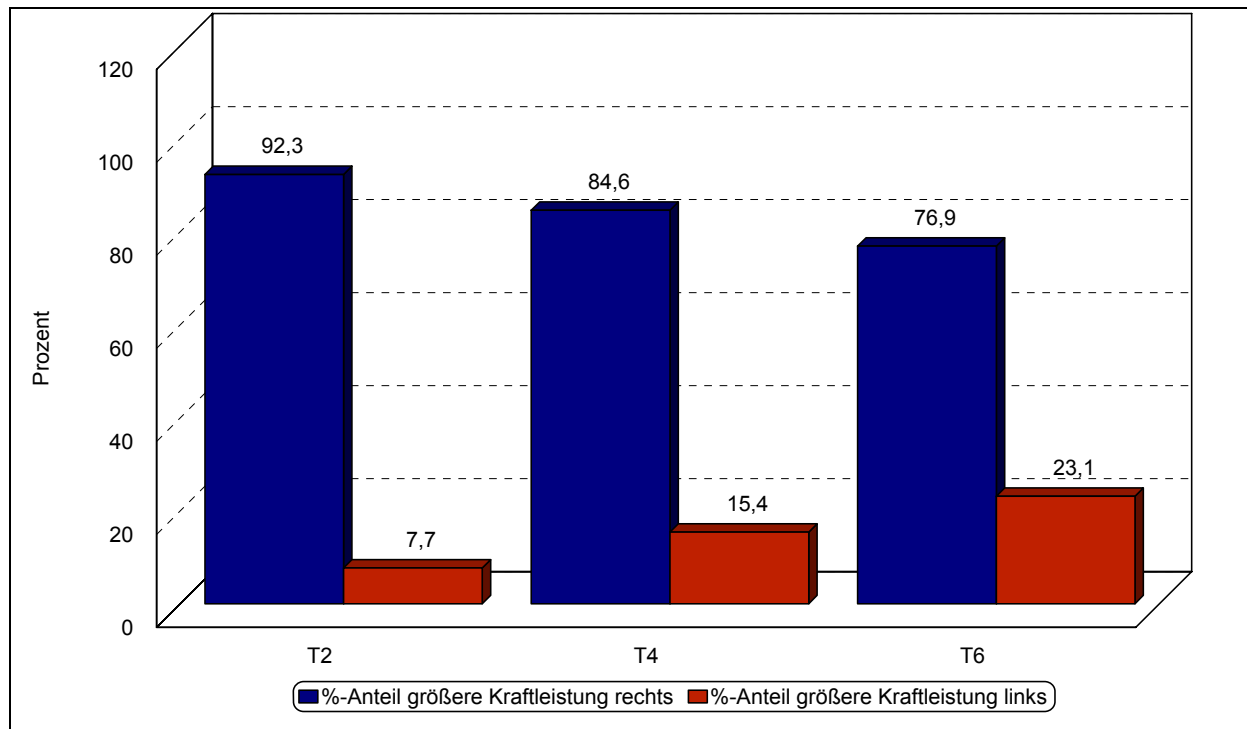


Abb. 53: Prozentuale Verteilung der Seiten mit größeren Kraftleistungen bei den Jungen im Längsschnitt (n=13)

Bei den Jungen hingegen gibt es zum Messzeitpunkt T2 sogar einen rechtshändigen Sportler, der linksseitig größere Kraftleistungen realisiert. Zu den nächsten Untersuchungen (T4 und T6) kommt jeweils ein Sportler hinzu, bei dem die höhere Maximalkraftleistung von der rechten zur linken Seite umschlägt. Sowohl bei den Mädchen als auch bei den Jungen war kein Handpräferenzwechsel im Untersuchungszeitraum nachweisbar.

Wie sich im Längsschnitt der Jungen zeigt, kann nicht in jedem Fall und ausschließlich von der Händigkeitsausprägung auf die Seite mit der größeren Maximalkraftleistung geschlossen werden.

6.1.2 Kraftunterschiede zwischen der dominanten und subdominanten Extremitätenseite

In zyklischen Sportarten, so auch im Kanurennsport, weisen die SportlerInnen dominante und subdominante Seitenverhältnisse auf, die auch mit seitengleichen Kraftleistungen übereinstimmen sollten. Dass diese Annahme nicht in jedem Fall übernommen werden kann, zeigte die Analyse zur Hypothese 1.1 (siehe Kapitel 6.1.1). Herausgestellt wurde eine höhere Kraftleistung einer oberen Extremität gegenüber der anderen. Da die KanutInnen in der zyklischen Bewegungsfolge im Boot bzw. beim Krafttraining beidseitig trainieren, sollten die bestehenden Kraftunterschiede nur

zufällig sein, da die Trainingsreize im gleichen Umfang auf beide Extremitäten einwirken.

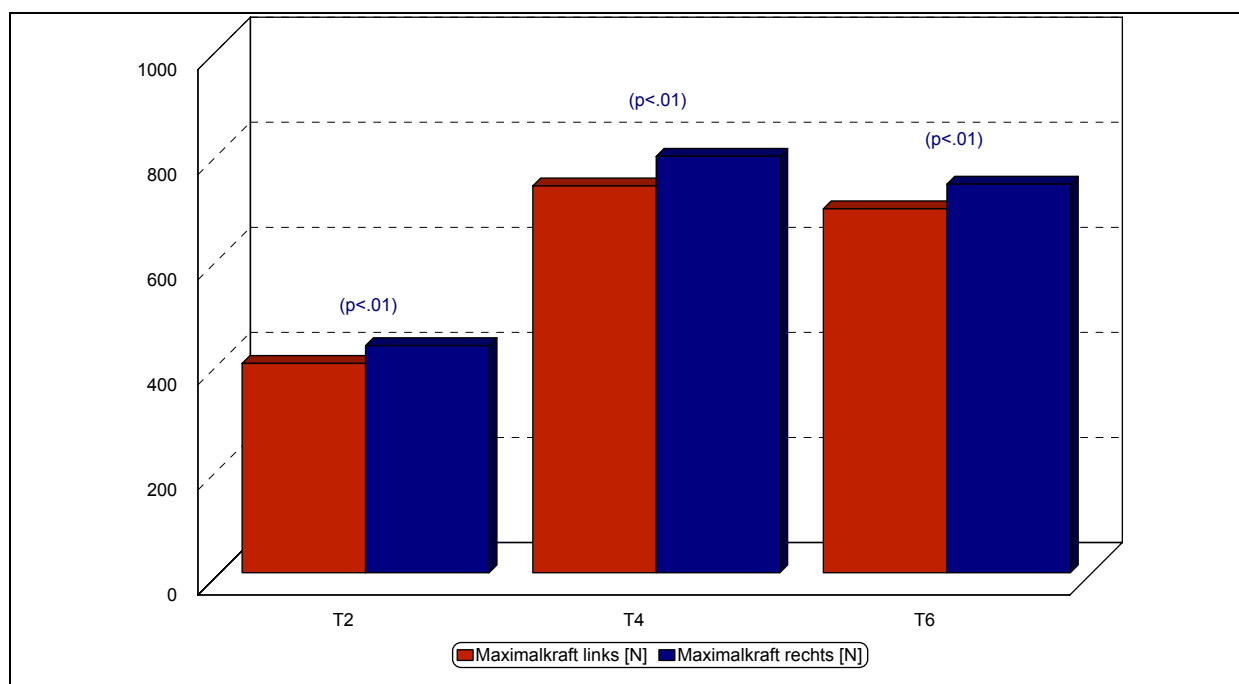


Abb. 54: Maximalkraft links und rechts bei den Mädchen (n=10) im Längsschnitt mit Signifikanzniveau zu den Unterschieden zwischen linker und rechter oberer Extremität

In der Gruppe der Mädchen (n=10), die im Längsschnitt analysiert werden können, zeigt sich, dass sich ein bedeutsamer Unterschied zwischen den Kraftleistungen rechts und links ergibt. Die Leistungen mit dem rechten Arm liegen deutlich über den Kraftleistungen des linken Arms. (vgl. Abbildung 54 und Tabelle 27).

Tab. 27: Kraftleistungen der linken und rechten oberen Extremität der Mädchen innerhalb der Längsschnittgruppe mit Signifikanzniveau

Zeitpunkt		Mittelwert in N	Standard- ab- weichung	T	df	Signifi- kanz- niveau
T2	Maximalkraft links	398,37	73,69	-4,224	9	.002 (**)
	Maximalkraft rechts	432,07	92,25			
T4	Maximalkraft links	736,27	283,10	-3,372	9	.008 (**)
	Maximalkraft rechts	792,67	317,99			
T6	Maximalkraft links	692,60	105,52	-3,842	9	.004 (**)
	Maximalkraft rechts	739,67	112,62			

Trotz statistisch kleiner Fallzahlen werden die Mittelwertunterschiede (t-Test für abhängige Stichproben) sehr signifikant. Dieses Ergebnis bei den Mädchen in der Längsschnittgruppe entspricht nicht der ursprünglichen Vermutung. Vielmehr bestand die Annahme, dass die Kraftleistungen zwischen der linken und rechten oberen Extremität annähernd gleich hoch ausfallen sollten.

Die deutlichen Unterschiede zwischen rechts und links deuten darauf hin, dass ein stärkerer Zugewinn an physischer Leistungsfähigkeit in der dominanten Seite gegeben ist und sich größere Absolutleistungen in der bevorzugten Armseite manifestieren.

Betrachtet man die Ergebnisse der Jungen (n=13), so kann hier ein ähnliches Bild beschrieben werden, wenngleich sich das Signifikanzniveau zu T6 verringert (vgl. Abbildung 55 und Tabelle 28). Vielleicht könnte das ein Hinweis auf eine Angleichung der Kraftleistung bei den Jungen sein, die mit einer Unterschiedsverringering zwischen der rechts- und linksseitigen Maximalkraft verbunden ist. Bis T6 können Steigerungen der Kraftleistungen nachgewiesen werden. Mit diesen Leistungssteigerungen ist aber auch eine Zunahme der Differenzen zwischen den Maximalkräften links und rechts zu verzeichnen.

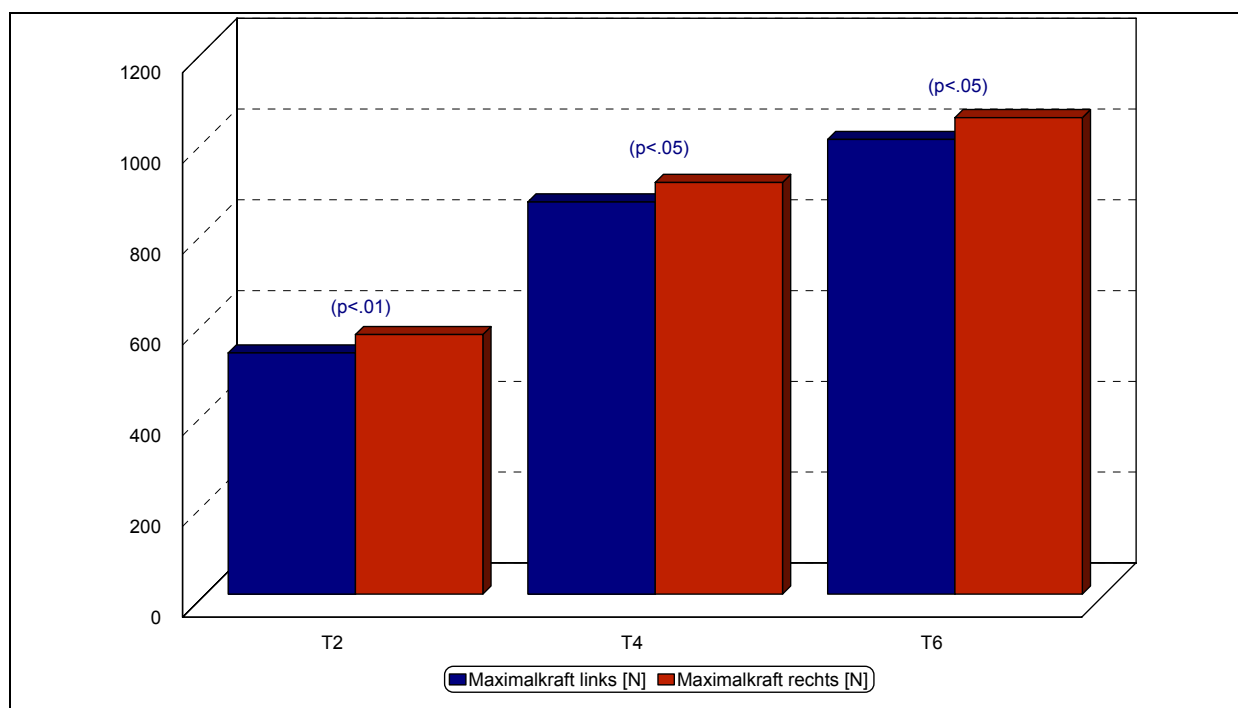


Abb. 55: Maximalkraft links und rechts bei den Jungen (n=13) im Längsschnitt mit Signifikanzniveau zu den Unterschieden zwischen linker und rechter oberer Extremität

Hervorzuheben ist, dass die Kraftdifferenzen der Jungen größer sind als bei den Mädchen (siehe Tabelle 29). Die Seitigkeitsdifferenzen der Maximalkraft hängen vermutlich mit der Größe der tatsächlichen Maximalkraft zusammen.

Tab. 28: Kraftleistungen der linken und rechten oberen Extremität der Jungen innerhalb der Längsschnittgruppe mit Signifikanzniveau

Zeitpunkt		Mittelwert in N	Standard- ab- weichung	T	df	Signifi- kanz- niveau
T2	Maximalkraft links	531,41	163,22	-3,713	12	.003 (**)
	Maximalkraft rechts	572,05	177,33			
T4	Maximalkraft links	864,17	233,32	-2,435	12	.031 (*)
	Maximalkraft rechts	907,22	239,61			
T6	Maximalkraft links	1.002,00	264,65	-2,208	12	.047 (*)
	Maximalkraft rechts	1.050,18	231,79			

Tab. 29: Maximalkraftdifferenzen (Absolutbeträge) im Längsschnitt bei Mädchen und Jungen

Zeitpunkt		Mädchen	Jungen
T2	Maximalkraftdifferenz	33,83 N	41,72 N
	s	25,20	38,17
T4	Maximalkraftdifferenz	61,30 N	62,82 N
	s	46,41	44,36
T6	Maximalkraftdifferenz	47,03 N	75,95 N
	s	38,62	49,47

Die aufgezeigten Effekte im Längsschnitt zeigen, dass die Kraftunterschiede zwischen linker und rechter oberer Extremität nicht zufällig sind. Um diese Aussage zu erhärten wurden zu den einzelnen Messzeitpunkten die jüngeren (erste puberale Phase [Pubeszenz], 11 bis 13 Jahre) und die älteren (zweite puberale Phase [Adoleszenz], 14 bis 16 Jahre) Mädchen bzw. Jungen zusammengefasst und innerhalb dieser Gruppen die Kraftleistungen rechts und links untersucht. Die Zusammenfassung der jüngeren und älteren Sportler in den beiden Gruppen folgt dem motorischen Entwicklungskonzept (vgl. BAUR, BÖS & SINGER, 1994; WEINECK, 2000). Danach stellt die erste puberale Phase einen Umbruch in der Entwicklung der Kinder dar. Es erfolgt eine Körpergrößen- und Gewichtszunahme, Last–Kraft–Verhältnisse verschlechtern sich und eine Abnahme der koordinativen Leistungsfähigkeit ist zu verzeichnen (vgl. WEINECK, 2000). Dagegen stellt sich in der Adoleszenz eine Harmonisierung der Körperproportionen bei den heranreifenden Jugendlichen ein. Nach

WEINECK (2000) lassen die körperlichen Wachstumsstabilisierungen diese Phase zum „...zweiten goldenen Lernalter...“ (WEINECK, 2000, S. 69) werden.

Bei den Mädchen zeichnet sich ganz deutlich das Ergebnis ab, dass schon im Längsschnitt angedeutet wurde. Bis auf den Untersuchungszeitpunkt T3, sind die Maximalkraftunterschiede zwischen links und rechts sehr ($p < .01$) und hoch signifikant ($p < .001$). Zu T3 sind die unterschiedlichen Kraftwerte zufällig ($p = .461$ bei den jüngeren Mädchen und $p = .146$ bei den älteren Mädchen) (siehe Abbildung 56).

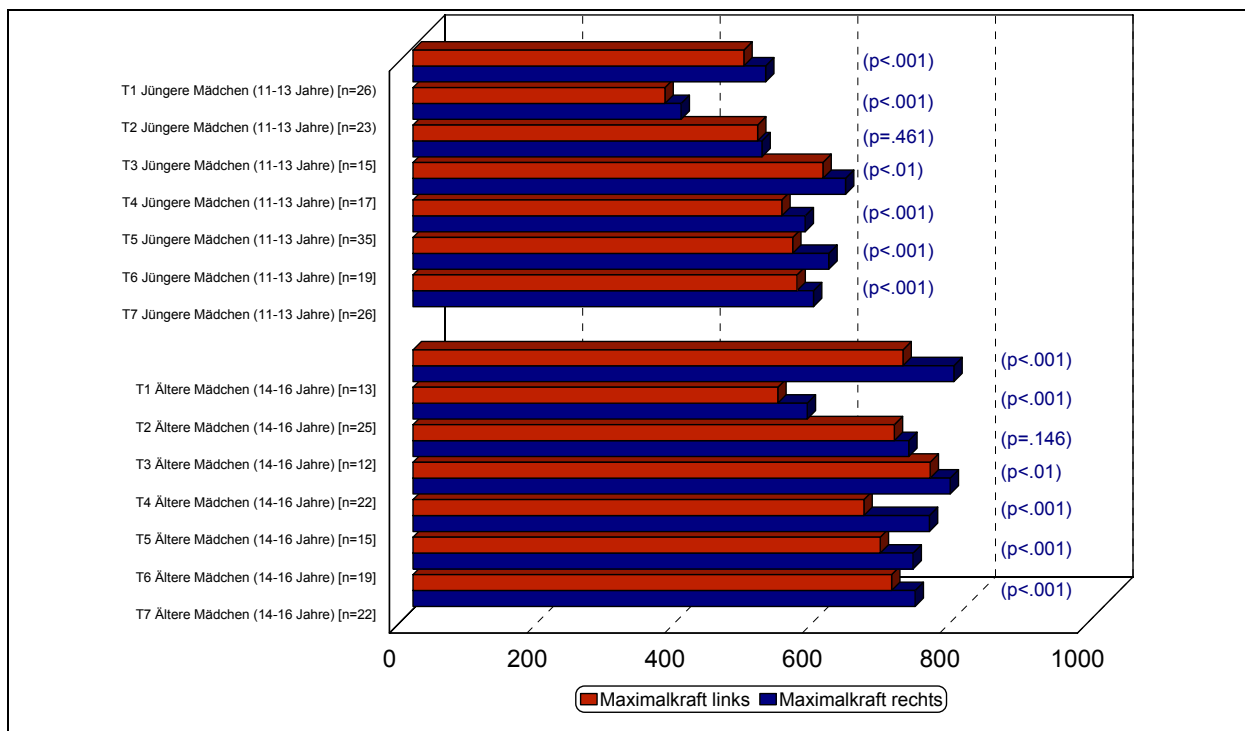


Abb. 56: Maximalkraftunterschiede zwischen linker und rechter oberer Extremität bei den Mädchen zu den verschiedenen Messzeitpunkten mit zugehörigem Signifikanzniveau

Ein ebenso deutlicher Effekt zeigt sich bei den Jungen. Bis auf die Messzeitpunkte T4 bei den jüngeren Jungen ($p = .093$) und T5 bei den älteren Jungen ($p = .057$), die nur tendenzielle Unterschiede zeigen, weisen die Kraftunterschiede zu den anderen Zeitpunkten statistisch bedeutsame Unterschiede ($p < .01$) auf (vgl. Abbildung 57).

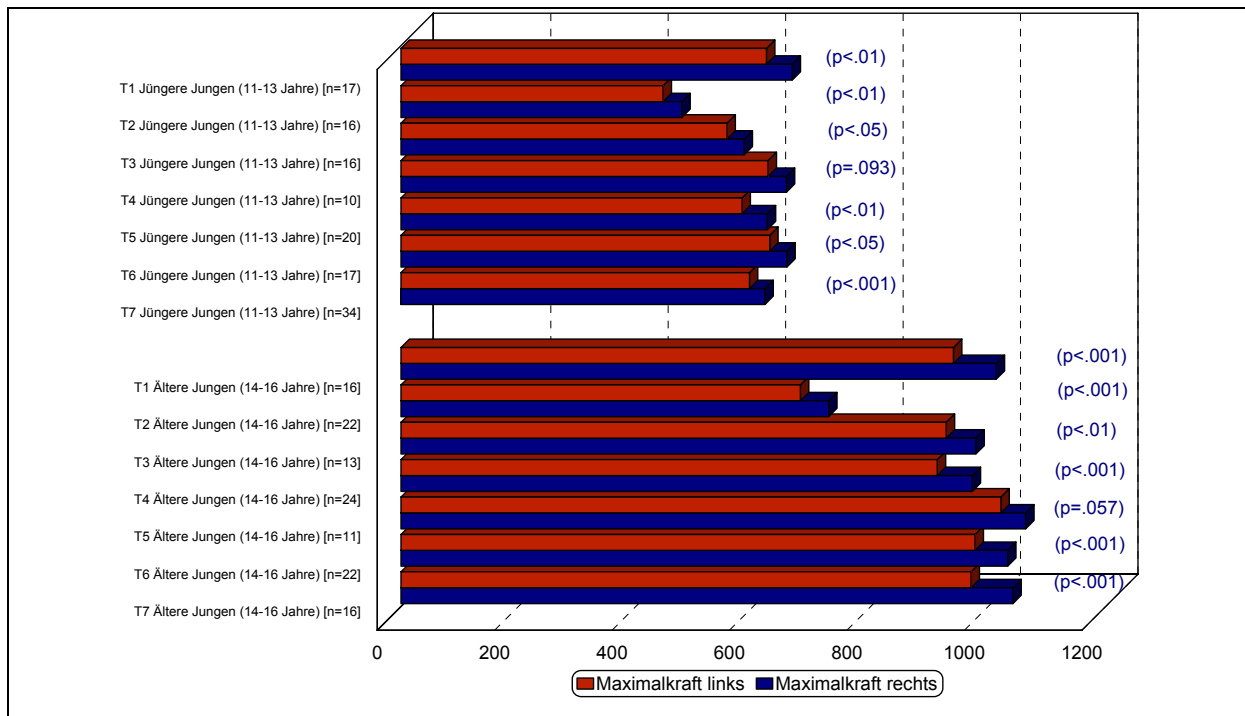


Abb. 57: Maximalkraftunterschiede zwischen linker und rechter oberer Extremität bei den Jungen zu den verschiedenen Messzeitpunkten mit zugehörigem Signifikanzniveau

In der querschnittlichen Analyse der Daten zeigt sich recht deutlich, dass die Kraftunterschiede bei den Mädchen und bei den Jungen zwischen der linken und rechten oberen Extremität statistisch gesichert sind, wobei eine höhere rechtsseitige Kraftleistung vorherrscht. Bei den Jungen und Mädchen sind in der überwiegenden Anzahl der Messzeitpunkte hoch signifikante Unterschiede zwischen den Maximalkraftleistungen links und rechts festzustellen (mit $p < .001$). Bei den Mädchen gibt es nur zu T3 Abweichungen. Zum Zeitpunkt T3 sind die Unterschiede zufällig, dabei liegen tendenziell die höheren Kraftleistung rechts ($t(26) = -1,708$, $p = .100$).

An Hand der vorgestellten Ergebnisse muss die Hypothese der zufälligen Kraftunterschiede zwischen der dominanten und subdominanten Hand verworfen werden, da sowohl im Längsschnitt als auch in den querschnittlichen Berechnungen statistisch bedeutsame Unterschiede gefunden wurden.

6.1.3 Leistungszuwachs der dominanten und subdominanten oberen Extremität bei bilateral ausgerichtetem Training

Im Gegensatz zu azyklischen Sportarten sollte in der zyklischen Sportart Kanu zwar die größere Kraftleistung im bevorzugten Arm nachzuweisen sein, wie es die Ergebnisse bisher belegen, dennoch wird vermutet, dass sich bei zyklischen Bewegungs-

folgen und einem konsequenten bilateralen Training bestehende Unterschiede zwischen den beiden oberen Extremitäten über die Zeit nicht weiter vergrößern.

Diese Frage lässt sich nur innerhalb der Längsschnittstichprobe beantworten. In einem varianzanalytischen Messwiederholungsdesign über drei Stufen (Zeitpunkte T2–T4–T6) wird zunächst die Entwicklung der Maximalkraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität bewertet.

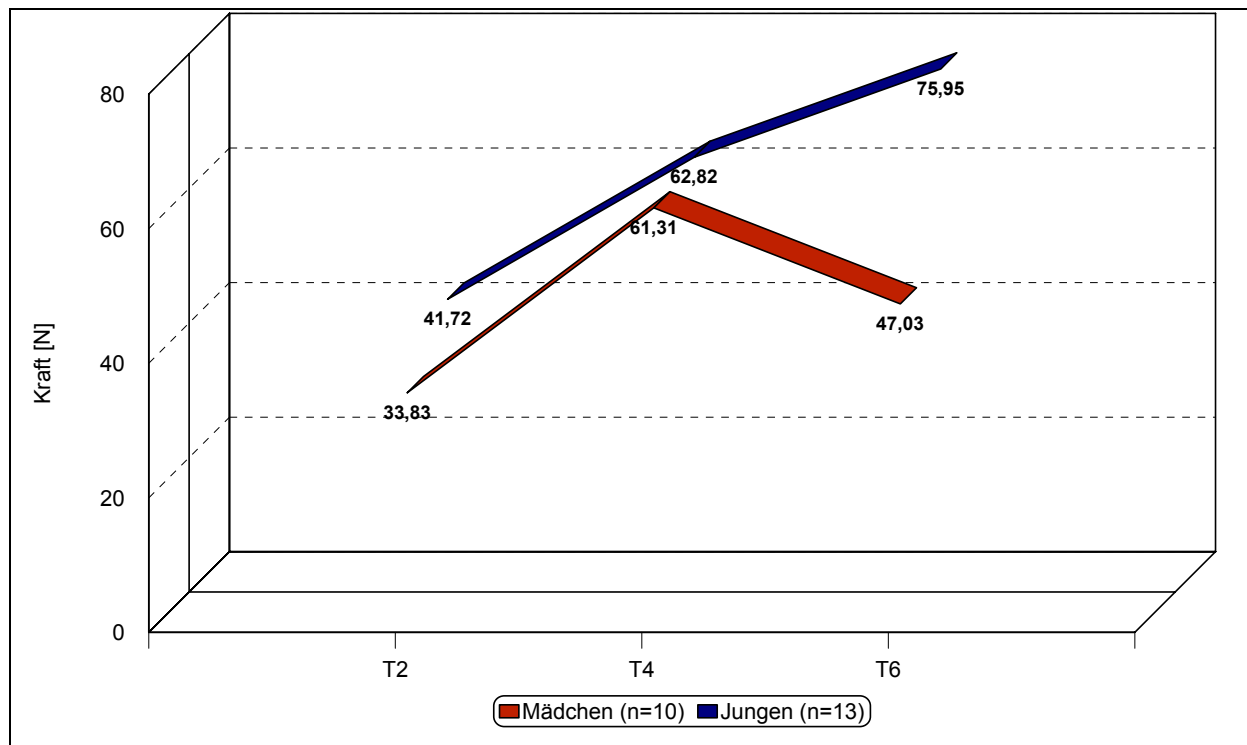


Abb. 58: Verlauf der Maximalkraftdifferenz zwischen linkem und rechten Arm über die Untersuchungszeitpunkte T2 – T4 – T6

Bei den 23 Versuchspersonen (10 Mädchen und 13 Jungen) konnte bei vorliegender Varianzhomogenität der Messvariablen (Maximalkraftdifferenz) zu den drei Zeitpunkten ein signifikanter Einfluss des Faktors Zeit nachgewiesen werden ($F(2, 20; 0.05)=6,191; p<.01$) (siehe Abbildung 58). Es ist in der Abbildung 58 der nahezu lineare Anstieg der Maximalkraftdifferenz bei den Jungen von T2 nach T6 zu erkennen. Dieser repräsentiert eine kontinuierliche Zunahme der Differenz zwischen der links- und rechtsseitigen Maximalkraft der Arme. Bei den Mädchen hingegen ist die Differenz zu T6 nach einem Anstieg von T2 zu T4 wieder rückläufig.

Interaktionseffekte zwischen Zeit und Geschlecht blieben dagegen aus ($F(2, 20; 0.05)=0,537; p=.593$).

Der Maximalkraftverlauf bei den Jungen (vgl. Abbildung 55) wies in vorangegangenen Untersuchungen bereits einen stetigen Anstieg auf, während bei den Mädchen (siehe Abbildung 54) ein Rückgang der Kraftleistungen von T4 zu T6 zu verzeichnen ist, der mit 14,28 N jedoch für die Praxisrelevanz relativ gering ist. Die Vermutung verstärkt sich, dass die Größe der Differenz durch die Größe der Maximalkraft beeinflusst wird.

Es muss festgehalten werden, dass mit diesem Ergebnis die Hypothese nicht bestätigt wird, sondern ein Beleg für eine stärkere Profitierung von Trainingsreizen der dominanten Extremität ist.

In einem varianzanalytischen Messwiederholungsdesign unterliegt die Maximalkraft selbst einem hohem Aufklärungsgrad des Faktors Zeit ($F(2, 20; 0.05)=122,744$; Pillai=.925; $p<.001$) und weist eine sehr signifikante Aufklärung in der Interaktion von Zeit und Geschlecht auf ($F(2, 20; 0.05)=8,392$; Pillai=.456; $p<.01$) (vgl. Abbildung 59 und Abbildung 60).

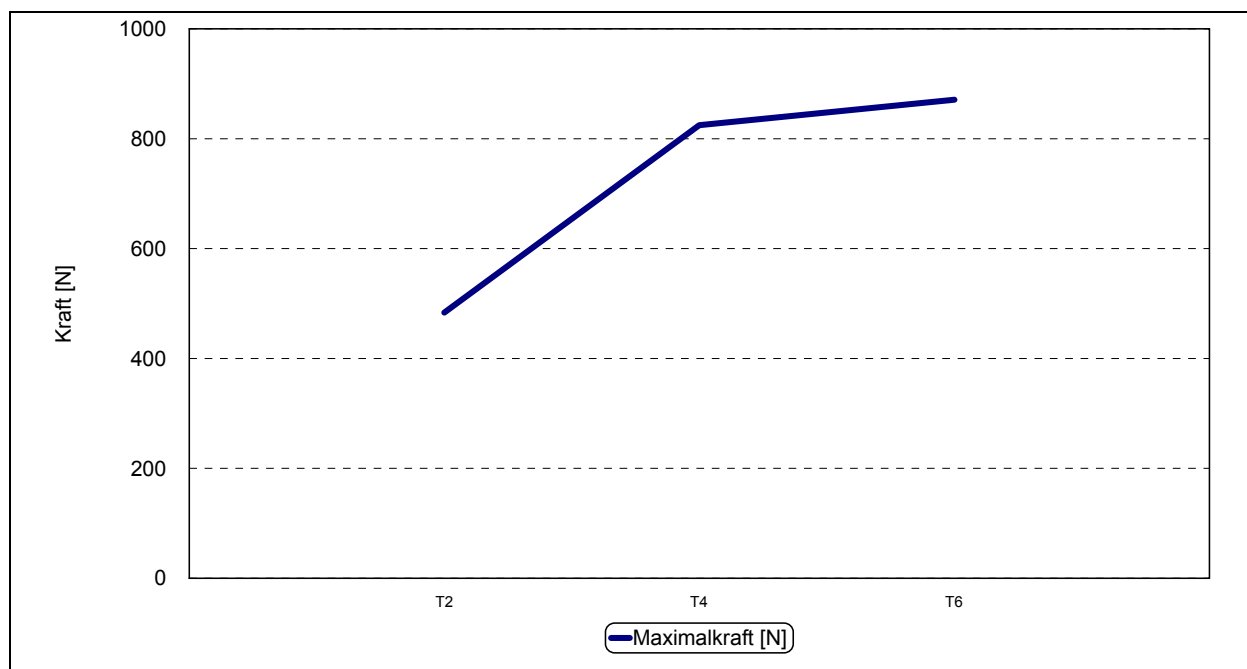


Abb. 59: Entwicklungsverlauf der Maximalkraftleistung am »Kraftmessplatz« in der Längsschnittgruppe (n=23)

In Abbildung 59 ist der Leistungszuwachs der Maximalkraftleistung von T2 über T4 nach T6 deutlich ersichtlich. Ein besonders hohen Zuwachs verzeichnen die SportlerInnen der Längsschnittgruppe (n=23) von T2 zu T4. Von T4 zu T6 flacht die Leistungsanstiegskurve etwas ab, aber der progressive Verlauf der Leistungskurve bleibt

erhalten. Dieses Ergebnis folgt den Aussagen in der trainingswissenschaftlichen Literatur und ist erwartungsgemäß.

Die Unterschiede in der Interaktion von Zeit und Geschlecht werden in Abbildung 60 dargestellt. Während die Jungen (n=13) eine progressive Entwicklung über alle drei Messzeitpunkte hinweg erfahren, muss bei den Mädchen (n=10) von T4 zu T6 eine regressive Entwicklung der Maximalkraftleistung verzeichnet werden.

Durch die regressive Maximalkraftleistung der Mädchen von T4 zu T6 wird auch in der Längsschnittgruppe insgesamt der Entwicklungsverlauf der Maximalkraftleistung beeinflusst. Dieser Einfluss auf die Maximalkraftentwicklung zeigt sich, wie bereits beschrieben, in der Abbildung 59 innerhalb der Längsschnittgruppe (n=23) von T4 zu T6. Die Entwicklung der Maximalkraft ist in der trainingswissenschaftlichen Literatur als progressiver Verlauf nicht per se nachzuweisen, sondern es gibt geschlechtsspezifische Unterschiede.

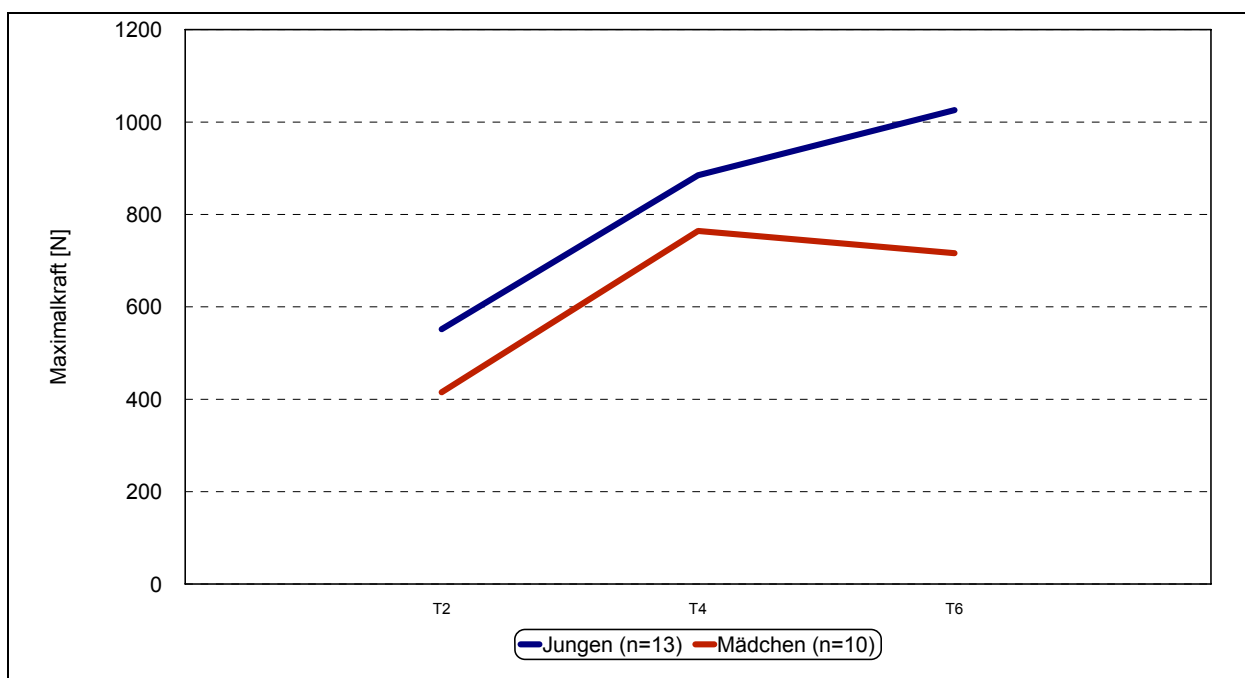


Abb. 60: Interaktion zweiter Ordnung der Maximalkraftentwicklung über die Zeit und in Abhängigkeit vom Geschlecht

Für die Bootsleistungen im »Freiwasser« über 250 m kann durch die Kraftdifferenz zwischen linkem und rechtem Arm für die Maximalkraftdifferenz zu T4 keine Aufklärung in der Interaktion mit der Zeit ($F(1, 18; 0.05)=.173$; Pillai=.009; $p=.683$) beschrieben werden. Selbst der Faktor Zeit erreicht kein statistisch gesichertes Aufklärungsniveau ($F(1, 18; 0.05)=.056$; Pillai=.003; $p=.816$). Für die 2.000 m-Zeit wurde

hingegen eine Aufklärungen des Faktors Zeit gefunden ($F(1, 18; 0.05)=6.567$; Pillai= $.267$; $p<.05$) (vgl. Abbildung 61). Weitere Interaktion können nicht erklärt werden. Der Einfluss der Trainingsperiode von T4 zu T6 auf die Verbesserung der Freiwasserfahrzeiten über 2.000 m wird in Abbildung 61 gezeigt. Die verbesserte Fahrzeit zu T6 ist auf dem Niveau von $p<.05$ signifikant verschieden zur erreichten Fahrzeit zu T4. Der regressive Verlauf der Kurve in Abbildung 61 spiegelt die Verbesserung der Fahrzeiten wider.

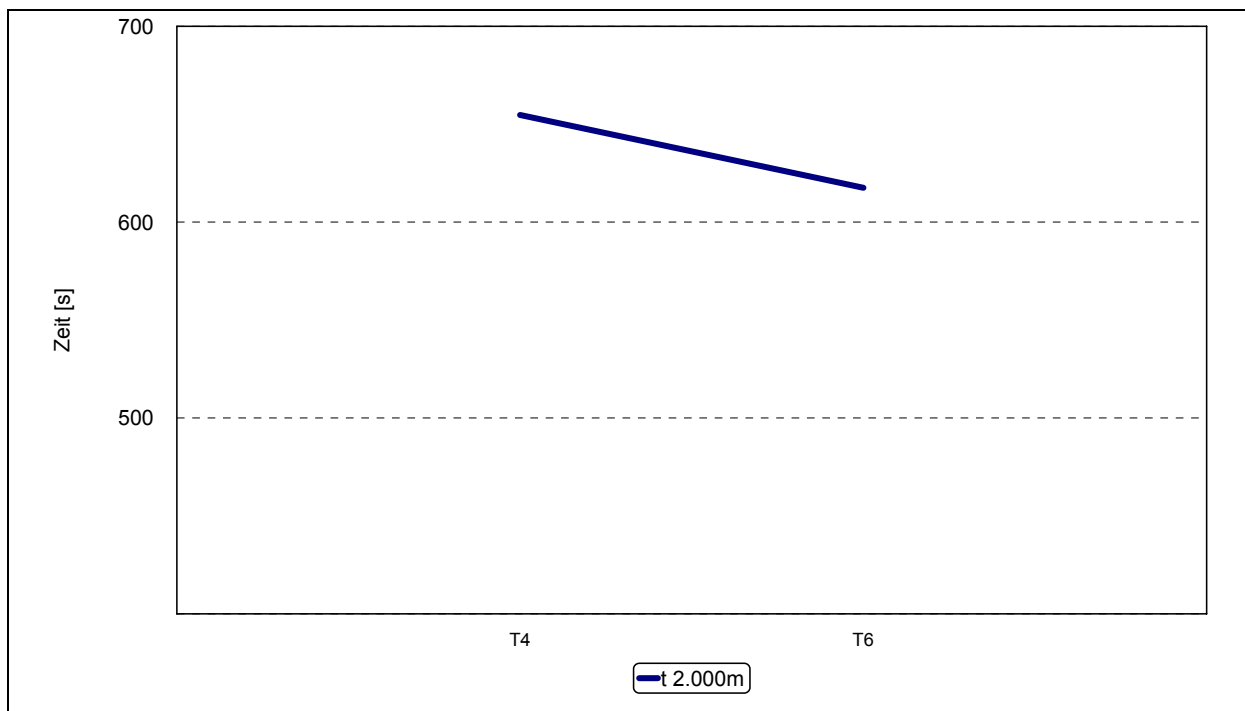


Abb. 61: Zeiteffekt der Entwicklung der Fahrzeit über 2.000 m in der Längsschnittgruppe (n=23)

Die Maximalkraftdifferenz kann auf Grund der engen Verbindung der Kraftparameter untereinander nicht vorhergesagt werden. Ausdruck dafür ist der Wert des β -Koeffizienten. Der Wert des β -Koeffizienten liegt deutlich über 1 bzw. unter -1 bei der Verwendung der Methode »Einschluss«. Somit muss ein überproportionaler Zusammenhang der eingeschlossenen Variablen postuliert werden. Bei der Verwendung der Methode »Schrittweise« zur Vorhersage der Maximalkraftdifferenz, werden keine Modelle ausgegeben.

Die Prognostizierung der Freiwasserfahrzeit über 250 m durch praxisrelevante Parameter (Bankdruckleistung, Bankzugleistung, Niveau der Ausdauer [$t_{2.000\text{ m}}$]) und die

absoluten Kraftdifferenzen⁵⁶ ($|F_{\text{Max}D}$, $|F_{\text{S}D}$) am »Kraftmessplatz Kanu« führt bei den Mädchen und Jungen der Längsschnittgruppe zu gruppenhomogenen Modellen. Wobei die Gruppenmodelle der Mädchen und Jungen durch unterschiedliche Prädiktoren bestimmt werden.

Vorhersagen und Testergebnisse haben immer auch eine testökonomische Komponente. Um diese Komponente effektiv zu gestalten, sollten die Testumfänge reduziert werden. Aus diesem Grund sollen Modelle zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m vorgestellt werden.

Bei den Mädchen kann die Freiwasserfahrzeit über 250 m zu T4 mit 91,6% und zu T6 mit 76,8% durch die Leistung über 2.000 m bestimmt werden. In der Abbildung 62 ist das Modell für die Mädchen zum Zeitpunkt T4 dargestellt.

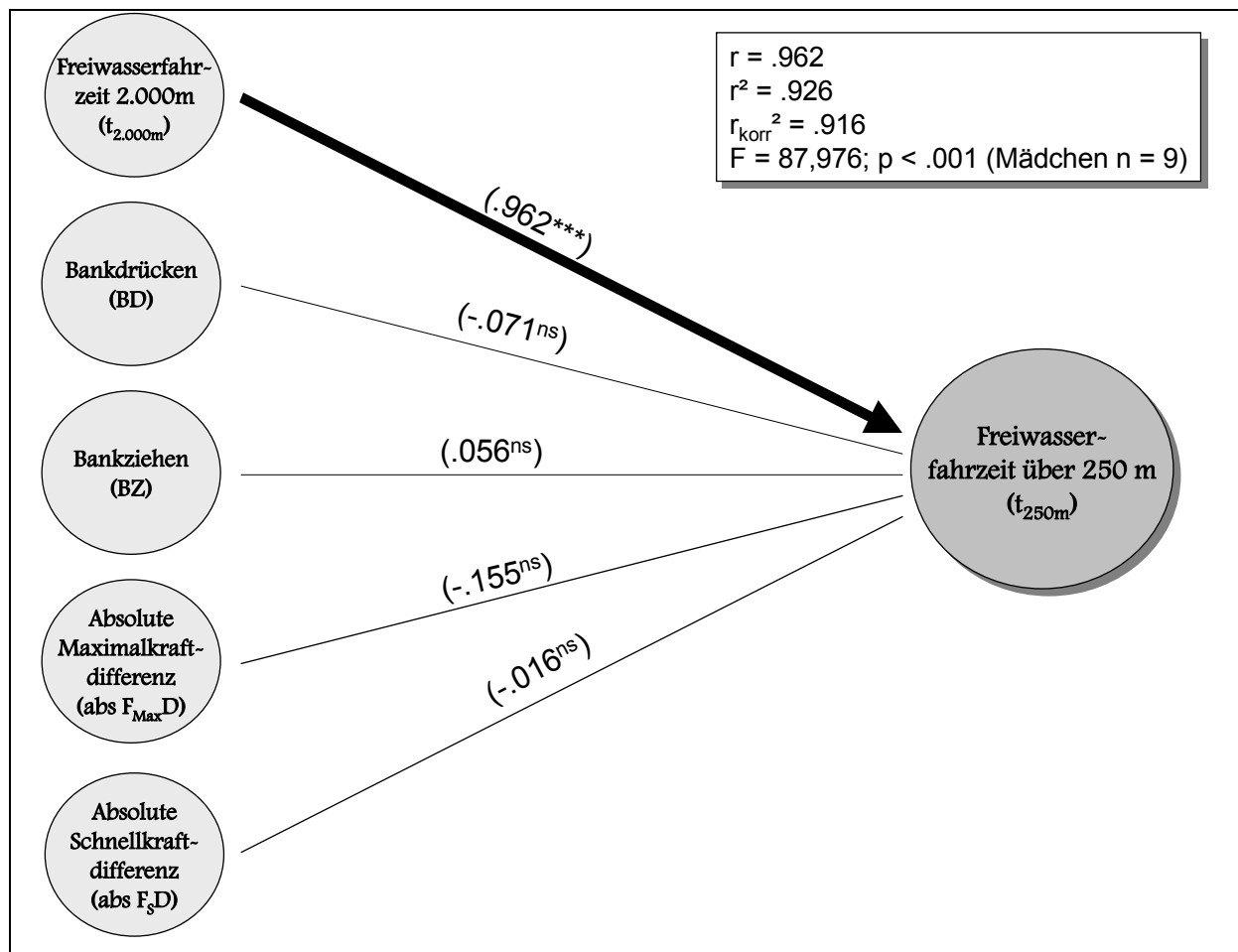


Abb. 62: Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Mädchen zu T4

⁵⁶ Entsprechend der Hypothese, dass geringere Kraftunterschiede zwischen den oberen Extremitäten mit besseren Bootsleistungen einhergehen könnten, werden auf Grund des engen Zusammenhangs und Abhängigkeit von den Parametern $F_{\text{Max}R}$, $F_{\text{Max}L}$, $F_{\text{Max}MW}$, $F_{\text{S}R}$, $F_{\text{S}L}$, $F_{\text{S}MW}$ wird auf deren Intergrierung ins Modell verzichtet.

Für den Rückgang der Vorhersagestärke von T4 zu T6 können mehrere Ursachen angeführt werden. So ist die absolute Fahrzeit über 250 m um 1,39 s zu T6 ($n=9$, $t_{250m}=71,41$ s) langsamer als im Vergleich zu T4 ($n=10$, $t_{250m}=70,02$ s).

Das Modell wird in der Abbildung 63 abgebildet.

Aus der trainingswissenschaftlichen Literatur ist die Bedeutung der Maximalkraft als Basisleistung für sportartspezifische Leistungen bekannt (vgl. HARRE, 1986; SCHNABEL, HARRE & BORDE, 1994; HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, WEINECK, 2000; ZINTL & EISENHUT, 2001). Somit könnte ein rückläufiges Verhalten der Kraftwerte am »Kraftmessplatz Kanu« bei den Mädchen von T4 zu T6 Ursache für die geminderte Leistung der Freiwasserfahrzeit über 250 m und der Vorhersagestärke sein.

Bestätigt werden die Aussagen in der Literatur durch die vorliegenden Untersuchungsergebnisse. Es können starke Zusammenhänge zwischen den Freiwasserleistungen und der Maximalkraft nachgewiesen werden.

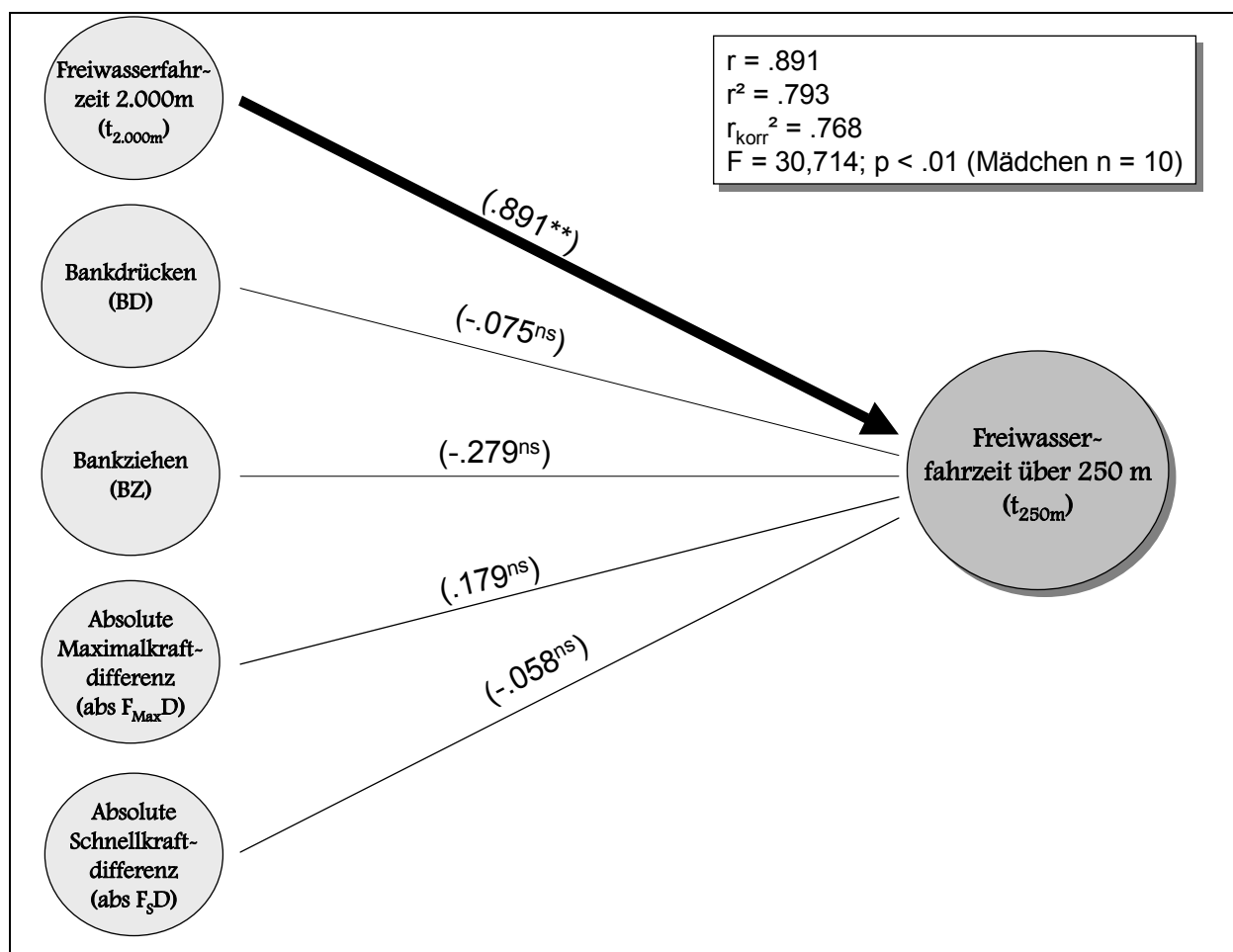


Abb. 63: Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Mädchen zu T6

Bei den Jungen zu T4 erwiesen sich die Zusammenhänge zwischen der Maximalkraftleistung (F_{MaxMW}) und den Zeiten über 250 m sowie 2.000 m als hoch signifikant (T4 (n=13): $t_{250 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.920$, $p<.001$; $t_{2.000 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.852$, $p<.001$). Etwas höher fiel sogar der Zusammenhang der Freiwasserzeiten mit den Leistungen beim Bankziehen (BZ) (T4 (n=13): $t_{250 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.942$, $p<.001$; $t_{2.000 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.910$, $p<.001$) im Vergleich zur Maximalkraftleistung und Freiwasserzeiten aus.

Zum sechsten Untersuchungszeitpunkt können ähnliche Beziehungen beschrieben werden. Auch wenn die Korrelationskoeffizienten (r_{Pearson}) etwas geringer ausfallen als zu T4, sind die Zusammenhänge bei den Jungen hoch signifikant (T6 (n=12): F_{MaxMW} und $t_{250 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.793$, $p<.01$; F_{MaxMW} und $t_{2.000 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.727$, $p<.01$; BZ und $t_{250 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.924$, $p<.001$; BZ und $t_{2.000 \text{ m}}$: $r_{\text{Pearson}}=-.881$, $p<.001$). Der negative Zusammenhang ist für diese Auswertung wünschenswert, denn das angestrebte Ziel sind kurze Fahrzeiten.

Für die Ergebnisse der Mädchen kann prinzipiell die Begründung der Jungen übernommen werden, jedoch weist der Einfluss der Schnellkraft zu T6 einen höheren Zusammenhang auf als die Maximalkraftleistung, während die Leistungen im Bankziehen innerhalb dieser Versuchspersonengruppe geringer mit den spezifischen Fahrleistungen korrelieren (vgl. Tabelle 30).

Tab. 30: Korrelationskoeffizienten der Mädchen aus dem Längsschnitt

		Maximalkraft	Schnellkraft	Bankziehen
T4 Bootszeit 250 m	r_{Pearson}	-.643	-.829	-.460
	Signifikanz (2-seitig)	.045	.003	.213
	N	10	10	9
T4 Bootszeit 2.000 m	r_{Pearson}	-.620	-.726	-.520
	Signifikanz (2-seitig)	.056	.017	.152
	N	10	10	9
T6 Bootszeit 250 m	r_{Pearson}	-.605	-.824	-.446
	Signifikanz (2-seitig)	.064	.003	.196
	N	10	10	10
T6 Bootszeit 2.000 m	r_{Pearson}	-.407	-.589	-.201
	Signifikanz (2-seitig)	.243	.073	.578
	N	10	10	10

Dies könnte in dem geringeren Niveau der maximalen Krafftähigkeiten gegenüber den Jungen begründet sein, aber auch implizieren, dass Athletinnen in dieser Altersphase über sehr gute nervale Steuerungseigenschaften verfügen, die mit einer guten

Bewegungstechnik die Leistungen bedingt. Diese Annahme bleibt jedoch spekulativ und müsste an anderer Stelle hinreichend geprüft werden.

Bei den Jungen der Längsschnittgruppe kann ein einheitliches Modell für die Zeitpunkte T4 und T6 zur Prognose der Fahrzeit über 250 m beschrieben werden. Die höchste Gewichtung der Prognostizierung der Leistung über 250 m wird nach dem Modell der Leistung im Bankziehen zugeschrieben. In den Abbildungen 64 und 65 sind die Modelle für die Messzeitpunkte T4 und T6 dargestellt.

Mit einer Wahrscheinlichkeit von 87,7% zu T4 und 83,9% zu T6 kann durch die Leistung im Bankziehen die Freiwasserleistung über 250 m bestimmt werden.

Das Bankziehen ist ein häufig eingesetztes Trainings- und Diagnosemittel im Krafttraining bei Rennkanuten. Die Nähe zur spezifischen Arbeitsleistung der oberen Muskulatur wird durch die Beanspruchung der Armbeuge-Schlinge beim Bankziehen und beim Paddelschlag deutlich.

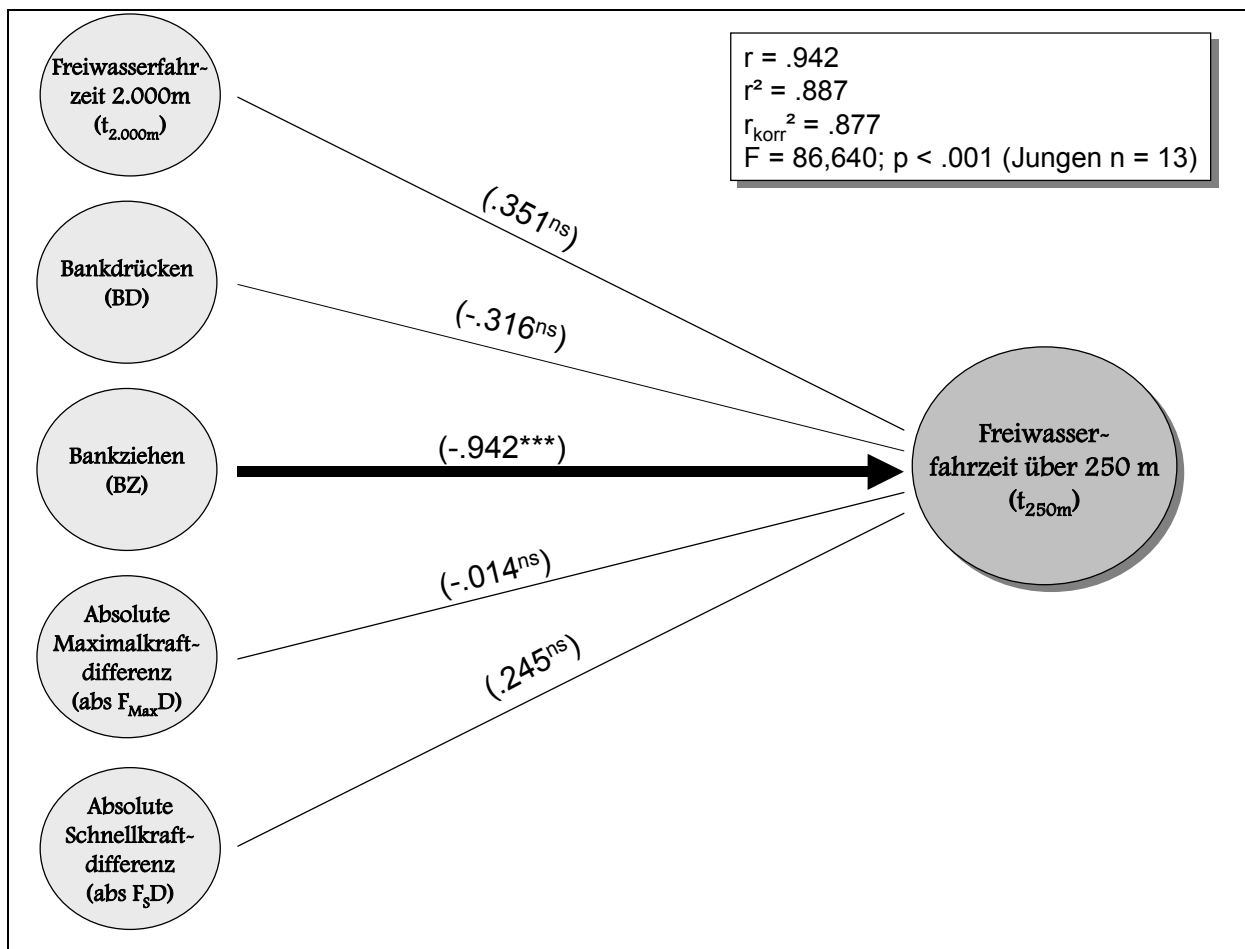


Abb. 64: Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Jungen zu T4

Die Erfahrungen aus der Trainingspraxis können damit für die Jungen nachhaltig bestätigt werden.

Dass auch die Ausdauerleistungsfähigkeit eine Grundlage für SchnellLeistungen und SchnellLeistungsausdauer bildet, wird durch eine Modellerweiterung zum sechsten Messzeitpunkt belegt.

Durch die Regressionsrechnung nach der Methode »Stepwise«⁵⁷ führte für den Zeitpunkt T6 zu einem zweiten Modell. Dieses Modell (vgl. Abbildung 66) besitzt neben dem wichtigen Prädiktor »Bankziehen« auch einen einflussreichen Prädiktor »Freiwasserfahrzeit über 2.000 m ($t_{2.000m}$)«. Unter Einbeziehung der beiden wichtigen Variablen liefert das Modell eine Vorhersagewahrscheinlichkeit von 88,7% und liegt geringfügig über dem Vorhersageniveau des ersten Modells von 83,9%.

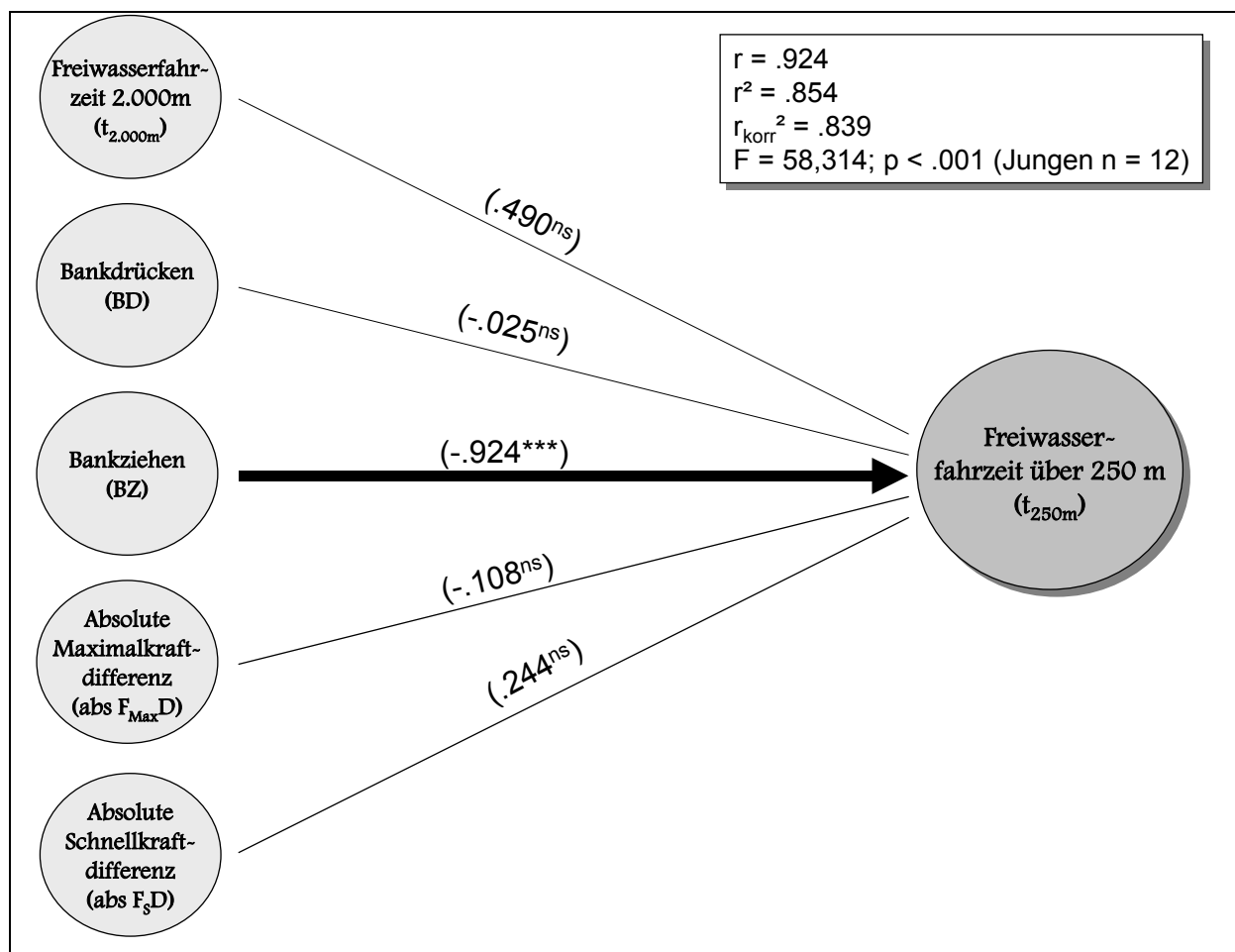


Abb. 65: Modell zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Jungen zu T6

⁵⁷ Schrittweise Einbeziehung der Prädiktoren zur Vorhersage nach dem höchsten Aufklärungswert)

Die Einflussstärke des Prädiktor »Bankziehen« verringert sich im zweiten Modell durch die Einbeziehung des zweiten Einflussfaktors »Freiwasserfahrzeit über 2.000 m ($t_{2.000\text{ m}}$)«. Dennoch liegen beide Einflussgrößen auf einem signifikanten Niveau (vgl. Abbildung 66).

Prinzipiell liefern die Vorhersagen schlüssige Modelle, die durch den trainingswissenschaftlichen Erkenntnisstand gestützt werden.

Es kann postuliert werden, dass das Maß der Maximalkraftdifferenz als Vorhersageprädiktor in keinem der Modelle einen gewichtigen Einfluss ausübt.

Auffällig ist nur die Zusammenhangsrichtung (negative Korrelation), die vermuten lässt, dass Sportler mit einer hohen Differenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität schnellere Fahrzeiten erzielen. Ausdruck dieser Vermutung ist der negativ angedeutete Einfluss der Variablen »absolute Maximalkraftdifferenz« auf die »Freiwasserzeit über 250 m« in den Modellen, der allerdings statistisch nicht belegt werden kann.

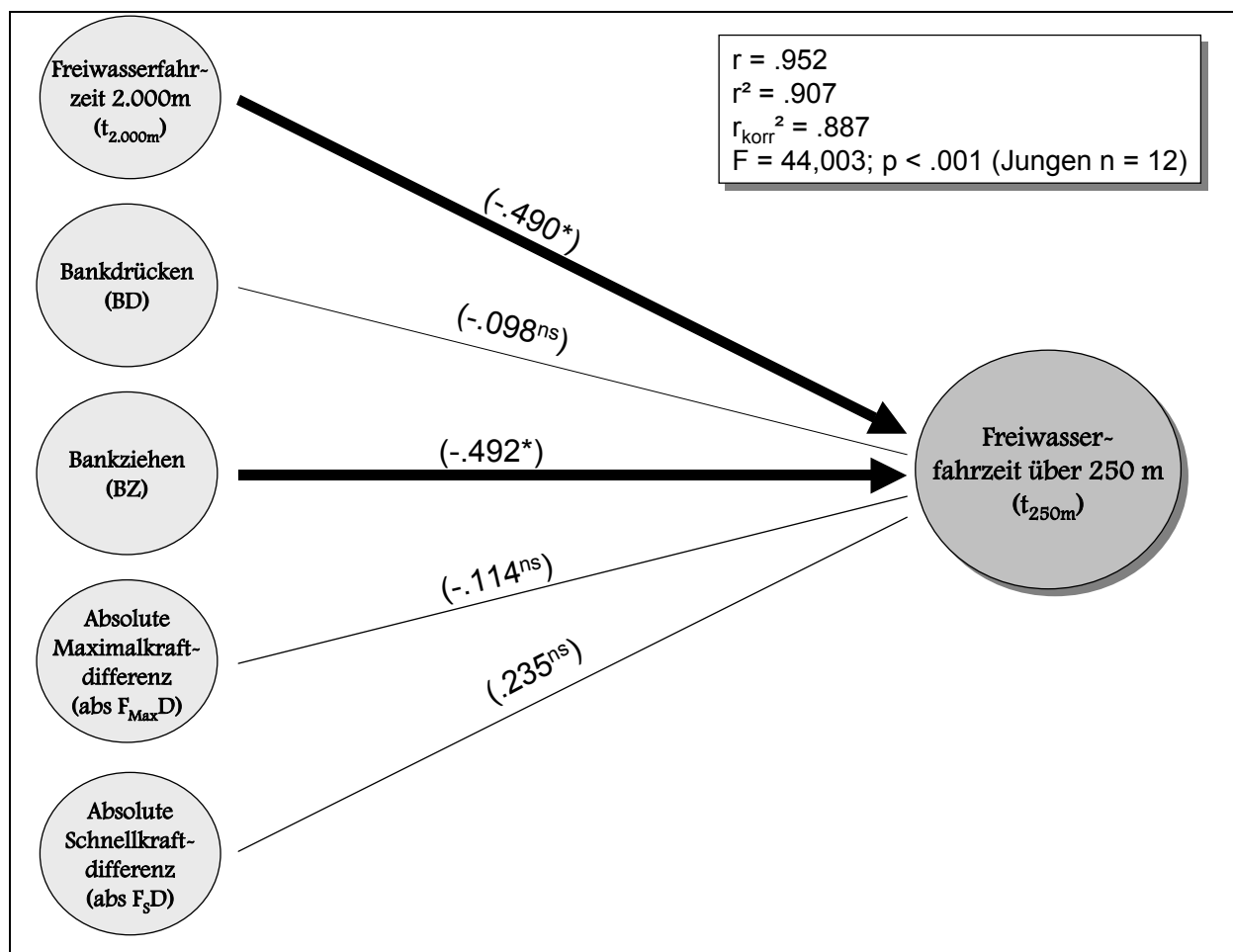


Abb. 66: Modell 2 zur Vorhersage der Freiwasserfahrzeit über 250 m der Jungen zu T6

6.1.4 Prozentuale Kraftdifferenz

Während in den vorangegangenen Ergebnisdarstellungen von der absoluten Maximalkraftdifferenz ausgegangen wurde, und es sich gezeigt hat, dass mit wachsender Maximalkraftleistung auch die Differenz zwischen der rechten und linken Seite zunimmt, wird im Weiteren dargestellt, wie sich das Verhältnis von Maximalkraft ($F_{Max}MW$) und Maximalkraftdifferenz ($F_{Max}D$) verhält.

In Teilen der Ergebnisdarstellung konnte gezeigt werden, dass die Maximalkraftdifferenz von dem Niveau der isometrischen Maximalkraft abhängt. Mit einer steigenden Maximalkraftleistung nimmt auch die Differenz der Maximalkraft zwischen der linken und rechten oberen Extremität zu (siehe Kapitel 6.1.2 und 6.1.3).

Mit der Einbeziehung der prozentualen Maximalkraftdifferenz soll der Nachweis geführt werden, dass das Verhältnis der Kraftunterschiede zum Maximalkraftniveau, im Gegensatz zu den absoluten Werten, gleich bleibt.

Um die prozentuale Maximalkraftdifferenz zu bestimmen, wurde eine Verhältnisgleichung aufgestellt. Dabei wird der Maximalkraftmittelwert ins Verhältnis zum Absolutbetrag der Maximalkraftdifferenz aus der linksseitigen und rechtsseitigen Maximalkraft gesetzt.

$$\text{Berechnungsformel: } \%F_{Max}D = \left| \frac{(F_{Max}L - F_{Max}R) \cdot 100\%}{F_{Max}MW} \right| \quad (1)$$

Entgegen den beschriebenen Ergebnissen der absoluten Beträge der Maximalkraftdifferenz zeigt sich beim prozentualen Verhältnis der Maximalkraftdifferenz kein zeitlicher Einfluss auf die Veränderung der Variablen ($F(2, 20; 0.05) = ,005; p = .956$) sowie in der Interaktion von Zeit und Geschlecht ($F(2, 20; 0.05) = ,025; p = .775$).

Die relative Konstanz des prozentualen Verhältnisses der Maximalkraftdifferenz über die Messzeitpunkte hinweg ist in Abbildung 67 für die Mädchen und in Abbildung 68 für die Jungen erkennbar. Anhand dieser Ergebnisse kann sowohl für die Mädchen als auch für Jungen auf eine relative zeitliche Stabilität der Unterschiede der prozentualen Maximalkraftdifferenz von rechtem und linkem Arm geschlossen werden.

Des Weiteren ist es ein deutliches Indiz für den hohen Einfluss der Maximalkraft auf die Höhe der Maximalkraftdifferenz zwischen beiden oberen Extremitäten. Mit zunehmender Maximalkraft erhöht sich auch die Leistungsdifferenz zwischen beiden oberen Extremitäten. Dieser Sachverhalt könnte darauf hindeuten, dass es ab einer

bestimmten Maximalkraftleistung nicht mehr hilfreich ist die Maximalkraft an sich weiter zu steigern, sondern eher Augenmerk auf die Verringerung der Kraftdifferenzen zu legen.

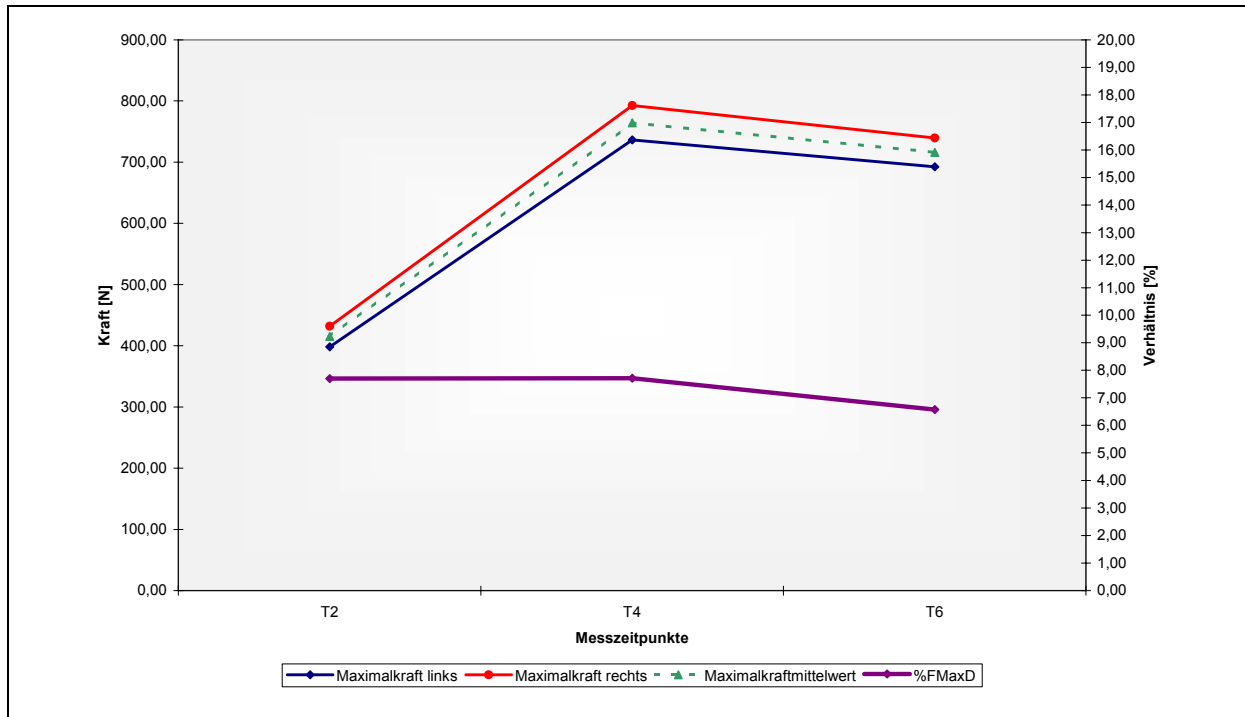


Abb. 67: Prozentuales Verhältnis und Verlauf der Maximalkräfte in der Längsschnittgruppe der Mädchen (n=10)

Auffällig beim Vergleich der Kraftverläufe bei der Mädchen und Jungen ist, dass die Mädchen in der Maximalkraftleistung zu T6 gegenüber T4 einen (wenn auch minimalen) Rückgang aufweisen. Bei den Jungen ist eine typische und gewünschte stetige Entwicklung der Maximalkraftleistung nachweisbar (siehe Abbildung 68).

Beachtet werden sollte, dass nicht prozentuale Kraftanteile den Vortrieb determinieren, sondern Impulse ($F \cdot t$) und damit die realen Kraftverhältnisse ausschlaggebend sind.

Der Leistungsabfall der Maximalkraft bei den Mädchen vom Zeitpunkt T4 zu T6 könnte ein psychosozialer Effekt sein, der besonders für eine Einschränkung des Krafttrainings der oberen Extremitätenmuskulatur bei Mädchen und jungen Frauen verantwortlich sein kann (BAUR, BÖS & SINGER, 1994). Zum anderen kann der Messzeitpunkt für mehr Mädchen in der Lutealphase⁵⁸ gelegen haben, in der die vorherr-

⁵⁸ „...Gelbkörperphase; die vom Progesteron beherrschte zweite Phase des Menstruationszyklus nach der Ovulation, die – außer bei Konzeption – ziemlich konstant nach 14 (± 2) Tagen mit der nächsten Zyklusblutung endet...“ (DIERKES et al., 2000, S. 452).

schende Hormonsituation katabol wirken kann (vgl. BAUR, BÖS & SINGER, 1994, S. 134).

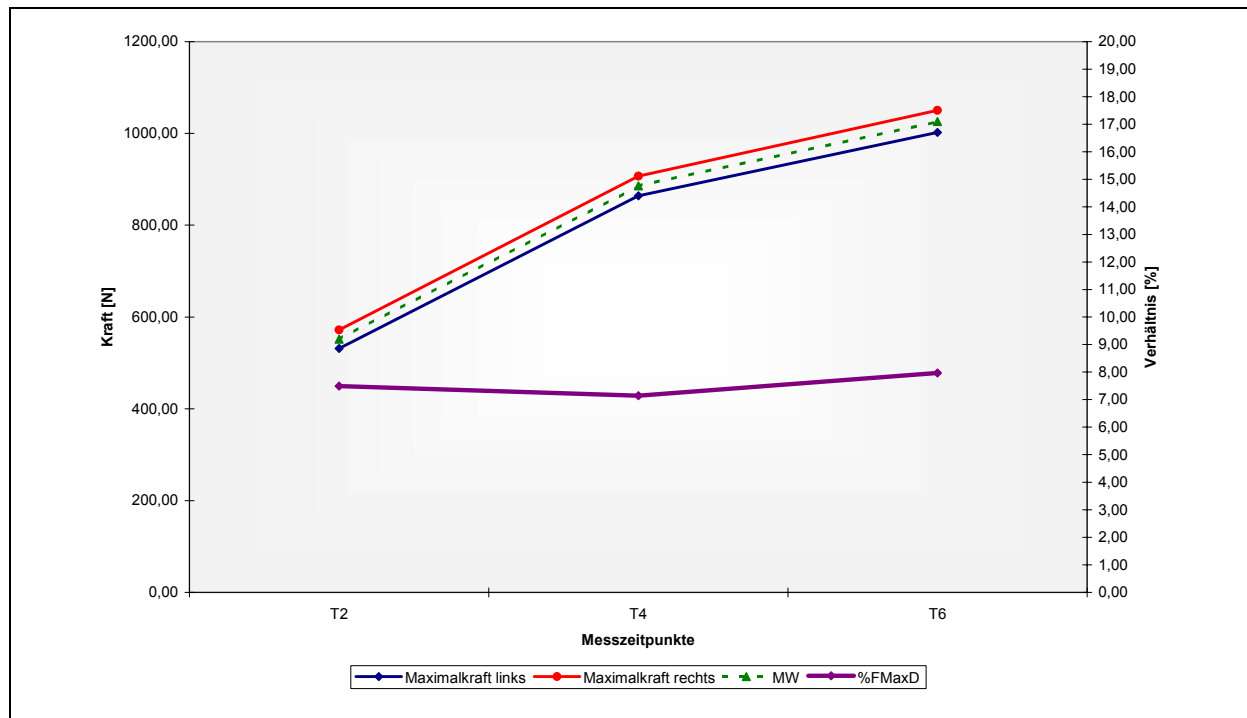


Abb. 68: Prozentuales Verhältnis und Verlauf der Maximalkräfte in der Längsschnittgruppe der Jungen (n=13)

6.2 Ergebnisse zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen bei Kanurennsportlern

Im ersten Abschnitt der Ergebnisdarstellung (Kapitel 6.1) wurden die Rechts- und Linksseitigkeit und deren Bedeutung für die Diagnostik der Leistungsfähigkeit beschrieben. Im Folgenden soll es um die Auswirkungen dieser „Rechts–Links–Problematik“ gehen. Es sollen die möglichen Einflüsse unterschiedlich „stark“ ausgebildeter Extremitäten auf die spezifische Leistungsfähigkeit erläutert werden.

Angemerkt werden muss, dass die optimale Umsetzung der Kraftparameter durch jeden Sportler im Wasser im hohen Maße von seiner sportlichen Technik und dem Niveau seiner koordinativen Fähigkeiten abhängt. Beide Einflussgrößen können in dieser Untersuchung nicht geprüft werden. Bei der Interpretation der Ergebnisse wird aber deren Einfluss berücksichtigt.

6.2.1 Maximalkraftunterschiede zwischen der linken und rechten Seite und deren Einfluss auf die spezifische Leistungsfähigkeit

Nach vorherrschender Meinung sollte gerade in zyklischen Sportarten eine homogene Kraftausbildung in beiden Extremitäten eine optimale Leistungsentfaltung bedingen. Bezogen auf den Kanurennsport könnten bei einer gleichseitigen Kraftübertragung vom Rumpf über die obere Extremität ins Wasser relativ identische Vortriebsimpulse erzeugt werden, ohne Lenk- oder Steuerkorrekturen vornehmen zu müssen. Wenn sich diese Annahme in den Ergebnissen bestätigen sollte, so müsste sich ein Zusammenhang des Absolutbetrages der Maximalkraftdifferenz mit den Leistungsparametern (siehe Abbildung 28, S. 85) zeigen und ebenfalls ein Zusammenhang der Maximalkraftdifferenz mit Leistungskennziffern nachweisbar sein.

Im ersten Schritt wurde geprüft, ob bei den Jungen der Längsschnittgruppe Beziehungen zwischen der absoluten Maximalkraftdifferenz und den erhobenen Leistungsdaten am Kraftmessplatz, in der »Kanu–Gegenstromanlage« und im »Freiwasser« nachweisbar sind.

Zum Untersuchungszeitpunkt T2 ergeben sich bei parametrischer Korrelation nach PEARSON zwei Zusammenhänge. Zum einen gibt es einen positiven Zusammenhang von Schnellkraftleistungen ($F_{S\text{MW}}$) und dem Absolutbetrag der Maximalkraftdifferenz ($|F_{\text{MaxD}}|$). So wurde ein Korrelationskoeffizient für die Beziehung von Schnellkraftmittelwert und absoluten Maximalkraftdifferenz mit $r=.676$, $p<.05$ ermittelt, was bedeutet, dass eine hohe Maximalkraftdifferenz mit einer hohen Schnellkraftleistung einhergeht. Der zweite Zusammenhang weist eine marginale Signifikanz⁵⁹ auf, tendiert jedoch in die Richtung der Beziehung von Maximalkraftdifferenz und Schnellkraftleistung. Dabei handelt es sich um die Beziehung von absoluter Maximalkraftdifferenz ($|F_{\text{MaxD}}|$) und der höchsten gefahrenen Geschwindigkeitsstufe (v_{Boot}) in der »Kanu–Gegenstromanlage« ($r=.863$, $p=.06$).

Zu T4 existiert ein tendenziell marginaler Zusammenhang von Maximalkraftdifferenz und dem Schnellkraftmittelwert ($r=.485$, $p=.093$). Die tendenziell positive Richtung der Beziehung aus T2 wird beibehalten und spricht gegen die vorangestellte Annahme.

⁵⁹ Bei solchen geringen Stichprobengrößen sind auch marginale Effekte durchaus interpretierbar.

Zum Messzeitpunkt T6 sind bei den Jungen keine Beziehungen der Maximalkraftdifferenz mit allgemeinen Kraftdaten und sportartspezifischen Leistungsdaten nachweisbar.

Interessant ist die Feststellung, dass die Unterschiede zwischen den erbrachten Leistungen der rechten und linken oberen Extremität nur bedeutsame Ergebnisse bei den Maximalkraftleistungen der linken und rechten Seite zu T2, T4 und T6 ergaben, nicht jedoch in der Schnellkraftleistung (vgl. Tabelle 31). Hängt doch die Schnellkraftleistung im gewissen Maße vom Maximalkraftniveau ab (vgl. HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001).

Tab. 31: Unterschiede zwischen den Maximalkraftleistungen rechts und links zu T2, T4 und T6 bei den Jungen der Längsschnittgruppe (n=13)

Zeitpunkt	Paare	T	df	Signifikanzniveau (2-seitig)
T2	Maximalkraft links Maximalkraft rechts	-3,713	12	.003 (**)
T4	Maximalkraft links Maximalkraft rechts	-2,435	12	.031 (*)
T6	Maximalkraft links Maximalkraft rechts	-2,208	12	.047 (*)

Bei den Mädchen aus der Längsschnittgruppe sind nur zu T2 und T4 Zusammenhänge zwischen der Maximalkraftdifferenz und dem Maximalkraftmittelwert erkennbar. Die Beziehungen sind zu beiden Zeitpunkten statistisch bedeutsam. Zu T2 hängen die Maximalkraftdifferenz und die Maximalkraftleistung mit $r=.742$, $p<.05$ etwas stärker zusammen als in T4 mit $r=.651$, $p<.05$. Zum Messzeitpunkt T6 ist kein Zusammenhang zwischen beiden Variablen festzustellen.

Bei den Mädchen sind die gleichen Unterschiedsmerkmale zu beschreiben wie bei den Jungen, abgesehen von der Höhe der Unterschiede (vgl. Tabelle 32).

Verfolgt man die Unterscheidung der Maximalkraftdifferenz weiter und generiert zwei Gruppen von Sportlern mit jeweils einer geringen und einer hohen Maximalkraftdifferenz, müsste der Annahme zufolge die Gruppe der Sportler mit den geringen Differenzen zwischen links und rechts höhere Leistungen erbringen als die Gruppe der Sportlern mit einer hohen Differenz.

Tab. 32: Unterschiede zwischen den Maximalkraftleistungen rechts und links zu T2, T4 und T6 bei den Mädchen der Längsschnittgruppe (n=10)

Zeitpunkt	Paare	T	df	Signifikanzniveau (2-seitig)
T2	Maximalkraft links Maximalkraft rechts	-4,224	9	.002 (**)
T4	Maximalkraft links Maximalkraft rechts	-3,372	9	.008 (**)
T6	Maximalkraft links Maximalkraft rechts	-3,842	9	.004 (**)

Zum Untersuchungszeitpunkt T2 sind die Unterschiede bei den Jungen nur zufällig (die geringe Stichprobengröße ist zu beachten), zeigen aber in den Mittelwerten die Tendenz, dass die Sportler mit einer hohen Differenz bessere Leistungen erzielen (vgl. Abbildung 69).

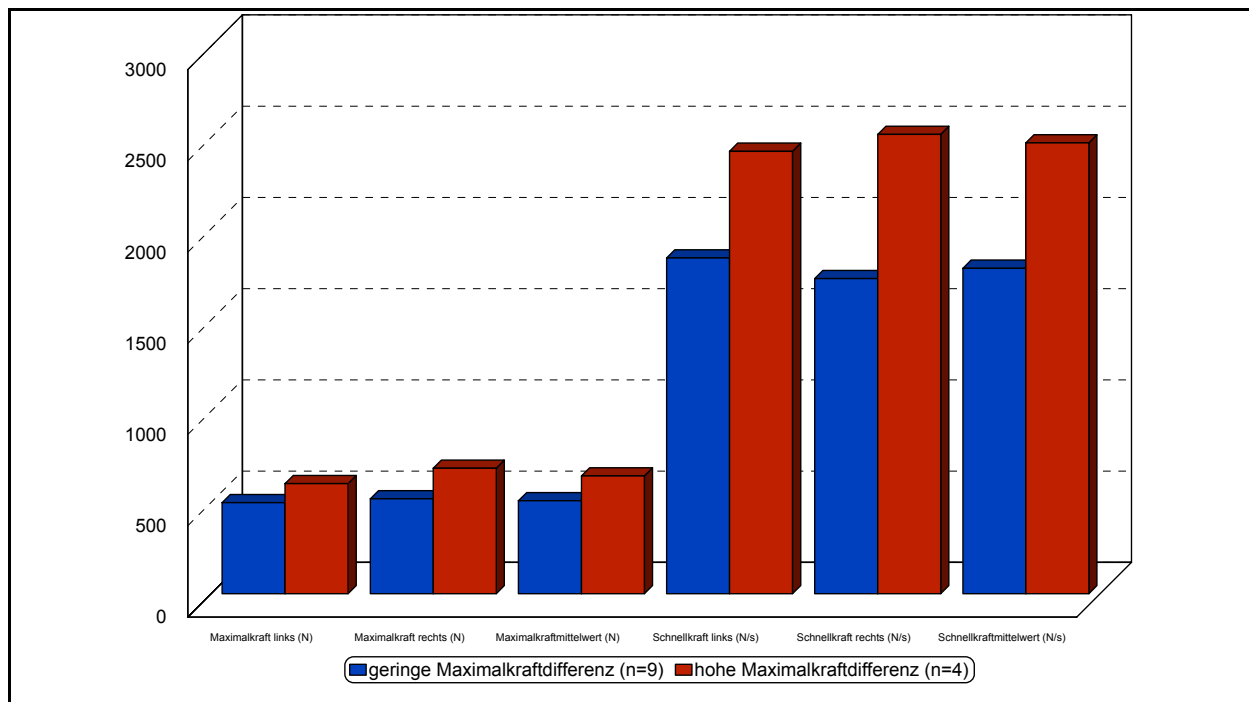


Abb. 69: Leistungsvergleich von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T2 (n=13)

Zu T4 verschiebt sich das Bild bei den Jungen nicht wesentlich. Die tendenziellen Unterschiede in den Mittelwerten zu T4 manifestieren sich weiter (Abbildung 70). Auffällig ist, dass ein Sportler von T2 zu T4 eine Maximalkraftdifferenzerhöhung erfährt.

Eine noch deutlichere Verschiebung der Maximalkraftdifferenz der Gruppenmitglieder von einer geringen zu einer hohen Maximalkraftdifferenz ist in T6 zu beschreiben.

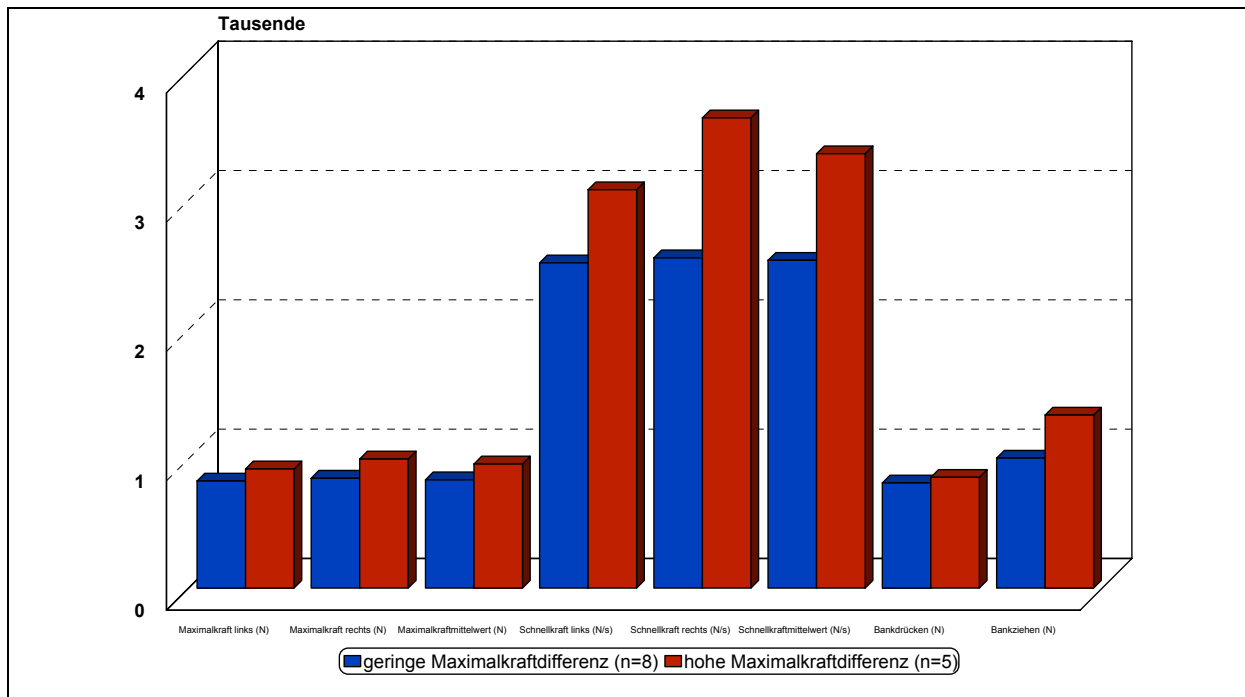


Abb. 70: Leistungsvergleich von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T4

Aber nicht nur in den Kraftparametern treten tendenzielle Unterschiede auf, auch in den spezifischen Bootsleistungen erzielen die Sportler mit der höheren Differenz tendenziell bessere Leistungen.

In der Tabelle 33 werden die Ergebnisse der Schlagfrequenz und der höchsten gefahrenen Geschwindigkeitsstufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« ausgewiesen.

Tab. 33: Schlagfrequenz und Geschwindigkeitsstufen von männlichen Athleten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T2

Parameter	Maximalkraftdifferenz	Mittelwert	s
Schlagfrequenz	gering	84,33 min ⁻¹	7,51
	hoch	85,50 min ⁻¹	3,54
Höchste Geschwindigkeitsstufe im Kanal	gering	3,83 m·s ⁻¹	,12
	hoch	4,00 m·s ⁻¹	,14

Dieser Trend wird auch zu T4 in den Bootsleistungen im »Freiwasser« fortgesetzt. Die Sportler mit einer hohen Differenz der Maximalkraftleistung zwischen linker und rechter oberer Extremität erzielen über 250 m und 2.000 m bessere Zeiten als die Sportler mit einer geringen Maximalkraftdifferenz zwischen links und rechts ohne,

dass die Unterschiede statistisch signifikant werden ($t_{250\text{ m}}: t(11)=1,281; p=.226; t_{2.000\text{ m}}: t(11)=1,724; p=.113$).

Es könnte in der Argumentation davon ausgegangen werden, dass nicht die Maximalkraftdifferenz per se, sondern vielmehr eine indirekte Auswirkung dieser über das Maximalkraftniveau ($F_{\text{Max}}\text{MW}$) auf die spezifische Leistung hat. Somit zieht eine hohe Maximalkraft offenbar eine relativ hohe Differenz zwischen linker und rechter oberer Extremität nach sich. Weiterhin scheint es durch trainingsbedingte Einflüsse zu einer größeren Potentialentwicklung der bevorzugten Seite zu kommen. Anders können die Veränderungen von T2 nach T6 mit einer Zunahme der Maximalkraftdifferenz nicht erklärt werden. Bezogen auf die Seitigkeit könnte der sogenannte »*Matthäus-Effekt*⁶⁰« (HELLER, 2002, S. 59) als Erklärung hinzugezogen werden, der davon ausgeht, dass die bereits stärkere Seite mehr von den Trainingsreizen profitiert als die schwächere Seite bei gleichen Trainingsreizen.

Auch wenn zu T6 die Unterschiede zwischen den Gruppen mit einer geringen und einer hohen Maximalkraftdifferenz nicht statistisch gesichert werden können, setzt sich der zuvor beschriebene Trend in Bezug auf die Maximalkraftleistungen fort.

Entgegen den vorigen zwei Zeitpunkten ist bei einigen Parametern eine Leistungs-umkehr zu verzeichnen. Die Gruppe der Sportler mit einer geringen Maximalkraftdifferenz erzielen höhere Schnellkraftparameter (siehe Abbildung 71).

Gründe für diese Leistungsverschiebung sind möglicherweise in Bewegungstestausführungen, motivationalen Einstellungen und Erholungs-/Belastungsprozessen vor der Untersuchung zu suchen. Letztendlich liegen die Unterschiede in den Schnellkraftparametern zufällig vor und fügen sich in die bisherige Ergebnisinterpretation ein. Während bei den Jungen die Ergebnisse nur tendenziell zu erklären sind, gibt es bei den Mädchen einige Unterschiede zwischen den Athletinnen mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz, die bedeutsam sind.

⁶⁰ „...in Anlehnung ... an eine Stelle im Matthäusevangelium („Wer hat, dem wird noch mehr gegeben“) ...“ (HELLER, 2002, S. 59).

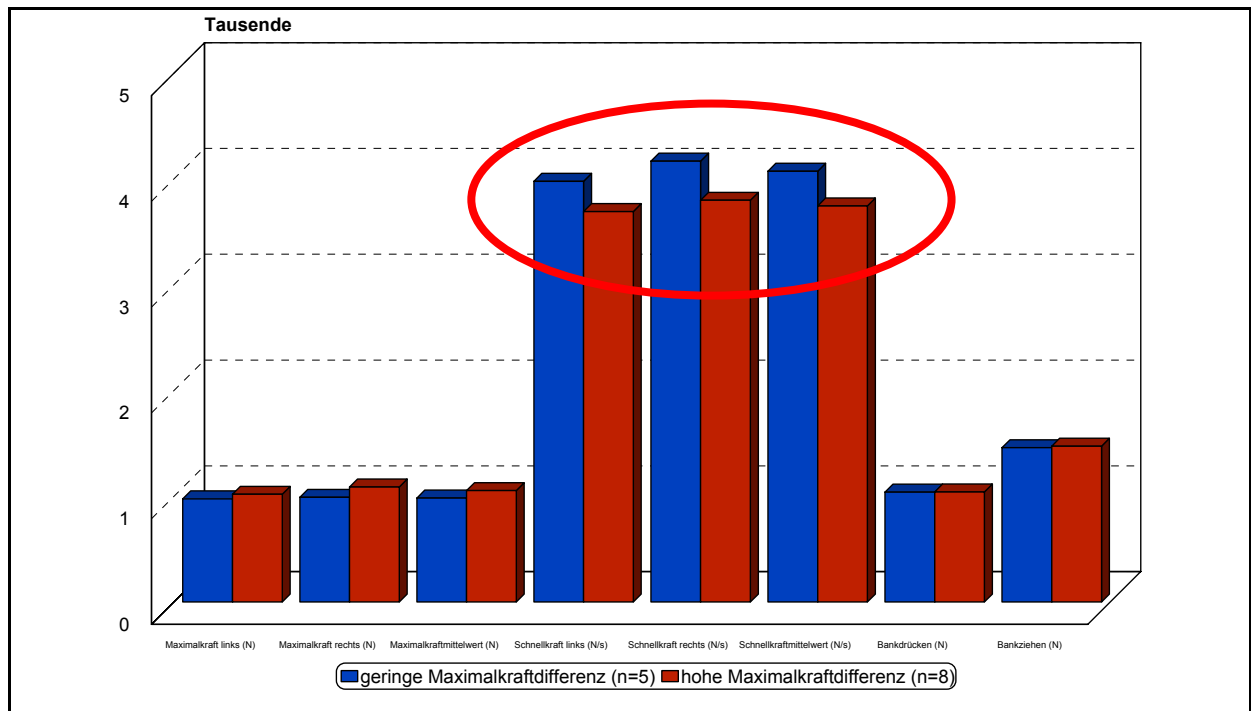


Abb. 71: Leistungsvergleich von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6

Die Unterschiede zu T2 in den Maximalkraftleistungen rechts ($t(8)=-3,046$, $p<.05$), der Maximalkraftmittelwert ($t(8)=-2,605$, $p<.05$) und die Schnellkraftleistung links ($t(8)=-2,123$, $p<.05$) sind signifikant. Die Mädchen mit einer höheren Maximalkraftdifferenz verfügen also über eine größere Leistungsfähigkeit in den Kraftparametern als die Mädchen mit einer geringen Differenz.

Die Unterschiede in den Maximalkraftleistungen links ($t(8)=-2,124$, $p=.066$) und im Schnellkraftmittelwert ($t(8)=-2,123$, $p=.067$) sind immerhin marginal signifikant und können in die gleiche Richtung interpretiert werden. Die Vergleiche zur höchsten gefahrenen Geschwindigkeitsstufe im Kanal und die Schlagfrequenz werden auf Grund der zu geringen Probandenzahl ($n=3$) nicht angeführt.

Die anfänglich deutlichen Unterschiede bei den Mädchen gleichen sich über die Zeit hin an. Schon zu T4 werden nur noch Unterschiede bezüglich der Maximalkraft links, Maximalkraft rechts und Maximalkraftmittelwert marginal signifikant (siehe Abbildung 72). Alle anderen Leistungsunterschiede sind zufällig. Die Tendenz, die bereits bei den Jungen beschrieben wurde, setzt sich bei den Mädchen fort, nämlich dass die Sportlerinnen mit einer hohen Maximalkraftdifferenz auch die Leistungsstärkeren sind.

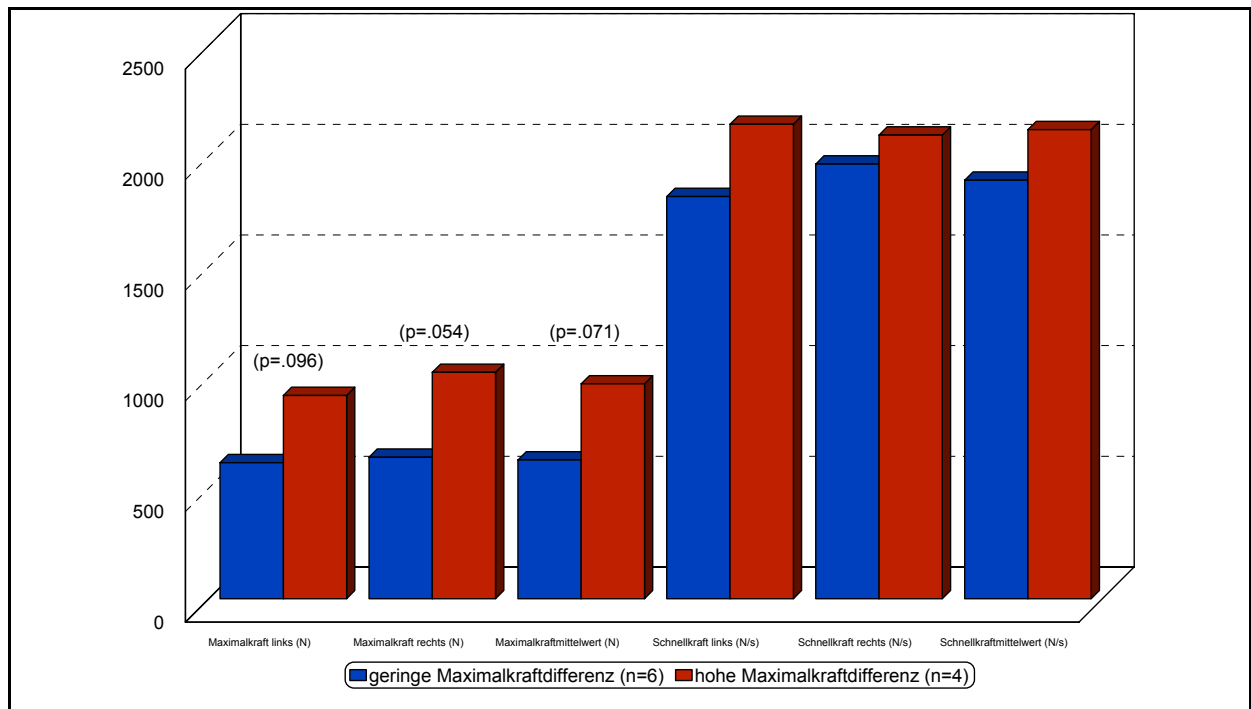


Abb. 72: Leistungsvergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T4

Zu T6 können nur noch tendenzielle Unterschiede beschrieben werden. Lediglich die Freiwasserfahrzeit über 2.000 m unterscheidet sich in den beiden Gruppen deutlich ($t(8)=3,004$, $p<.05$) zugunsten der Sportlerinnen mit den höheren Maximalkraftdifferenzen.

Hervorzuheben ist, dass die Leistungen im Bankdrücken und Bankziehen von den Mädchen der Gruppe mit einer geringen Maximalkraftdifferenz im Mittel über denen der Mädchen mit einer hohen Differenz liegen. Diese Parameter fallen aus dem bisher zu verzeichnenden Bild heraus. Bei den Bootsleistungen liegen die Leistungsvorteile wieder bei den Mädchen mit einer höheren Maximalkraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität.

Da die Leistungen im Bankdrücken und Bankziehen lediglich bei den Mädchen zum Zeitpunkt T6 aus dem Rahmen fallen, können auch untersuchungstechnische Einflüsse und bereits absolvierte Belastungen an diesem Tag eine Rolle spielen.

Eine umfassende Erklärung dieser Ergebnisse ist nicht zufriedenstellend möglich.

Bei der Ergebnisauswertung vorangegangener Analysen wurden die Gruppen der Jungen und Mädchen nach der Höhe ihrer Maximalkraftdifferenz zwischen linker und rechter oberer Extremität eingeteilt. In einem weiteren Schritt wird die sportartspezifische Leistungsfähigkeit als gruppenbildendes Kriterium herangezogen. Die Grundlage dafür bilden die erreichten Zeiten über 250 m im Freiwasser in den Altersklassen

zu allen Untersuchungszeitpunkten. Die Einteilung erfolgt nach der Berechnung der mittleren Fahrzeiten zuzüglich (schnelle Zeiten) bzw. abzüglich einer Standardabweichung (langsame Zeiten).

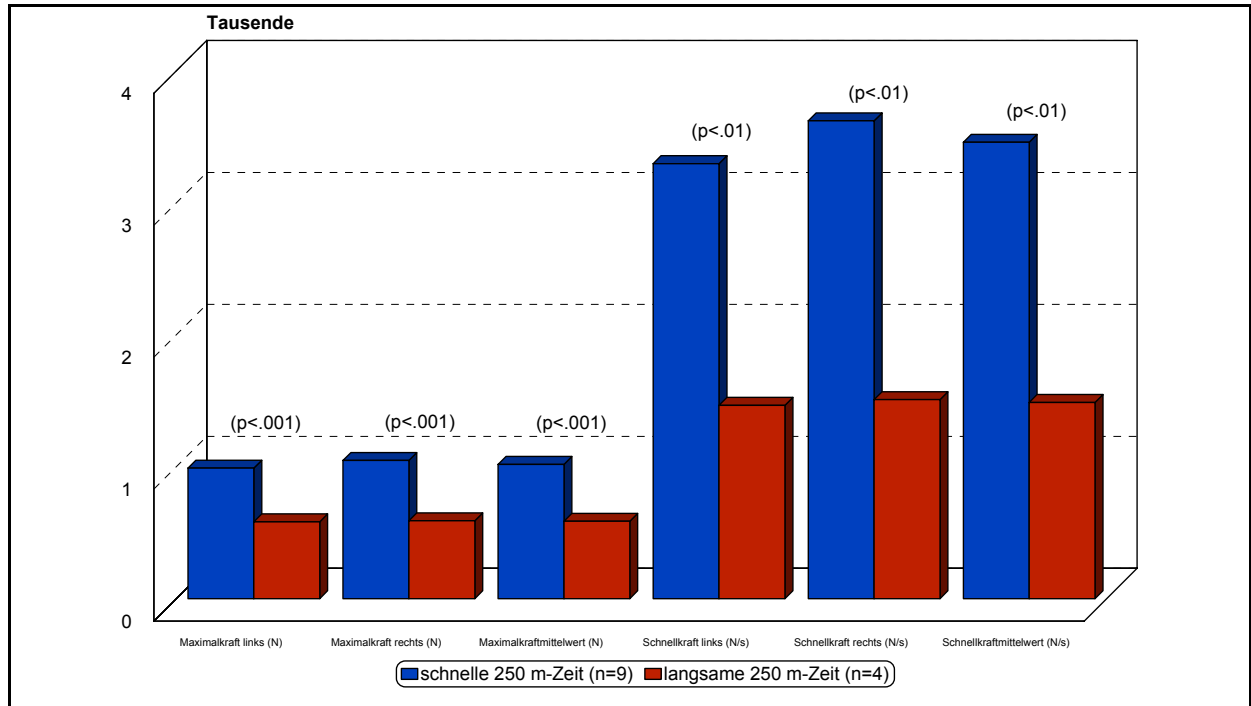


Abb. 73: Leistungsvergleich von Jungen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4

Zu T2 können keine Ergebnisse vorgestellt werden, da auf Grund der Witterungsbedingungen (Dauerfrost) keine Freiwasserfahrten möglich waren. Zu T4 können bei den Jungen recht deutliche Leistungsunterschiede in den erhobenen Parametern beschrieben werden. In den Abbildungen 73 und 74 sind die mittleren Leistungen und die Signifikanzniveaus dargestellt (F_{MaxL} : $t(11)=5,112$; $p < .001$; F_{MaxR} : $t(11)=7,660$; $p < .001$; F_{MaxMW} : $t(11)=6,376$; $p < .001$; F_{SL} : $t(11)=4,168$; $p < .01$; F_{SR} : $t(11)=3,400$; $p < .01$; Bankdrücken: $t(11)=3,550$; $p < .01$; Bankziehen: $t(11)=4,398$; $p < .01$; $t_{250 \text{ m}}$: $t(11)=-5,967$; $p < .001$; $t_{2.000 \text{ m}}$: $t(11)=-4,530$; $p < .01$; $\text{abs}F_{\text{MaxD}}$: $t(11)=2,205$; $p = .050$). Sportler mit einer besseren 250 m-Zeit verfügen demnach über ein höheres Kraftpotential als Sportler mit einer langsameren Zeit. Damit wird verdeutlicht, wie stark sich die Leistungsdetermination der Kraftparameter, insbesondere der Maximalkraft, auf die spezifische Bootsleistung auswirkt.

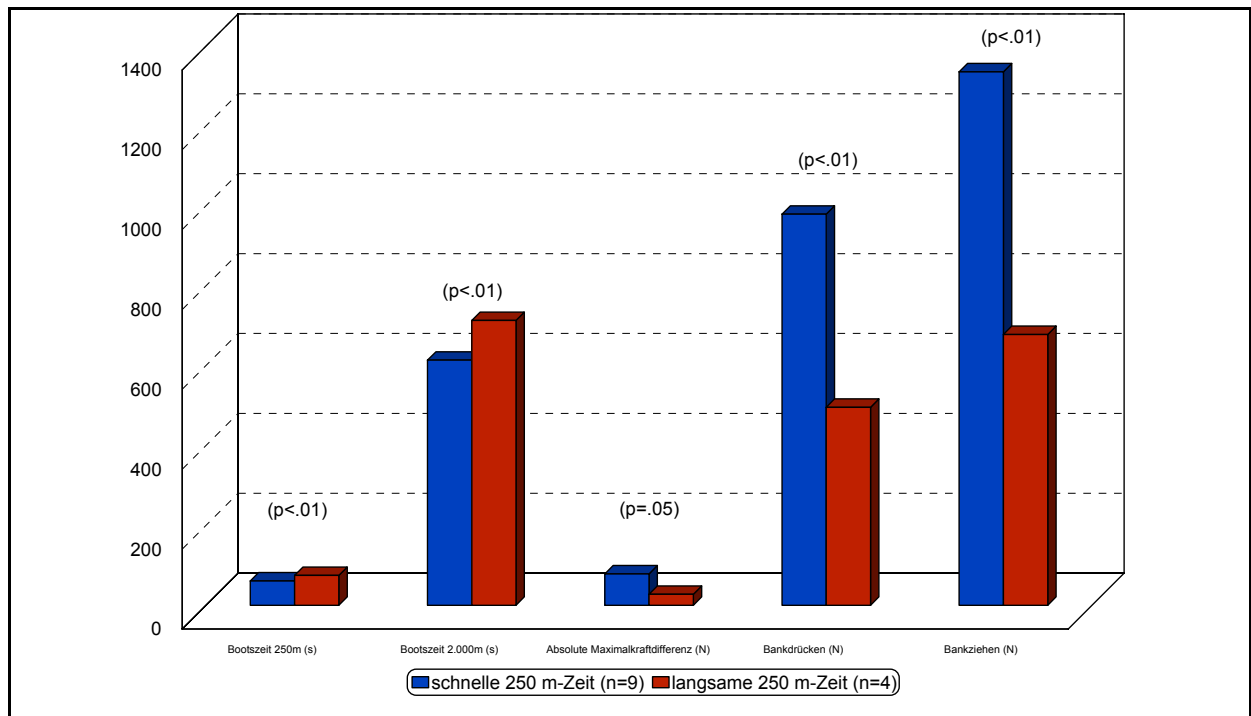


Abb. 74: Leistungsvergleich der Bootsleistungen und Maximalkraftdifferenz von Jungen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4

Bei den Mädchen sind ähnlich deutliche Effekte wie bei den Jungen zu T4 nachweisbar. Die Effekte sind zwar zum Teil weniger stark als bei den Jungen, bestätigen aber den Sachverhalt. Nur marginal signifikante Unterschiede bestehen in den Maximalkraftleistungen links ($t(8)=2,266$, $p=.053$) und zufällige Unterschiede bestehen in der Maximalkraftdifferenz ($t(8)=1,535$, $p=.163$). Die Signifikanzniveaus der anderen Parameter sind in der Abbildung 75 und 76 beschrieben. Dabei ist auffällig, dass die Leistungen im Bankdrücken zu Gunsten der Gruppe der Mädchen mit einer langsameren Fahrzeit über 250 m ausfallen. Der Effekt zwischen den beiden Gruppen ist jedoch nur zufällig (siehe Abbildung 76).

Im Verlaufe eines Trainingsjahres gleichen sich die zu T4 bestehenden Unterschiede bei den Mädchen an. Die Effekte sind damit zu T6 nur noch zufällig.

Die Ergebnisse und Effekte⁶¹ der Mädchen zu T6 zeigen, dass auch hier die Leistung im Bankdrücken bei den Mädchen mit einer schlechteren Fahrzeit besser als bei den Mädchen mit einer schnellen 250 m-Zeit ist.

⁶¹ Der Vollständigkeit halber sind die Grafiken zu den beschriebenen Effekten im Anhang aufgeführt (vgl. Abbildung A1 bis A7).

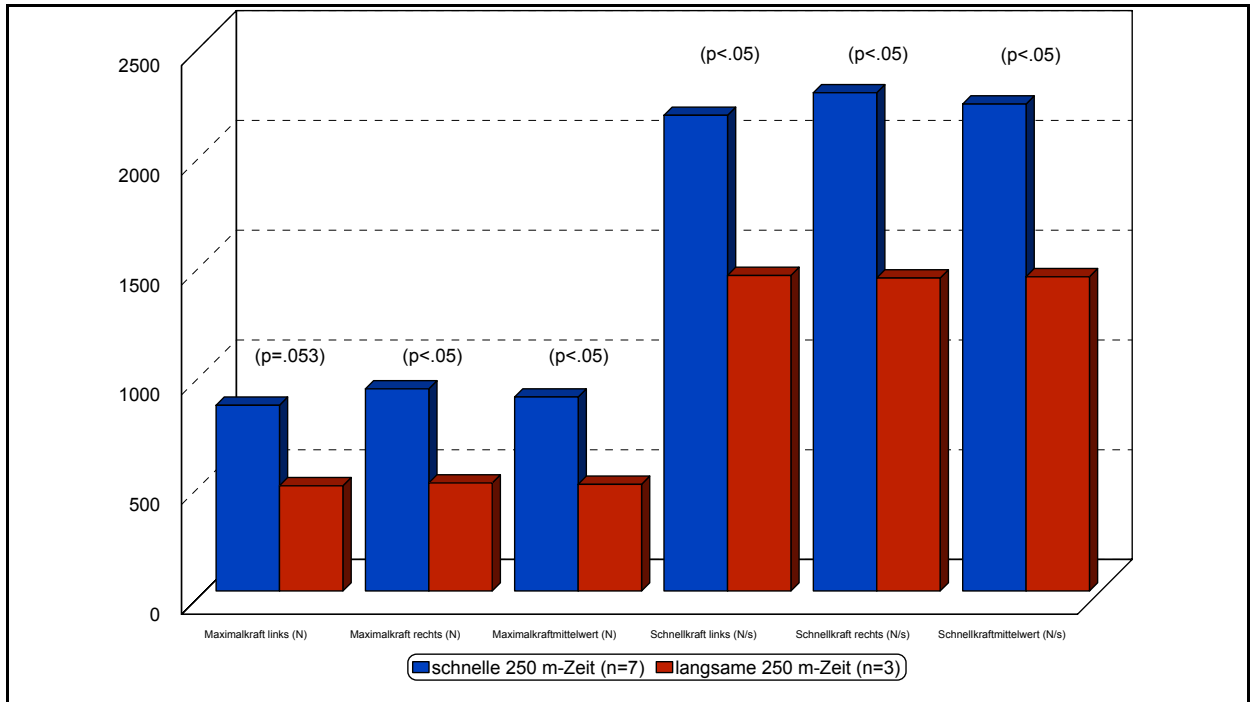


Abb. 75: Leistungsvergleich von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4

Die Jungen erzielen zu T6 Fahrzeiten über 250 m, die von ihrem Leistungsniveau der Gruppeneinteilung der schnelleren Fahrzeiten zuzuordnen sind. Eine Unterteilung in zwei Gruppen ist daher nicht möglich.

Die bisherigen Ergebnisse aus dem Längsschnitt lassen den Schluss zu, dass die Hypothese nicht bestätigt werden kann. SportlerInnen mit hohen Maximalkraftdifferenzen erbringen demnach die besseren sportartspezifischen Leistungen im Boot. Das zeigt sich sowohl für die Mädchen als auch für die Jungen der Längsschnittgruppe. Der Zusammenhang von Maximalkraftleistung und –differenz scheint sehr stark zu sein. Darüber hinaus determiniert das Maximalkraftniveau im hohen Maße die spezifischen Bootsleistungen im Kanurensport.

Bestätigung erfahren diese Ergebnisse weiter durch deutliche Zusammenhänge zwischen Maximalkraftdifferenz und Bootsleistungen aus den Querschnittsgruppen zu verschiedenen Zeitpunkten.

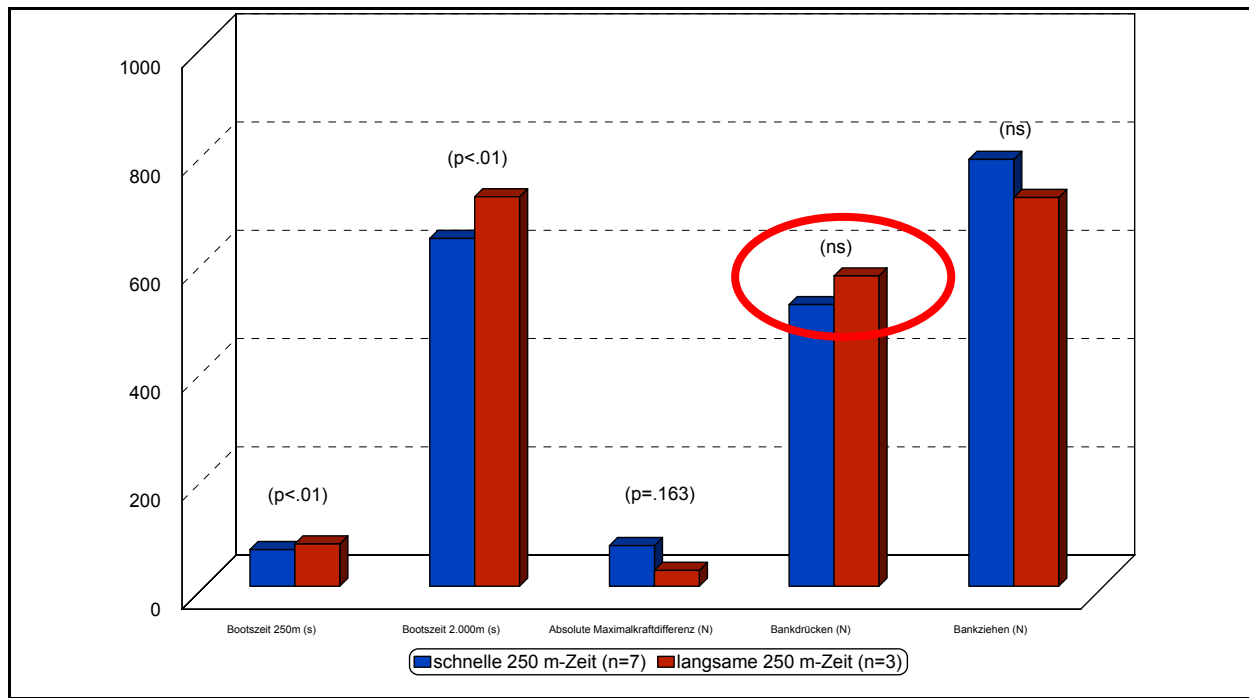


Abb. 76: Leistungsvergleich der Bootsleistungen und Maximalkraftdifferenz von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T4

Diese Zusammenhänge sind so zu interpretieren, dass eine hohe Maximalkraftdifferenz mit einer schnellen Bootszeit über 250 m und 2.000 m einhergeht. In Tabelle 34 sind die querschnittlich analysierten Ergebnisse der Mädchen dargestellt. Zu T1 und zu T4 werden die Zusammenhänge von Maximalkraftdifferenz und Fahrzeiten über 250 m und 2.000 m bei den Mädchen in den untersuchten Querschnittsgruppen statistisch signifikant. Zu den anderen Messzeitpunkten bleibt die Richtung des Zusammenhangs bestehen, ohne jedoch signifikant auszufallen. Eine Ausnahme stellt T6 dar. Zu diesem Zeitpunkt ändert sich die Richtung des Zusammenhangs (vgl. Tabelle 34).

Tab. 34: Zusammenhang zwischen Maximalkraftdifferenzen und Bootszeiten bei den Mädchen (PEARSON-Korrelationskoeffizient)

Zeitpunkt	Strecken	N	r _{Pearson}	Sig.-niveau (2-s.)
T1	250 m	38	-.532	p < .01 (**)
	2.000 m	38	-.575	p < .001 (***)
T3	250 m	26	-.271	n.s.
	2.000 m	24	-.312	n.s.
T4	250 m	38	-.466	p < .01 (**)
	2.000 m	38	-.441	p < .01 (**)
T5	250 m	49	-.089	n.s.
	2.000 m	49	-.143	n.s.
T6	250 m	38	.152	n.s.
	2.000 m	38	.155	n.s.
T7	250 m	48	-.205	n.s.
	2.000 m	48	-.219	n.s.

Die Ergebnisse der Jungen entsprechen denen der Mädchen, wobei der negative Zusammenhang durchgängig vorhanden ist (vgl. Tabelle 35), was wiederum bedeutete, dass hohe Differenzen mit besseren Zeiten einhergehen.

Tab. 35: Zusammenhang zwischen Maximalkraftdifferenzen und Bootszeiten bei den Jungen (PEARSON–Korrelationskoeffizient)

Zeitpunkt	Strecken	N	r_{Pearson}	Sig.-niveau (2-s.)
T1	250 m	30	-.407	p<.05 (*)
	2.000 m	30	-.41	p<.05 (*)
T3	250 m	29	-.266	n.s.
	2.000 m	29	-.187	n.s.
T4	250 m	33	-.446	p<.01 (**)
	2.000 m	33	-.278	n.s.
T5	250 m	31	-.251	n.s.
	2.000 m	31	-.251	n.s.
T6	250 m	37	-.257	n.s.
	2.000 m	37	-.241	n.s.
T7	250 m	49	-.415	p<.01 (**)
	2.000 m	48	-.366	p<.01 (**)

Abweichende Stichprobengrößen zwischen den Strecken (Mädchen zu T3, Jungen zu T7) sind auf Nichtbeendigung der 2.000 m–Strecke (Bootskenterungen) von SportlerInnen zurückzuführen.

Der Vollständigkeit halber soll an dieser Stelle eine Darstellung zur Verteilung von AthletInnen hinsichtlich ihrer Maximalkraftdifferenz (F_{MaxD}) und ihrer Maximalkraftleistung (F_{MaxMW}) vorgenommen werden. Anhand von Kreuztabellen lassen sich die Zuordnungen recht gut verdeutlichen. Da die Bewertungsrichtlinien für die Mädchen und Jungen einheitlich sind und individuell bestimmt wurden, werden die Daten für die AthletInnen zu jedem Messzeitpunkt zusammengefasst vorgestellt.

Zum Zeitpunkt T1 (Tabelle 36) verfügen von 58 Probanden mit einer hohen Maximalkraft 48,3% ($n=28$) über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während 51,7% ($n=30$) eine hohe Maximalkraftleistung und gleichzeitig große Unterschiede zwischen links und rechts aufweisen. Unter 40 Probanden mit einem geringen Maximalkraftniveau sind 21 SportlerInnen (52,5%) mit geringer und 47,5% ($n=19$) mit einer großen Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität.

Bei der ausgewiesenen Vierfeldermatrix führt der Signifikanztest (χ^2 –Test, Exakter Test nach FISCHER) zu keinem bedeutenden Ergebnis. Die Verteilung ist damit eher zufällig.

Tab. 36: Vierfelderschema zur Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz (T1)

T1	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	51,7% (n=30)	48,3% (n=28)
Geringe Maximalkraft	47,5% (n=19)	52,5% (n=21)
T2	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	25,0% (n=1)	75,0% (n=3)
Geringe Maximalkraft	26,4% (n=29)	73,6% (n=81)
T3	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	40,0% (n=16)	60,0% (n=24)
Geringe Maximalkraft	30,4% (n=14)	69,6% (n=32)
T4	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	57,1% (n=24)	42,9% (n=18)
Geringe Maximalkraft	23,6% (n=13)	76,4% (n=42)
T5	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	58,6% (n=34)	41,4% (n=24)
Geringe Maximalkraft	40,0% (n=18)	60,0% (n=27)
T6	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	52,5% (n=31)	47,5% (n=28)
Geringe Maximalkraft	45,3% (n=24)	54,7% (n=29)
T7	Hohe Maximalkraftdifferenz	Geringe Maximalkraftdifferenz
Hohe Maximalkraft	46,8% (n=36)	53,2% (n=41)
Geringe Maximalkraft	27,1% (n=16)	72,9% (n=43)

Zum Zeitpunkt T2 (Tabelle 36) kann ein völlig anderes Verhältnisbild beschrieben werden. So verfügen drei Probanden (75,0%) mit einer hohen Maximalkraft über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während 25,0% (n=1) eine hohe Maximalkraftleistung und gleichzeitig große Kraftunterschiede zwischen links und rechts aufweisen. Von 110 Probanden mit einer geringen Maximalkraft haben 29 SportlerInnen (26,4%) eine hohe und 81 ProbandInnen (73,6%) eine geringe Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität. Das abweichende Bild kann durch die witterungsbedingten Trainingseinschnitt in den Wintermonaten bedingt sein. Ein Freiwassertraining war, wie bereits beschrieben, in dieser Zeit nicht möglich. Der exakte Test nach FISCHER (χ^2 -Test) wurde nicht signifikant.

Zum Messzeitpunkt T3 (Tabelle 36) nähern sich die Verhältnisse denen zu T1 wieder an. 60,0% der Probanden (n=24) mit einer hohen Maximalkraft verfügen über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während 40,0% (n=16) eine hohe Maximalkraftleistung und große Kraftunterschiede zwischen links und

rechts aufweisen. Von 46 Probanden mit einem geringen Maximalkraftniveau haben 69,6% eine geringe und 30,4% eine hohe Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität. Der χ^2 -Test (Exakt nach FISCHER) weist keine signifikanten Unterschiede in der Verteilung auf.

Bei Probanden mit einer geringen Maximalkraft zeigt sich, der in den Ergebnissen zuvor angedeutete Zusammenhang von Maximalkraft und Kraftdifferenz zwischen beiden oberen Extremitäten. Bei den Sportlern mit einem hohen Kraftniveau ist die Interpretation noch nicht eindeutig. Hier scheint die Verteilung in den ersten Untersuchungszeitpunkten gegen den angenommenen Trend zu laufen.

Zum Messzeitpunkt T4 (Tabelle 36) stabilisieren sich die beschriebenen Verhältnisse zu T1 und T3.

Zu T4 verfügen 42,9% der Probanden ($n=18$) mit einer hohen Maximalkraft über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während 57,1% ($n=24$) eine hohe Maximalkraftleistung und große Kraftunterschiede zwischen links und rechts aufweisen. Von 55 Probanden mit einer geringen Maximalkraft haben 76,4% eine geringe und 23,6% eine hohe Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität.

Der χ^2 -Test (Exakt nach FISCHER) wird mit $p<.01$ (exakte Signifikanz, 2-seitig) erstmals sehr signifikant. Damit kann an Hand der standardisierten Residuen (8 und -8) geschlussfolgert werden, dass alle vier Merkmale einen hohen Erklärungswert zur signifikanten Abweichung der beobachteten von den erwarteten Häufigkeiten beitragen. Demnach ist das Merkmal »hohe Maximalkraft« bei den SportlerInnen mit einer geringen Maximalkraftdifferenz signifikant verringert und bei den Sportlern mit einer hohen Maximalkraftdifferenz signifikant erhöht. Gleichlautend ist das Merkmal »geringe Maximalkraft« bei den SportlerInnen mit einer geringen Maximalkraftdifferenz signifikant erhöht und bei den SportlerInnen mit einer hohen Maximalkraft signifikant verringert. Somit hängen die Variablen »hohe Maximalkraft« und »hohe Maximalkraftdifferenz« sowie »geringe Maximalkraft« und »geringe Maximalkraftdifferenz« zusammen.

Zum Messzeitpunkt T5 (Tabelle 36) verfügen 41,4% der Probanden ($n=24$) mit einer hohen Maximalkraft über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während 58,6% ($n=34$) eine hohe Maximalkraftleistung und gleichzeitig große Unterschiede zwischen links und rechts aufweisen. Von 45 Probanden mit einer

geringen Maximalkraft besitzen 60,0% eine geringe und 40,0% eine hohe Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität.

Die prozentualen Verteilungen verfestigen sich weiter auf dem Niveau von T1, T3 und T4. Die exakte Signifikanz (2-seitig, χ^2 -Test (Exakt nach FISCHER)) ist nur marginal signifikant und erst die exakte 1-seitige Signifikanz wird bedeutsam ($p < .05$).

Auch zu T5 hängen die Variablen »hohe Maximalkraft« und »hohe Maximalkraftdifferenz« sowie »geringe Maximalkraft« und »geringe Maximalkraftdifferenz«, wie zu T4 beschrieben, zusammen.

Nicht wesentlich abweichend präsentiert sich das Bild zum sechsten Messzeitpunkt (Tabelle 36). Zu diesem Zeitpunkt verfügen 47,5% der Probanden ($n=28$) mit einer hohen Maximalkraft über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während 52,5% ($n=31$) eine hohe Maximalkraftleistung und gleichzeitig große Unterschiede zwischen links und rechts aufweisen. Von 53 Probanden mit einem geringen Maximalkraftniveau besitzen 54,7% eine geringe und 45,3% eine hohe Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität. Der χ^2 -Test (Exakt nach FISCHER) wird nicht signifikant.

Zum letzten Messzeitpunkt T7 (Tabelle 36) ändert sich das Verteilungsverhältnis. Zu T7 verfügen 53,2% der Probanden ($n=41$) mit einer hohen Maximalkraft über eine geringe Kraftdifferenz zwischen dem linken und rechten Arm, während nur 46,8% ($n=36$) eine hohe Maximalkraftleistung und gleichzeitig große Unterschiede zwischen links und rechts aufweisen. Von 59 Probanden mit einer geringen Maximalkraft besitzen 72,9% eine geringe und 27,1% eine hohe Kraftdifferenz zwischen der linken und rechten oberen Extremität. Der χ^2 -Test (Exakt nach FISCHER) wird mit $p < .05$ (Exakte Signifikanz, 2-seitig) signifikant. Der Zusammenhang von Merkmal »geringe Maximalkraft« mit »geringe Maximalkraftdifferenz« ist damit statistisch belegt.

So besitzen Probanden mit einer geringen Maximalkraft auch eine geringere Maximalkraftdifferenz. Aus dieser Sicht scheint wiederum die Abhängigkeit der Maximalkraftdifferenz vom Maximalkraftniveau als belegt.

Weiterhin kann festgehalten werden, dass bei einem Gruppenmittelwertvergleich zu T7 zwischen SportlerInnen mit einer geringen und hohen Maximalkraftdifferenz tendenzielle Unterschiede in den Leistungsparametern im Labor und unter Feldbedingungen bestehen (vgl. Tabelle A1 und A2 im Anhang I, S. 288). Vorteile sind den

SportlerInnen mit einer höheren Maximalkraftdifferenz zwischen beiden oberen Extremitäten zu bescheinigen.

Die Zusammenhänge in der Längsschnittgruppe zwischen Maximalkraft und der Maximalkraftdifferenz zwischen beiden Armen zeigt, dass die SportlerInnen mit einer hohen Maximalkraft relativ gleichverteilt (Schwankungen um die 50% in beiden Gruppen) geringe oder hohe Maximalkraftdifferenzen aufweisen. Bei den SportlerInnen mit einer geringen Maximalkraft kann eine Tendenz (ca. 70% der Sportler mit geringer Maximalkraft verfügen auch über eine geringe Maximalkraftdifferenz) zu geringen Maximalkraftdifferenzen nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis fügt sich in die ausgeführten Darstellungen ein.

6.2.2 Seitengleichheit der allgemeinen Krafftfähigkeiten und sportartspezifischen Kraftleistungen

In einer weiteren Fragestellung zur homogenen Kraftausprägung bei Kanurensportlern wird angenommen, dass sich Kraftpotentiale auf die Extremität ausrichten, die auch eine höhere Maximalkraftleistung realisiert. Also müssten bei einem Sportler, der rechtsseitig sein höchstes Maximalkraftniveau besitzt, alle anderen erhobenen Kraftparameter (Schnellkraft, Kraftmaximum, Kraftniveau und Kraftstoß) ebenfalls höhere Werte auf der rechten Seite aufweisen.

In der Längsschnittgruppe der Jungen ($n=13$) werden in der Maximalkraftleistung zum Messzeitpunkt T2 rechts höhere Leistungen erzielt als links. Als einziges Wertepaar unterscheiden sich Maximalkraft links und rechts signifikant ($t(12)=-3,713$; $p<.01$). Die Schnellkraftwerte zeigen einen rechtsseitigen Vorteil, ohne aber statistisch gesichert werden zu können. Die Tendenz, dass die Seite mit der höheren Maximalkraft auch die höhere Leistung erbringt, wird bestätigt (vgl. Abbildung 77).

Bei den übrigen Kraftparametern (Kraftmaximum, Kraftniveau und Kraftstoß in den Geschwindigkeitsstufen) muss ein differenziertes Leistungsverhalten der linken und rechten Extremität beschrieben werden. Es können keine einheitlichen Aussagen getroffen werden.

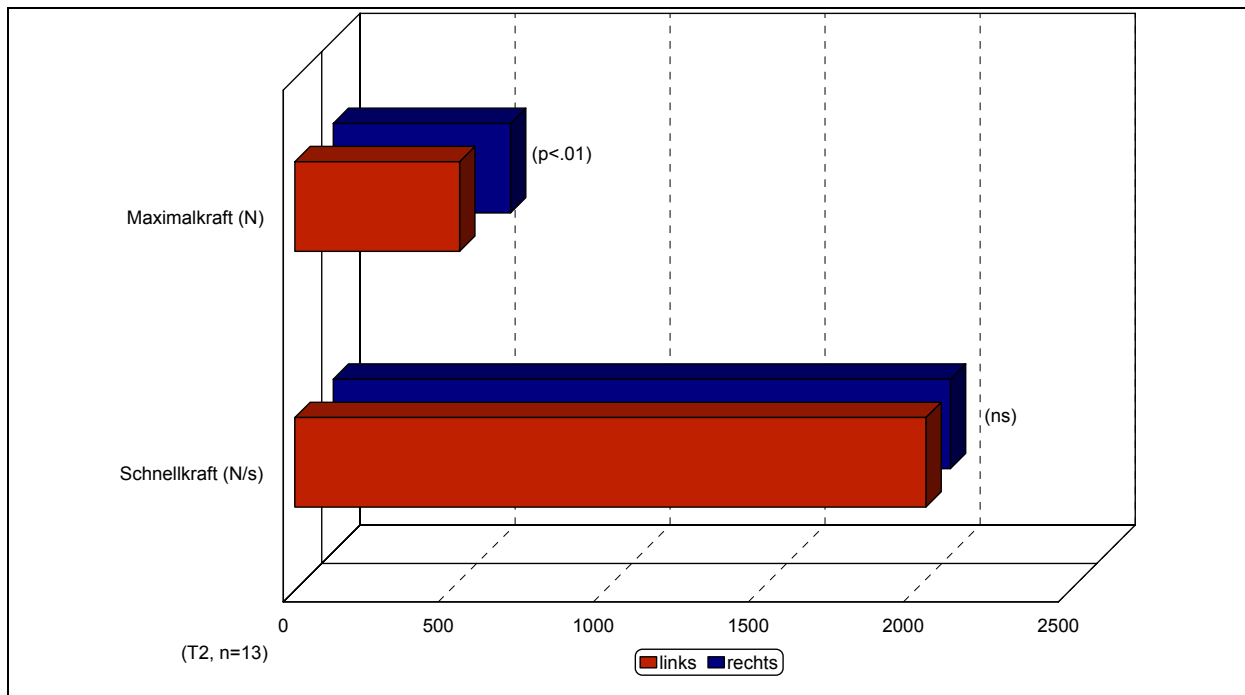


Abb. 77: Kraftleistungen bei den Jungen zu T2

Beim Kraftmaximum (F_M) innerhalb des Stufentestes im »Kanu-Gegenstromkanal« ist ein tendenzieller Vorteil der linken Seite nachweisbar.

Die Unterschiede sind statistisch nicht bedeutsam, zeigen aber eine Abweichung von der Annahme, dass die höheren Maximalkraftleistungen mit der rechten Seite bei den Jungen erbracht werden.

Das Kraftniveau (F_N) in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen alterniert in den Vorteilen zwischen linker und rechter oberer Extremität. Alle auftretenden Unterschiede sind zufällig und können nicht in das angenommene Bild eingepasst werden⁶².

Ähnlich zum Kraftmaximum zeigt sich der Kraftverlauf der Kraftstöße (F_{St}). Auch hier können höhere Kraftwerte der linken Seite gegenüber der rechten Extremität beschrieben werden. Lediglich in Stufe 3 zeigt sich ein Wechsel der Werte mit einem höheren Kraftstoßwert rechtsseitig.

Aus diesen ersten Befunden zu der Annahme der Seitengleichheit lässt sich diese Hypothese nicht bestätigend auf alle Kraftparameter übertragen. Vielmehr könnten technische Gegebenheiten (Strömungsverhalten des Wassers, Sitzposition im Boot, Griffhaltung des Paddels) oder Ausgleichsbewegungen mit dem Paddel während der

⁶² Im Anhang I sind die Abbildungen für die beschriebenen Verläufe der Kraftparameter angefügt (vgl. Abbildung A15 bis A26).

Durchzugsphase für eine Verschiebung der Seiten mit höheren Werten entscheidend sein. In der vorliegenden Untersuchung können diese Einflüsse nicht ausgeschlossen und beeinflusst werden.

Die Lage der höheren Kraftleistungen im Maximalkraft- und Schnellkraftbereich zu T6 gleicht bei den Jungen denen zu T2.

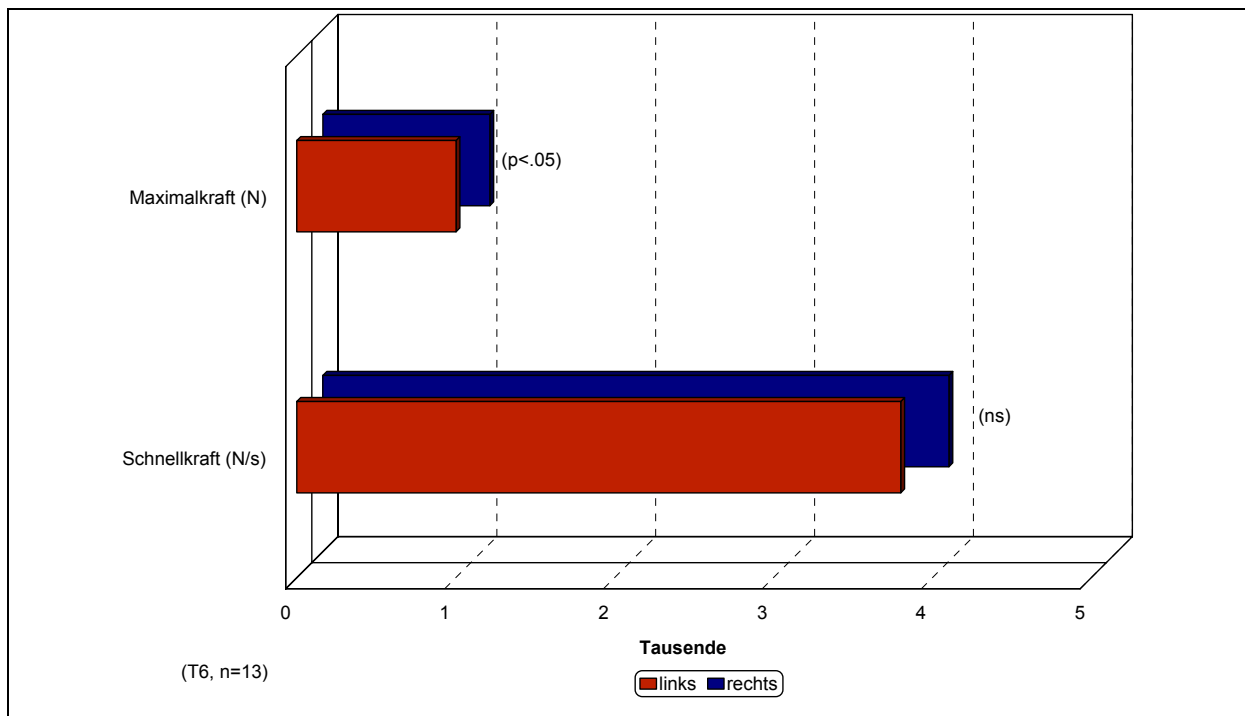


Abb. 78: Kraftleistungen bei den Jungen zu T6

Nur der Unterschied in den Maximalkraftleistungen links und rechts ist nicht mehr so stark ($t(12)=-2,208$; $p < .05$). Diese Tendenz setzt sich bei der Schnellkraft mit einer Seitengleichheit zur Maximalkraft inhaltlich fort (vgl. Abbildung 78).

Wie zu T2 beschrieben sind auch zu T6 die maximalen Kraftwerte der linken Seite gegenüber der rechten höher. Die bestehenden Kraftunterschiede sind zufällig, tendieren aber diametral zur Annahme. Die Verlaufsbilder gleichen den Darstellungen zu T2. Die Werte des Kraftniveaus und der Kraftstöße zeigen auch zu T6 keinen einheitlichen Verlauf. In den verschiedenen Stufen überwiegt einmal die linke, in einer anderen Stufe die rechte Seite in den Leistungsparametern. Das Verhalten scheint denen zu T2 bereits beschriebenen Einflüssen (technische Gegebenheiten (Strömungsverhalten des Wassers, Sitzposition im Boot, Griffhaltung des Paddels) oder Ausgleichsbewegungen mit dem Paddel während der Durchzugsphase) zu unterliegen, die möglicherweise ein Alternieren der höheren Kraftwerte bedingen. Die Unter-

schiede zwischen den Kraftniveaus und Kraftstößen sind sehr gering und statistisch zufällig.

Weiterhin ist erkennbar, dass mit zunehmender Geschwindigkeit (höhere Stufe) die Kraftparameter (Kraftmaximum, Kraftniveau) ansteigen. Die Werte der Kraftstöße bleiben relativ konstant und folgen nicht dem Anstiegstrend der anderen beiden Kraftwerte. Damit zeigen diese Daten einen andersartigen Verlauf im Vergleich zu T2. Zum Zeitpunkt T2 ist die Zunahme der Kraftstoßwerte mit steigender Geschwindigkeit nachzuvollziehen.

Auffällig ist eine Scheröffnung zwischen den Kraftstoßverläufen der linken und rechten oberen Extremität bei den Jungen zu T6. Linksseitig kommt es zu einem stärkeren Anstieg im Vergleich zur rechten Seite. Auch hier könnten äußere Bedingungen (technische Gegebenheiten (Strömungsverhalten des Wassers, Sitzposition im Boot, Griffhaltung des Paddels oder Ausgleichsbewegungen mit dem Paddel während der Durchzugsphase) Einfluss auf das beobachtete Verhalten ausüben. Bei den Mädchen der Längsschnittgruppe treten sehr signifikante Unterschiede in der Maximalkraftleistung zu T2 zwischen links und rechts, ebenso mit einem Vorteil für die rechte Seite auf.

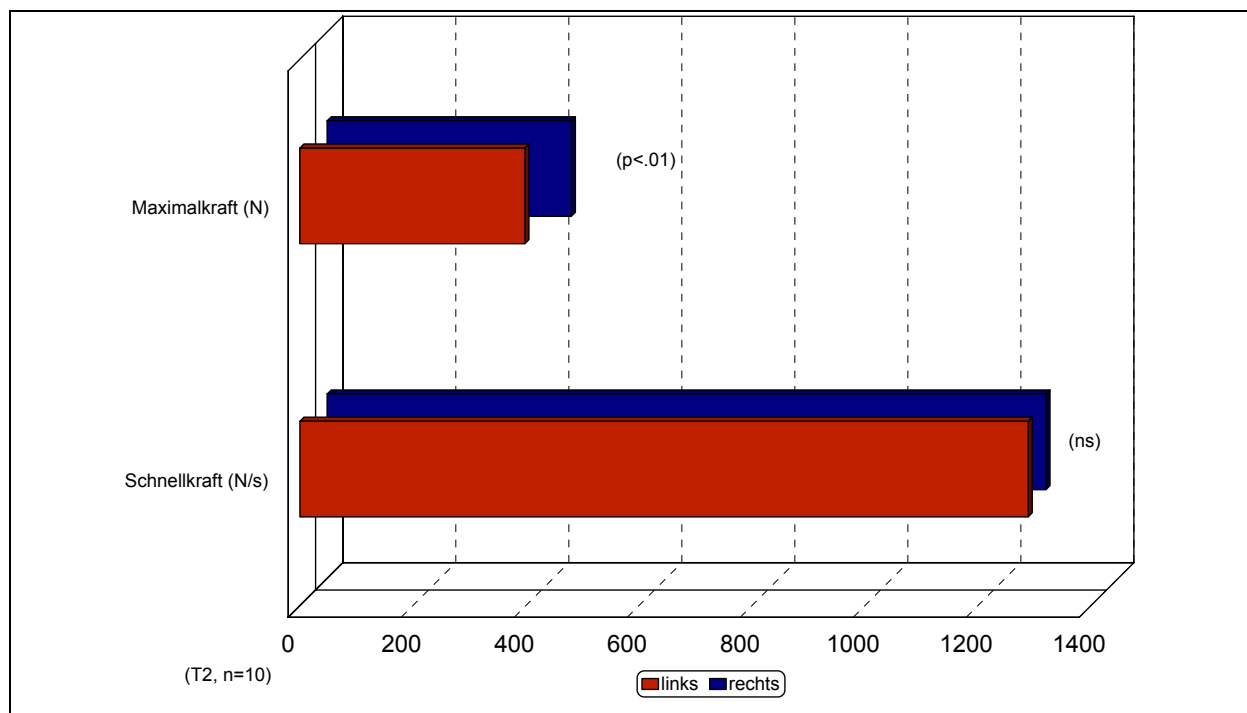


Abb. 79: Lage der höheren Kraftleistungen bei den Mädchen zu T2

Die Schnellkraftleistungen folgen dem Bild der Maximalkraft tendenziell. Die Unterschiede zwischen den Schnellkraftleistungen beider oberen Extremitäten sind jedoch nur zufällig (siehe Abbildung 79).

Diskussionsbedürftig erscheinen die Verläufe der drei weiteren Kraftparameter. Vorteile, die in einer Stufe für die rechte Seite bestehen, kehren sich in der nächst höheren Stufe zum Vorteil für die linke Seite um. Beim Kraftmaximum und beim Kraftniveau sind beim Anschub 1 deutliche Scheröffnungen der Kraftlinien sichtbar. Die Leistungen rechtsseitig steigen stärker an als links. Beim Kraftmaximum liegen die linksseitigen Kraftwerte in Stufe 2 und 3 unterhalb der rechtsseitigen Werte. In Stufe 4 steigen die linksseitigen Kraftwerte auf 158,0 N und verbleiben auf diesem Niveau auch im Anschub 1, während das rechtsseitige Kraftmaximum in der vierten Stufe bei 152,0 N liegt. In der Anschubstufe 1 steigt das Kraftmaximum rechts auf 186,33 N und links bleibt es fast unverändert zur Stufe 4 bei 161,0 N. Alle beschriebenen Unterschiede sind nur zufällig und geben somit lediglich einen Trend vor.

Ähnlich verlaufen die Kennlinien beim Kraftniveau. Auch hier steigen die Werte links in Stufe 4 über die rechtsseitigen Werte. Im Anschub liegen die rechtsseitigen Kraftniveaus wieder über den linksseitigen.

Der Verlauf der Kraftstöße bei den Mädchen zu T2 alterniert zwischen Vorteilen der linken und rechten Seite innerhalb der verschiedenen Geschwindigkeitsstufen. Ein einheitliches Verlaufsbild kann auch bei diesem Parameter nicht beschrieben werden.

Zum Untersuchungszeitpunkt T6 ändert sich das zu T2 beschriebene Bild in Bezug auf die Maximalkraft- und Schnellkraftleistung kaum. Die Maximalkräfte links und rechts unterscheiden sich deutlich mit höheren Leistungen der rechten Seite ($t(9) = -3,842$; $p < .01$). Die Schnellkraftleistungen folgen tendenziell dem Bild der Maximalkraft (Abbildung 80) ohne statistisch signifikant auszufallen.

Sowohl bei den Jungen als auch bei den Mädchen kann zu T2 und T6 die Hypothese vertreten werden, dass die Kraftleistungen der isometrischen Maximalkraft und dynamischer Schnellkraftleistungen eine Seitengleichheit aufweisen. Dagegen scheinen die Kraftparameter aus der »Kanu-Gegenstromkanal« keiner allgemeingültigen Gesetzmäßigkeit zu folgen.

Das diffuse Bild, dass bei den Jungen (T2 und T6) und Mädchen (T2) beschrieben wird, scheint durch den sechsten Untersuchungszeitpunkt bei den Mädchen nicht weiter vereinheitlicht zu werden. Relativ ausgeglichen verlaufen die Kraftmaxima von

rechts und links. Zu T6 verfügt die linke Seite über die Fahrstufen hinweg über leicht höhere Kraftwerte, wobei die Unterschiede gegenüber der rechten Seite unbedeutend sind.

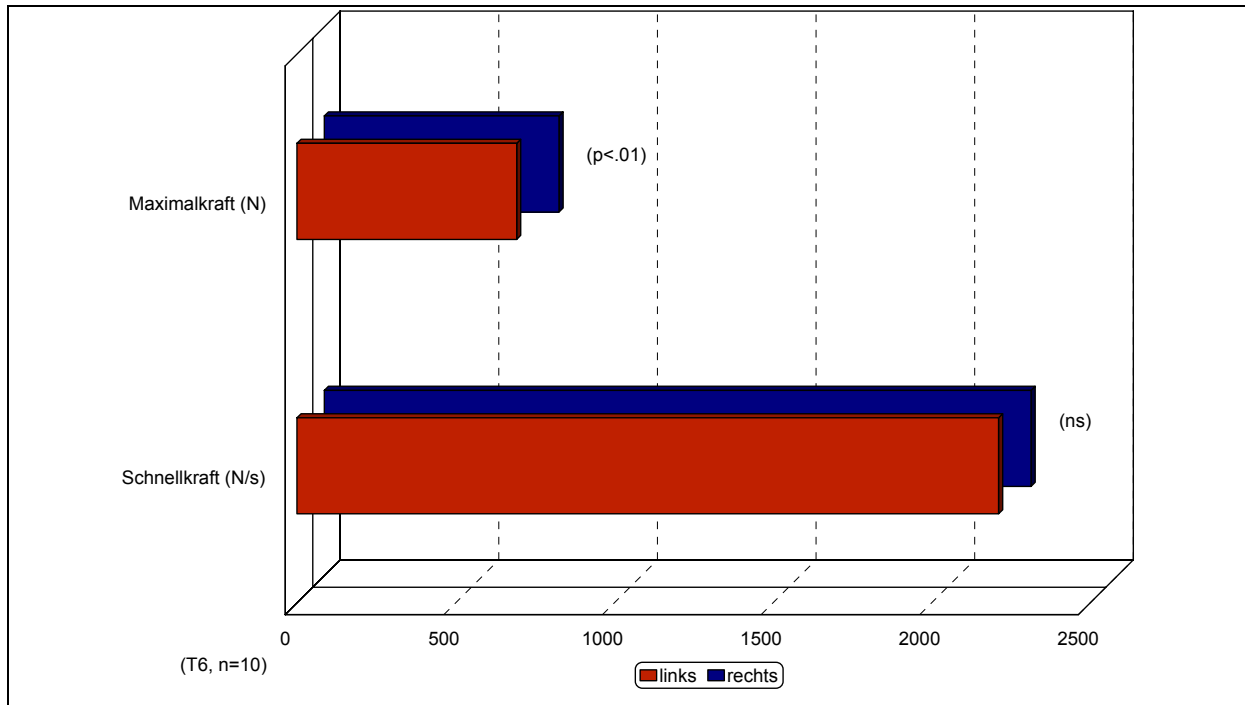


Abb. 80: Lage der höheren Kraftleistungen bei den Mädchen zu T6

Ein erklärungsbedürftiges Bild präsentieren die Verläufe von Kraftniveau und Kraftstoß. Während die rechte Seite eine allmähliche Steigerung des Kraftniveaus von der ersten zur vierten Stufe erkennen lässt, fällt die linke Seite nach sehr hohen, nicht wieder erreichten Anfangswerten ab und bleibt unter dem Niveau der rechten Seite zurück.

Die Werte der Kraftstöße beschreiben eine regressive Tendenz. In der ersten Geschwindigkeitsstufe werden die höchsten Werte erzielt und mit der Geschwindigkeitserhöhung gehen die Werte zurück. Linksseitig ist der Rückgang deskriptiv größer. Die bestehenden Unterschiede sind auch in diesem Fall nur zufällig.

Die Kraftparameter aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« fügen sich nicht in die Vermutung einer Seitengleichheit ein. Auch die Betrachtung der querschnittlichen Daten bringt keine zusätzliche Aufklärung. Auf Grund der höheren Probandenzahlen werden stellenweise auch die Unterschiede der Schnellkraftleistungen zwischen links und rechts bedeutsam. Das Bild der Kraftparameter aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« zeigt zufällige Unterschiede und unterschiedliche Verläufe der Parameter.

Im Folgenden werden die Kraftparameter am »*Kraftmessplatz*« und aus der »*Kanu–Gegenstromanlage*« querschnittlich zu den verschiedenen Messzeitpunkten unter Beachtung der vorangestellten Annahme analysiert. Besonderes Augenmerk wird dabei auf die Unterschiede zwischen der linken und rechten oberen Extremität gerichtet.

Bei der Betrachtung der Extremitätenunterschiede der Mädchen zu T1 sind rechtsseitig höhere Leistungen ausgehend von der Maximalkraftleistung bei der Schnellkraft, dem Kraftmaximum in Stufe 6 und dem Kraftniveau in Stufe 6 nachzuweisen. Diese Leistungsunterschiede sind aus statistischer Sicht bedeutsam (siehe Tabelle 37).

Tab. 37: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T1

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2–seitig)
Maximalkraft links	39	567,95 N	± 149,86	-7,831	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		603,62 N	± 175,24		
Schnellkraft links	39	1.690,52 N·s ⁻¹	± 669,89	-2,114	p<.05 (*)
Schnellkraft rechts		1.772,68 N·s ⁻¹	± 794,40		
Kraftmaximum links Stufe 6	7	192,33 N	± 17,21	-5,735	p<.05 (*)
Kraftmaximum rechts Stufe 6		217,33 N	± 20,50		
Kraftniveau links Stufe 6	7	99,67 N	± 6,43	-7,794	p<.05 (*)
Kraftniveau rechts Stufe 6		108,67 N	± 8,33		

Zu T2 sind die Unterschiede in der Maximal- und Schnellkraft bedeutsam und werden in Tabelle 38 dargestellt. Alle anderen Parameter zeigen kein einheitliches Bild. Vielfach sind Schwankungen in den Leistungen (wie im Längsschnitt) zwischen links und rechts bei den einzelnen Parameter zu verzeichnen.

Tab. 38: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T2

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2–seitig)
Maximalkraft links	48	451,55 N	± 114,62	-8,509	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		485,10 N	± 123,42		
Schnellkraft links	47	1.532,13 N·s ⁻¹	± 562,55	-2,125	p<.05 (*)
Schnellkraft rechts		1.605,47 N·s ⁻¹	± 561,89		

Zum dritten Untersuchungszeitpunkt (T3) können nur tendenzielle Verläufe berichtet werden. Es treten keine bedeutsamen Unterschiede in den Kraftparametern (Maximalkraft, Schnellkraft, Kraftmaximum, Kraftniveau und Kraftstoß) zwischen linker und rechter oberer Extremität auf.

Die Maximalkraftunterschiede zu T4 zwischen rechts und links sind sehr signifikant ($t(38)=-4,805$; $p<.001$) (siehe Tabelle 39). Alle anderen Parameter weisen zufällige Unterschiede auf, wobei keine einheitliche Seitenbevorzugung erkennbar ist.

Tab. 39: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T4

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	39	683,68 N	± 243,31	-4,805	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		718,93 N	± 267,18		

Auch zu T5 können die bisherigen Aussagen bestätigt werden. Die Schnellkraftleistungen folgen tendenziell, der Seitengleichheit mit höheren Werten der Maximalkraft der rechten Seite, ohne dass die Unterschiede bedeutend werden. Die anderen Kraftparameter zeigen eine leichte Verschiebung zu linksseitig höheren Werten. Lediglich das Kraftmaximum in Geschwindigkeitsstufe 5 unterscheidet sich deutlich zwischen links und rechts, mit höheren Werten der linken Seite ($t(2)=-39,000$; $p<.05$) (vgl. Tabelle 40).

Tab. 40: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T5

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	50	571,78 N	± 117,62	-10,214	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		610,61 N	± 122,89		
Kraftmaximum links Stufe 5	3	207,50 N	± 27,58	-39,000	p<.05 (*)
Kraftmaximum rechts Stufe 5		188,00 N	± 28,87		

Während Maximalkraft- ($t(37)=-6,867$; $p<.001$) und Schnellkraftunterschiede ($t(37)=-2,753$; $p<.01$) zu T6 signifikant werden und eine rechtsseitige Bevorzugung vermuten lassen (vgl. Tabelle 41), zeigen alle anderen Kraftparameter linksseitig höhere Werte. Allerdings manifestieren sich diese Tendenzen nicht und schwanken auch zwischen den Geschwindigkeitsstufen.

Tab. 41: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T6

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	38	615,42 N	± 137,66	-6,867	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		665,50 N	± 137,16		
Schnellkraft links	38	1.972,22 N·s ⁻¹	± 518,98	-2,753	p<.01 (**)
Schnellkraft rechts		2.107,60 N·s ⁻¹	± 585,07		

Zum letzten Untersuchungszeitpunkt ändert sich das Bild der Kraftparameter bei den Mädchen nicht wesentlich. Statistisch bedeutsam unterscheiden sich nur die Maximalkraftleistungen links und rechts mit einer höheren Kraftleistung auf der rechten Seite (siehe Tabelle 42). Die kanuspezifischen Kraftparameter passen sich in das diffuse Bild der vorangegangenen Zeitpunkte ein. Im Vergleich zu T6 ist eine Umkehr dieser kanuspezifischen Parameter zur rechtsseitigen Bevorzugung zu erkennen.

Tab. 42: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Mädchen zu T7

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	48	621,13 N	± 130,53	-6,598	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		649,72 N	± 135,47		

Bei den Jungen ergibt sich im querschnittlichen Auswertungsdesign zu T1 ein signifikanter Kraftunterschied zwischen links und rechts mit einem höheren Kraftpotential im rechten Arm ($t(32)=-6,507$; $p<.001$) (vgl. Tabelle 43). Auffällig wird bei der Analyse der Kraftparameter, dass es zu einer linksseitigen Verschiebung der Leistungsausprägung bootsspezifischer Kraftparameter kommt (vgl. Tabelle 43). In den ersten Geschwindigkeitsstufen sind die Leistungsunterschiede wie bei der Schnellkraft zwischen linkem und rechtem Arm zufällig. Bedeutend werden die Unterschiede ab Stufe 6, im Anschubtest und Sprint über 100 m. Somit kann ein differenzierteres Bild als bei den Mädchen beschrieben werden, die eine rechtsseitige Dominanz vermuten lassen. Aus der linksseitig höheren Leistung fällt das Kraftmaximum in Stufe 6 heraus. Hier ist eine signifikant höhere Leistung der rechten oberen Extremität ($t(7)=-19,000$; $p<.05$) zu verzeichnen. Bei den anderen Kraftwerten sind höhere Leistungen der linken Seite zu beschreiben (vgl. Tabelle 43).

Tab. 43: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T1

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
<i>Maximalkraft links</i> <i>Maximalkraft rechts</i>	33	776,67 N 834,52 N	± 217,16 ± 229,54	-6,507	p<.001 (***)
<i>Kraftmaximum links Stufe 6</i> <i>Kraftmaximum rechts Stufe 6</i>	8	238,00 N 257,00 N	± 26,87 ± 25,46	-19,000	p<.05 (*)
<i>Kraftmaximum links Anschub Stufe 1</i> <i>Kraftmaximum rechts Anschub Stufe 1</i>	8	293,12 N 272,50 N	± 39,70 ± 40,40	3,543	p<.01 (**)
<i>Kraftstoß links Anschub Stufe 1</i> <i>Kraftstoß rechts Anschub Stufe 1</i>	8	85,75 N·s 76,38 N·s	± 12,36 ± 12,61	4,647	p<.01 (**)
<i>Kraftstoß links Anschub Stufe 2</i> <i>Kraftstoß rechts Anschub Stufe 2</i>	8	85,25 N·s 76,12 N·s	± 8,84 ± 11,52	3,057	p<.05 (*)
<i>Kraftstoß links Sprint 100m</i> <i>Kraftstoß rechts Sprint 100m</i>	8	78,50 N·s 72,38 N·s	± 7,17 ± 12,75	2,483	p<.05 (*)

Uneinheitlicher wird das Bild der Seitengleichheit der Jungen zu T2. Die Maximalkraft ergibt eine rechtsseitige Bevorzugung vor ($t(37)=-7,684$; $p<.001$), die Schnellkraft folgt dem tendenziell, doch die Kraftparameter aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« schwanken in der Höhe der Leistung von Stufe zu Stufe zwischen dem Leistungsvorteil für den rechten oder linken Arm. In Tabelle 44 sind die bedeutenden Unterschiede der Kraftwerte zu T2 aufgeführt.

Tab. 44: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T2

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
<i>Maximalkraft links</i> <i>Maximalkraft rechts</i>	38	581,65 N 622,89 N	± 157,05 ± 169,26	-7,684	p<.001 (***)
<i>Kraftniveau links Stufe 5</i> <i>Kraftniveau rechts Stufe 5</i>	11	96,40 N 90,80 N	± 6,58 ± 7,33	3,311	p<.05 (*)
<i>Kraftstoß links Stufe 5</i> <i>Kraftstoß rechts Stufe 5</i>	11	69,20 N·s 64,80 N·s	± 5,36 ± 4,66	6,487	p<.01 (**)
<i>Kraftstoß links Anschub Stufe 1</i> <i>Kraftstoß rechts Anschub Stufe 1</i>	11	77,18 N·s 71,45 N·s	± 13,17 ± 10,98	2,151	p=.057 (+)

Zum dritten Messzeitpunkt (T3) bleibt die rechtseitig höhere Leistung beim Maximalkrafttest signifikant ($t(28)=-4,821$; $p<.001$) (vgl. Tabelle 54), wie zuvor bei T1 und T2 beschrieben.

Tab. 45: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T3

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	29	722,51 N	± 215,92	-4,821	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		761,17 N	± 229,76		

Die Kraftparameter schwanken von Geschwindigkeitsstufe zu Geschwindigkeitsstufe mit höheren Leistungen von rechts nach links, mit der anfänglichen Tendenz einer rechtsseitigen Bevorzugung, die im Verlaufe der Geschwindigkeitsstufensteigerung zu einer leichten Überlegenheit der linken Seite avanciert. Die Unterschiede bleiben bei allen Parametern zum Zeitpunkt T3 zufällig.

Zu T4 sind die Kraftleistungen der isometrischen Maximalkraftmessung (siehe Tabelle 46) zwischen links und rechts sehr verschieden ($t(33)=-4,694$; $p<.001$), die Unterschiede in den Schnellkraftleistungen fallen nur zufällig aus. Kanalparameter konnten zu T4 auf Grund einer Havarie im »Kanu-Gegenstromkanal« bedauerlicherweise nicht erhoben werden.

Tab. 46: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T4

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	34	828,48 N	± 199,34	-4,694	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		879,59 N	± 216,25		

Die diffuse Seitenbevorzugung wird im fünften Untersuchungszeitpunkt (T5) fortgesetzt.

Maximalkraftunterschiede (vgl. Tabelle 47) zwischen dem linken und rechten Arm ($t(30)=-4,507$; $p<.001$) und Schnellkraftleistungen zeigen höhere Leistungsausprägungen rechts, die Kraftparameter innerhalb den Geschwindigkeitsstufen lassen keine Seitengleichheit erkennen und die höheren Leistungsabgaben vom linken oder rechten Arm wechseln beständig.

Tab. 47: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T5

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	31	737,16 N	± 245,30	-4,507	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		779,90 N	± 246,96		

Zu T6 wird neben der Maximalkraftleistung ($t(38)=-4,702$; $p<.001$) auch der Schnellkraftleistungsunterschied zwischen der linken und rechten oberen Extremität sehr bedeutend ($t(38)=-4,269$; $p<.001$) (siehe Tabelle 48), die anderen Kraftparameter zeigen jedoch keine einheitliche Seitenbevorzugung.

Tab. 48: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T6

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	T	Signifikanz (2-seitig)
Maximalkraft links	39	825,12 N	± 263,00	-4,702	p<.001 (***)
Maximalkraft rechts		869,07 N	± 263,91		
Schnellkraft links	39	2.905,79 N·s ⁻¹	± 6,58	-4,269	p<.001 (***)
Schnellkraft rechts		3.147,87 N·s ⁻¹	± 7,33		

Zum letzten Messzeitpunkt (T7) zeigt sich ein etwas verändertes Bild der Leistungsausprägung bei den Jungen im Vergleich zu den vorangegangenen Zeitpunkten. Die Maximalkraftleistung weist einen signifikant höhere rechtsseitige Leistungsabgabe aus ($F(1, 88; 0.05)=57,669$; $p<.001$). Die Schnellkraft folgt erstmalig nicht der Vorgabe und zeigt eine linksseitig höhere Leistungsausprägung, die auch signifikant wird. Die Kraftparameter aus dem »*Kanu-Gegenstromkanal*« zeigen deutliche Seitigkeitsunterschiede bis zur Geschwindigkeitsstufe 4 (vgl. Tabelle 49). Ab Stufe 5 reduziert sich die Probandenzahl auf zwei, und eine statistische Interpretation ist damit ausgeschlossen. Die Leistungsabgaben sind eindeutig linksseitig und entsprechen damit nicht der Vorgabe der Maximalkraftleistung am »*Kraftmessplatz*«.

Zu diesem Zeitpunkt ist erstmals eine relativ eindeutige Befundlage nachweisbar, die jedoch nicht mit der Hypothese einer einheitlichen Seitenbevorzugung, aller Parameter, übereinstimmt.

Tab. 49: Querschnittliche Leistungsunterschiede der Jungen zu T7 (varianzanalytische Auswertung, $F(1, 5; 0.05)=240,740$; $p<.05$)

Wertepaar	N	Mittelwerte	s	F	Signifikanz																																																																																																
Maximalkraft links	89	739,18 N	± 259,66	57,669	p<.001 (***)																																																																																																
Maximalkraft rechts		786,15 N	± 288,08			Kraftmaximum links Stufe 1	6	238,67 N	± 10,09	48,000	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 1	214,67 N	± 13,28	Kraftniveau links Stufe 1	6	89,50 N	± 3,62	17,975	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 1	80,83 N	± 5,38	Kraftstoß links Stufe 1	6	85,33 N·s	± 6,09	9,448	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 1	77,50 N·s	± 8,83	Kraftmaximum links Stufe 2	6	245,33 N	± 5,20	30,331	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 2	222,17 N	± 14,27	Kraftniveau links Stufe 2	6	93,83 N	± 3,71	10,155	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 2	84,50 N	± 7,66	Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 3	227,83 N	± 17,10	Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)
Kraftmaximum links Stufe 1	6	238,67 N	± 10,09	48,000	p<.01 (**)																																																																																																
Kraftmaximum rechts Stufe 1		214,67 N	± 13,28			Kraftniveau links Stufe 1	6	89,50 N	± 3,62	17,975	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 1	80,83 N	± 5,38	Kraftstoß links Stufe 1	6	85,33 N·s	± 6,09	9,448	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 1	77,50 N·s	± 8,83	Kraftmaximum links Stufe 2	6	245,33 N	± 5,20	30,331	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 2	222,17 N	± 14,27	Kraftniveau links Stufe 2	6	93,83 N	± 3,71	10,155	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 2	84,50 N	± 7,66	Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 3	227,83 N	± 17,10	Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11						
Kraftniveau links Stufe 1	6	89,50 N	± 3,62	17,975	p<.01 (**)																																																																																																
Kraftniveau rechts Stufe 1		80,83 N	± 5,38			Kraftstoß links Stufe 1	6	85,33 N·s	± 6,09	9,448	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 1	77,50 N·s	± 8,83	Kraftmaximum links Stufe 2	6	245,33 N	± 5,20	30,331	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 2	222,17 N	± 14,27	Kraftniveau links Stufe 2	6	93,83 N	± 3,71	10,155	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 2	84,50 N	± 7,66	Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 3	227,83 N	± 17,10	Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11															
Kraftstoß links Stufe 1	6	85,33 N·s	± 6,09	9,448	p<.05 (*)																																																																																																
Kraftstoß rechts Stufe 1		77,50 N·s	± 8,83			Kraftmaximum links Stufe 2	6	245,33 N	± 5,20	30,331	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 2	222,17 N	± 14,27	Kraftniveau links Stufe 2	6	93,83 N	± 3,71	10,155	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 2	84,50 N	± 7,66	Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 3	227,83 N	± 17,10	Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																								
Kraftmaximum links Stufe 2	6	245,33 N	± 5,20	30,331	p<.01 (**)																																																																																																
Kraftmaximum rechts Stufe 2		222,17 N	± 14,27			Kraftniveau links Stufe 2	6	93,83 N	± 3,71	10,155	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 2	84,50 N	± 7,66	Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 3	227,83 N	± 17,10	Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																	
Kraftniveau links Stufe 2	6	93,83 N	± 3,71	10,155	p<.05 (*)																																																																																																
Kraftniveau rechts Stufe 2		84,50 N	± 7,66			Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 3	227,83 N	± 17,10	Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																										
Kraftmaximum links Stufe 3	6	248,67 N	± 8,16	17,342	p<.01 (**)																																																																																																
Kraftmaximum rechts Stufe 3		227,83 N	± 17,10			Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)	Kraftniveau rechts Stufe 3	89,67 N	± 7,73	Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																																			
Kraftniveau links Stufe 3	6	99,83 N	± 3,25	10,662	p<.01 (**)																																																																																																
Kraftniveau rechts Stufe 3		89,67 N	± 7,73			Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 3	75,83 N·s	± 10,26	Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																																												
Kraftstoß links Stufe 3	6	83,67 N·s	± 5,92	7,906	p<.05 (*)																																																																																																
Kraftstoß rechts Stufe 3		75,83 N·s	± 10,26			Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)	Kraftmaximum rechts Stufe 4	228,67 N	± 21,57	Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																																																					
Kraftmaximum links Stufe 4	6	249,17 N	± 10,36	17,282	p<.01 (**)																																																																																																
Kraftmaximum rechts Stufe 4		228,67 N	± 21,57			Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)	Kraftniveau rechts Stufe 4	96,17 N	± 9,13	Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																																																														
Kraftniveau links Stufe 4	6	106,00 N	± 2,76	8,316	p<.05 (*)																																																																																																
Kraftniveau rechts Stufe 4		96,17 N	± 9,13			Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)	Kraftstoß rechts Stufe 4	72,50 N·s	± 11,11																																																																																							
Kraftstoß links Stufe 4	6	80,33 N·s	± 8,21	8,490	p<.05 (*)																																																																																																
Kraftstoß rechts Stufe 4		72,50 N·s	± 11,11																																																																																																		

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass mit den Daten aus dem Längsschnitt und der querschnittlichen Betrachtung keine eindeutigen Befunde der Seitenmanifestierung zu belegen sind. Die Unterschiede der Kraftparameter zwischen der linken und rechten oberen Extremität sind bis auf die Maximalkraftwerte nicht stabil und zeigen eine wechselseitige Bevorzugung. Grund für die wechselseitigen Bevorzugung innerhalb der Kraftdaten aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« könnten technisch–situative Bedingungen (Sitzposition im Boot, Griffhaltung des Paddels oder Ausgleichsbewegungen mit dem Paddel während der Durchzugsphase) sowie äußere Einflüsse sein, die sich entscheidend auf die Leistungsausprägung auswirken.

Innerhalb der querschnittlichen Auswertung unterscheiden sich die Mädchen und Jungen in ihren Verlaufsbildern. Die Mädchen zeigen deutliche Unterschiede zugunsten der rechten oberen Extremität in den Maximalkräften, keine statistisch gesicherten Unterschiede in den Kraftparametern aus dem »Kanu–Gegenstromkanal«, aber mit einer tendenziell rechtsseitig höheren Leistung. Bei den Jungen können ebenso bedeutsame Unterschiede in den Maximalkräften zwischen beiden Armen mit einem Vorteil für den rechten Arm belegt werden, dagegen zeigen sie eine Verschiebung

der seitlichen Überlegenheit auf die linke obere Extremität bei den Kraftdaten aus dem »Kanu–Gegenstromkanal«.

Anhand dieser Befundlage lässt sich die Hypothese einer Seitengleichheit der Kraftparameter nur zum Teil bestätigen.

6.3 Muskelaktivitäten und Kraftdaten im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser«

Aus den Daten der querschnittlichen Analyse wurden für die elektromyographische und vergleichende Kraftdiagnostik im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« die Sportler ausgewählt, die regelmäßig an den Untersuchungen teilgenommen haben⁶³. Es konnten neun männliche Kanuten identifiziert werden, die darüber hinaus zu den leistungsstärksten Athleten zu zählen sind. Sie gehören bereits zur nationalen und einige sogar zur internationalen Spitze der Junioren.

Diese neun Sportler wurden einem gesonderten Untersuchungsdesign (T8, siehe auch Abbildung 29, S.86) unterzogen.

Neben der vordergründigen Annahme, dass sich in der bevorzugten oberen Extremität harmonischere Aktivitätssignalmuster der angesteuerten Muskulatur zeigen als in der nicht bevorzugten Extremität, werden auch Ergebnisse vorgestellt, die der Hypothese zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen zuzuordnen sind.

6.3.1 Kraftausprägungen in der bevorzugten und nicht bevorzugten oberen Extremität bei Experten im Kanurennsport

Bevor die Ergebnisse der Oberflächenelektromyographie dargestellt und besprochen werden, wird kurz auf die homogene Kraftausprägung der oberen Extremitäten bei diesen Sportlern eingegangen.

Teilt man die Athleten nach der Höhe der Maximalkraftdifferenz in zwei Gruppen (hohe und geringe Maximalkraftdifferenz), so sind fünf Sportler mit geringen und zwei Kanuten mit hohen Differenzen in den Gruppen vertreten⁶⁴.

⁶³ Auswahlkriterium war die Teilnahmeberechtigung an der komplexen Leistungsdiagnostik im »Kanu–Gegenstromkanal«. Ausschlaggebend war damit die sportliche Leistung.

⁶⁴ Zwei Athleten konnten nicht berücksichtigt werden, da die Einteilung auf Grund der Kraftdaten zu T7 vorgenommen wurde und die betreffenden Athleten krankheitsbedingt zu diesem Messtermin fehlten.

Ausgehend von den besprochenen Daten zur homogenen Kraftausprägung passen sich die Sportler in das Bild ein. Leichte Vorteile sind den Sportlern mit einer hohen Maximalkraftdifferenz zuzuschreiben. Wie erwartet, sind die Unterschiede der Kraftparameter aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« zwischen beiden Gruppen (hohe und geringe Maximalkraftdifferenz) zufällig.

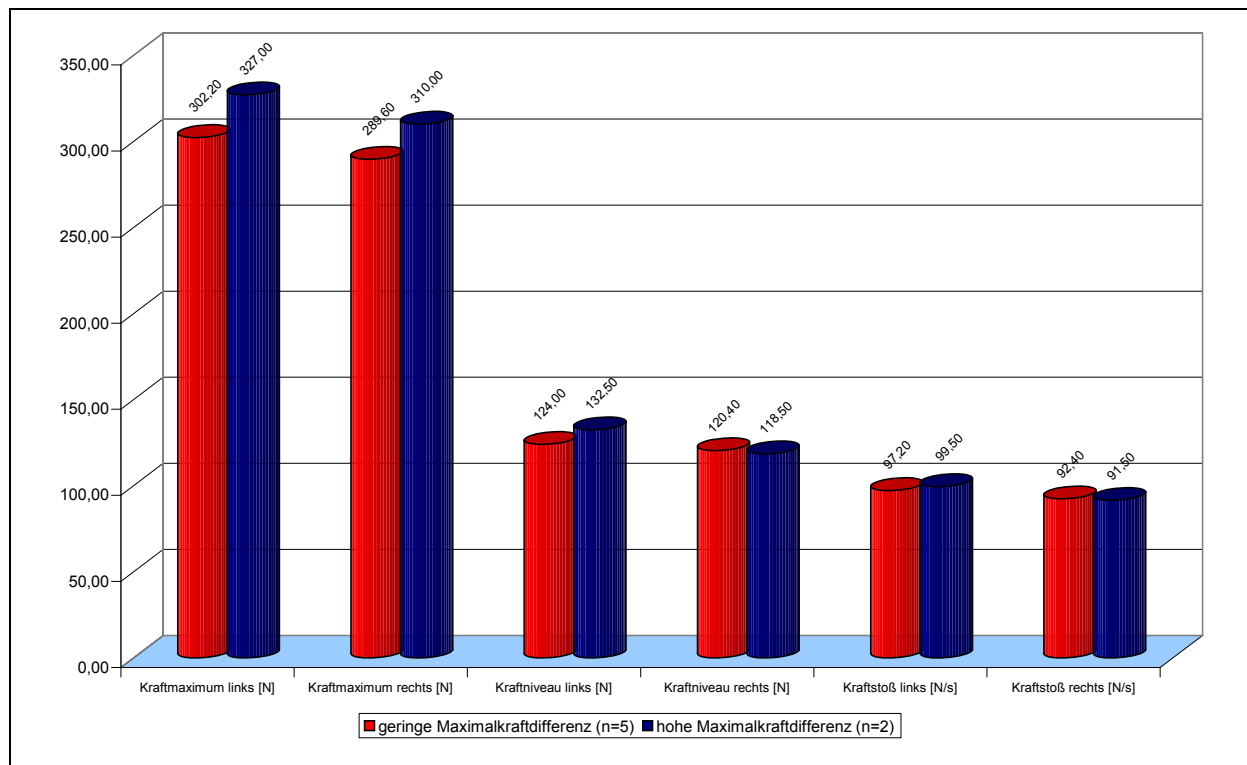


Abb. 81: Kraftparametervergleich aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« zwischen den Jungen der EMG-Gruppe mit geringen und hohen Maximalkraftdifferenzen im GA2-Bereich

Abbildung 81 zeigt die Größenvergleiche der Kraftparameter aus dem »Kanu-Gegenstromkanal«. Wie in Abbildung 81 zu erkennen ist, sind die Unterschiede zwischen rechten und linken Kraftparametern relativ gleich und damit statistisch zufällig. Der Unterschied ist zu gering als dass er von Bedeutung sein könnte.

Dieser Trend aus dem GA2-Geschwindigkeitsbereich setzt sich im Schnelligkeitsausdauerbereich (SA) fort (siehe Abbildung 82).

Auch in der höheren Geschwindigkeitsstufe vollbringen die Athleten mit der höheren Maximalkraftdifferenz höhere Kraftleistungen. Gleichzeitig sind die linksseitigen Werte tendenziell höher als die rechtsseitig erzielten Kraftleistungen, die auftretenden Unterschiede sind jedoch zufällig.

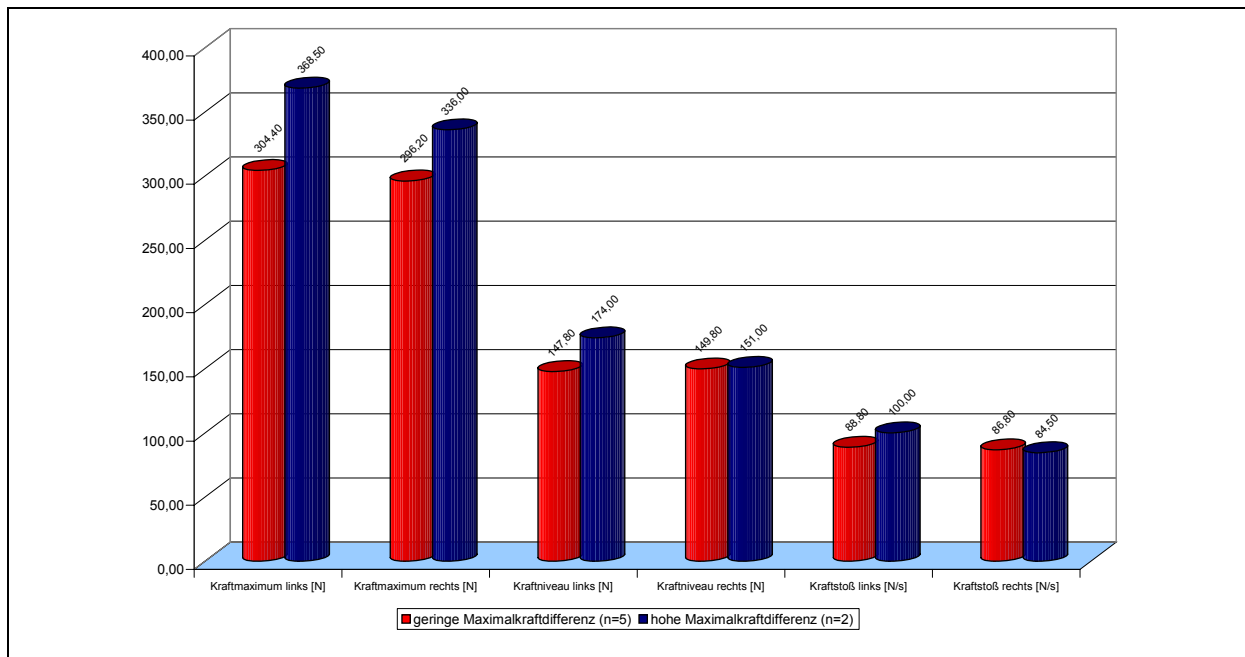


Abb. 82: Kraftparametervergleich aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« zwischen den Jungen der EMG-Gruppe mit geringen und hohen Maximalkraftdifferenzen im SA-Bereich

Weitere Analysen ergaben hingegen bedeutsame Unterschiede zwischen den Leistungen in der GA2- und SA-Stufe im Kraftniveau links ($t(6)=-6,780$; $p<.01$) und im Kraftniveau rechts ($t(6)=-9,342$; $p<.001$) mit höheren Werten in der SA-Stufe (vgl. Abbildung 83). Durch die technisch bedingte Geschwindigkeitsvorgabe sind die Fahrzeiten und Fahrgeschwindigkeiten (Strömungsgeschwindigkeit des Wassers im Kanal) in beiden Gruppen im GA2- und SA-Bereich gleich. Der Schlagvortrieb im GA2-Bereich ist deutlich höher als der SA-Bereichswert ($t(6)=-11,603$, $p<.001$). Demzufolge sind die Schlagfrequenzen im SA-Bereich signifikant höher als im GA2-Bereich ($t(6)=11,616$; $p<.001$) (siehe Abbildung 83).

Somit kann aus diesen Befunden abgeleitet werden, dass die höhere Geschwindigkeit durch eine Erhöhung der Schlagfrequenz (frequenzorientierte Geschwindigkeitssteigerung) der Probandengruppe realisiert wird. An dieser Stelle muss angemerkt werden, dass bereits LENZ, ALBERT & LANGE (1986) auf die Einhaltung des optimalen Verhältnisses der Rennstrukturparameter Schlagvortrieb (SV) und Schlagfrequenz (SF) hinwiesen.

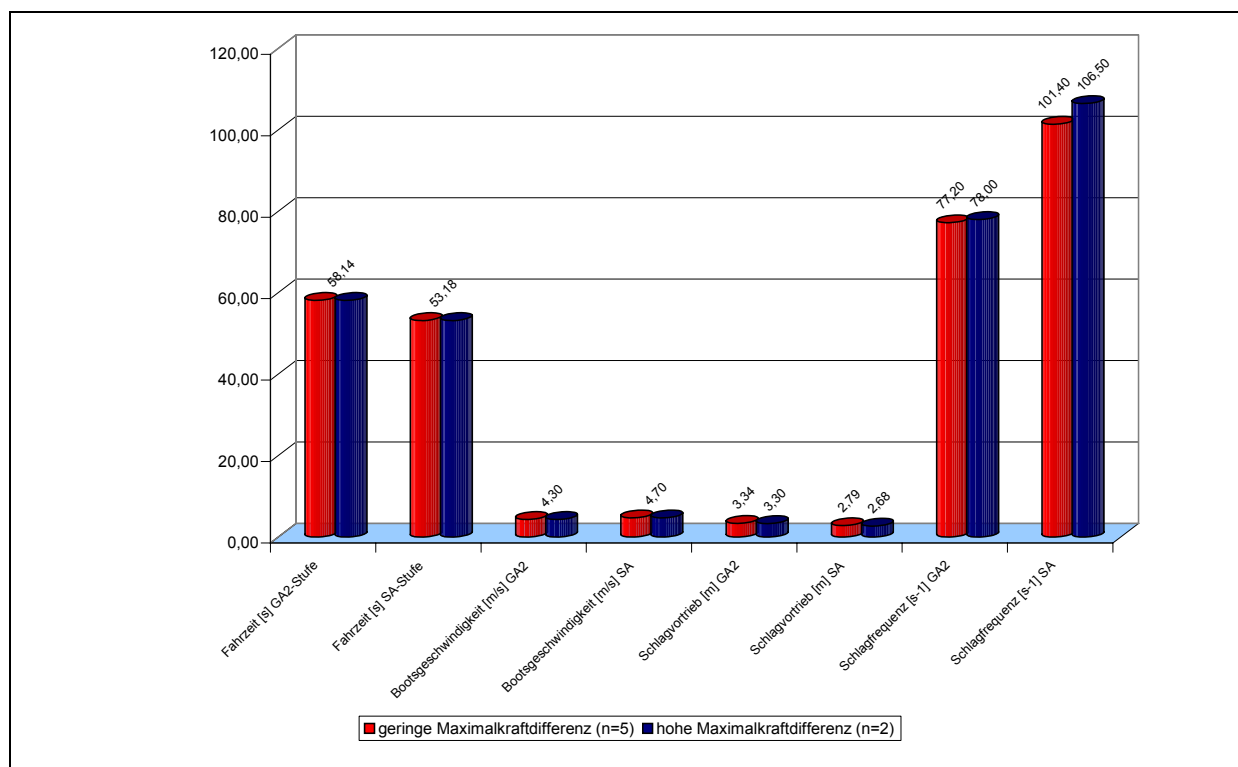


Abb. 83: Bootsparemetervergleich aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« zwischen den Jungen der EMG–Gruppe mit geringen und hohen Maximalkraftdifferenzen

Vergleiche zwischen deutschen und internationalen SportlerInnen ergaben deutliche Differenzierungen. Während die internationale Konkurrenz einen großen Schlagvortrieb bei sinkenden Schlagfrequenzen bootsspezifisch umsetzte und gleichzeitig die Bootsgeschwindigkeit auf hohem Niveau anpasste, paddelten die deutschen KanutInnen mit zu hohen Schlagfrequenzen bei deutlich zu niedrigen Schlagvortrieben (LENZ, ALBERT & LANGE, 1986). Daraus ableitend forderten LENZ, ALBERT & LANGE (1986) die Übertragung der Kraftpotentiale auf die Bewegungsleistung zu verbessern, um die erforderliche Erhöhung des Schlagvortriebes umzusetzen.

„...Die anzustrebende Geschwindigkeitserhöhung ist mit Notwendigkeit an die Steigerung des Schlagvortriebs gebunden. Zu sichern sind aber optimale Beziehungen zwischen Schlagvortrieb und Schlagfrequenz. Dabei sind individuelle Besonderheiten der Sportler zu beachten...“ (LENZ, ALBERT & LANGE, 1986, S. 43).

Das impliziert, dass Fortschritte in der Beherrschung der optimalen Technik und ein Optimum an Bewegungskoordination bereits im Bereich des Nachwuchstrainings in Angriff genommen werden müssen (LENZ, ALBERT & LANGE, 1986). Die Veränderungen der Rennstrukturparameter Schlagfrequenz und –vortrieb in den beiden Geschwindigkeitsstufen sowie im Vergleich von »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« können den Tabellen 50 und 51 entnommen werden.

Tab. 50: Vergleich von Leistungsparametern aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« im GA2-Bereich (Die varianzanalytische Auswertung zeigt *keine* Innersubjekteffekte (»Kanu-Gegenstromkanal«-»Freiwasser« (F(1, 6; 0.05)=14.334; p=.199) bei Vorlage von Innersubjektkontrasten.)

Wertepaare	Mittelwerte \pm s	F	df	Signifikanz
Kanal Bootsgeschwindigkeit – Freiwasser Bootsgeschwindigkeit	4,30 m·s ⁻¹ \pm 0,00 4,15 m·s ⁻¹ \pm 0,07	36,920	6	.001 (**)
Kanal Schlagfrequenz – Freiwasser Schlagfrequenz	76,14 min ⁻¹ \pm 3,34 85,71 min ⁻¹ \pm 2,29	50,819	6	.000 (***)
Kanal Schlagvortrieb – Freiwasser Schlagvortrieb	3,39 m \pm 0,14 2,94 m \pm 0,07	84,543	6	.000 (***)
Kanal Fahrzeit – Freiwasser Fahrzeit	58,14 s \pm 0,00 60,27 s \pm 0,99	32,622	6	.001 (**)
Kanal Kraftmaximum links – Freiwasser Kraftmaximum links	318,00 N \pm 35,09 354,43 N \pm 50,41	19,037	6	.005 (**)
Kanal Kraftmaximum rechts – Freiwasser Kraftmaximum rechts	305,86 N \pm 51,60 353,00 N \pm 53,75	33,494	6	.001 (**)
Kanal Kraftniveau links – Freiwasser Kraftniveau links	128,00 N \pm 20,56 152,29 N \pm 31,01	18,549	6	.005 (**)
Kanal Kraftniveau rechts – Freiwasser Kraftniveau rechts	123,86 N \pm 18,72 152,00 N \pm 22,11	68,608	6	.000 (***)
Kanal Kraftstoß links – Freiwasser Kraftstoß links	101,86 N·s \pm 18,11 108,71 N·s \pm 18,68	14,020	6	.010 (*)
Kanal Kraftstoß rechts – Freiwasser Kraftstoß rechts	96,43 N·s \pm 15,59 109,57 N·s \pm 17,66	26,785	6	.002 (**)
Kanal Tauchzeit links – Freiwasser Tauchzeit links	0,53 s \pm 0,04 0,49 s \pm 0,03	23,625	6	.003 (**)
Kanal Tauchzeit rechts – Freiwasser Tauchzeit rechts	0,52 s \pm 0,03 0,49 s \pm 0,02	4,820	6	.071 (+)

Tab. 51: Vergleich von Leistungsparametern aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« im SA-Bereich (Die varianzanalytische Auswertung zeigt bestehende signifikante Unterschiede zwischen den Parametern im »Kanu-Gegenstromkanal« und im »Freiwasser« (F(1, 6; 0.05)=604,836; p<.05) bei Vorlage von sechs Innersubjektkontrasten.)

Wertepaare	Mittelwerte \pm s	F	df	Signifikanz
Kanal Bootsgeschwindigkeit – Freiwasser Bootsgeschwindigkeit	4,70 m·s ⁻¹ \pm 0,00 4,58 m·s ⁻¹ \pm 0,16	4,251	6	.085
Kanal Schlagfrequenz – Freiwasser Schlagfrequenz	99,57 min ⁻¹ \pm 3,26 118,71 min ⁻¹ \pm 7,20	28,352	6	.002
Kanal Schlagvortrieb – Freiwasser Schlagvortrieb	2,84 m \pm 0,09 2,35 m \pm 0,08	94,367	6	.000
Kanal Fahrzeit – Freiwasser Fahrzeit	53,18 s \pm 0,00 54,58 s \pm 1,78	4,359	6	.082
Kanal Kraftmaximum links – Freiwasser Kraftmaximum links	331,86 N \pm 51,79 357,86 N \pm 58,93	4,439	6	.080
Kanal Kraftmaximum rechts – Freiwasser Kraftmaximum rechts	321,57 N \pm 59,84 367,00 N \pm 62,96	21,574	6	.004
Kanal Kraftniveau links – Freiwasser Kraftniveau links	157,71 N \pm 28,05 170,57 N \pm 36,45	4,583	6	.076
Kanal Kraftniveau rechts – Freiwasser Kraftniveau rechts	157,57 N \pm 24,83 186,14 N \pm 34,08	23,847	6	.003
Kanal Kraftstoß links – Freiwasser Kraftstoß links	96,57 N·s \pm 19,33 89,14 N·s \pm 14,09	5,394	6	.059
Kanal Kraftstoß rechts – Freiwasser Kraftstoß rechts	93,29 N·s \pm 16,07 94,14 N·s \pm 14,53	,207	6	.665
Kanal Tauchzeit links – Freiwasser Tauchzeit links	0,47 s \pm 0,04 0,39 s \pm 0,03	61,943	6	.000
Kanal Tauchzeit rechts – Freiwasser Tauchzeit rechts	0,45 s \pm 0,02 0,38 s \pm 0,02	27,979	6	.002

Ein Ziel der Untersuchung bestand darin, die Leistungsabgaben im Labor und unter Feldbedingungen unter relativ vergleichbaren Leistungsvorgaben zu messen.

Bei einer relativ konstanten Vorgabebedingung, sollten kaum Unterschiede zwischen den Leistungsparametern aus der »Kanu-Gegenstromanlage« und dem »Freiwasser« bestehen. Bis auf marginale Tauchzeitunterschiede rechtsseitig können schließlich signifikante Unterschiede im GA2-Bereich zwischen den Leistungsparametern im »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« beschrieben werden (vgl. Tabelle 50). Tabelle 51 zeigt die Signifikanzniveaus des varianzanalytischen Tests für die Unterschiedsprüfung der Leistungsparameter in der SA-Stufe.

In der SA-Geschwindigkeitsstufe werden nicht alle Unterschiede der Wertepaare signifikant, wie im GA2-Bereich. Es zeigt sich, dass die vorgegebene Bootsgeschwindigkeit aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« und der erzielten Zeit im »Freiwasser« nur marginal signifikant voneinander verschieden sind ($F(1, 6; 0.05)=4,251$; $p=.085$). Die Sportler können somit relativ gut die Anforderungen im »Freiwasser« anpassen, wenn es um submaximale Belastungsanforderungen (SA-Stufe, $4,70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) geht. Vorgaben aus dem Labor (»Kanu-Gegenstromkanal«) können im »Freiwasser« reproduziert werden und Belastungsanforderungen sind in diesem Bereich (knapp unterhalb der individuellen Renngeschwindigkeit) gut übertragbar, während in der GA2-Stufe Probleme bestehen, die definierte Vorgabe umzusetzen. Die Differenzen zwischen den Leistungen im »Kanu-Gegenstromkanal« und im »Freiwasser« sind relativ groß, zugunsten der Freiwasserparameter.

Bei weiteren Parametern gibt es stellenweise deutliche Unterschiede zwischen Labor- und Feldbedingung. So unterscheiden sich Schlagfrequenz, Schlagvortrieb, Kraftmaximum rechts, Kraftniveau rechts und Tauchzeit links und rechts signifikant im »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« voneinander (vgl. dazu Tabelle 51). In dieser Versuchspersonengruppe kann auch keine einheitliche Seitenbevorzugung in der GA2- und SA-Geschwindigkeitsstufe im »Kanu-Gegenstromkanal« und im »Freiwasser« nachgewiesen werden. Unter Laborbedingungen (»Kanu-Gegenstromkanal«) kristallisiert sich eine tendenziell linksseitig höhere Leistung heraus, wie in der querschnittlichen Analyse bereits geziegt werden konnte, wobei die Unterschiede zwischen dem linken und rechtem Arm zufällig sind.

Im »Freiwasser« hingegen sind die Leistungsausprägungen der einzelnen Parameter nahezu gleich. Die Unterschiede sind gering und wechseln von einer linksseitigen Bevorzugung in der GA2-Stufe zu einer rechtsseitig höheren Leistungsabgabe im SA-Bereich. Betrachtet man die Leistungen des Kraftmaximums, so fällt auf, dass die Werte der GA2-Stufe im »Freiwasser« höher sind als die Leistungen im »Kanu-

»Gegenstrom-kanal« zur GA2- und sogar SA-Stufe. Rechtsseitig sind die Unterschiede des Kraftmaximums im »Kanu-Gegenstromkanal« der SA-Stufe und der GA2-Stufe im »Freiwasser« nicht nur zufällig ($t(6)=-3,486$; $p<.05$) (siehe Abbildung 84).

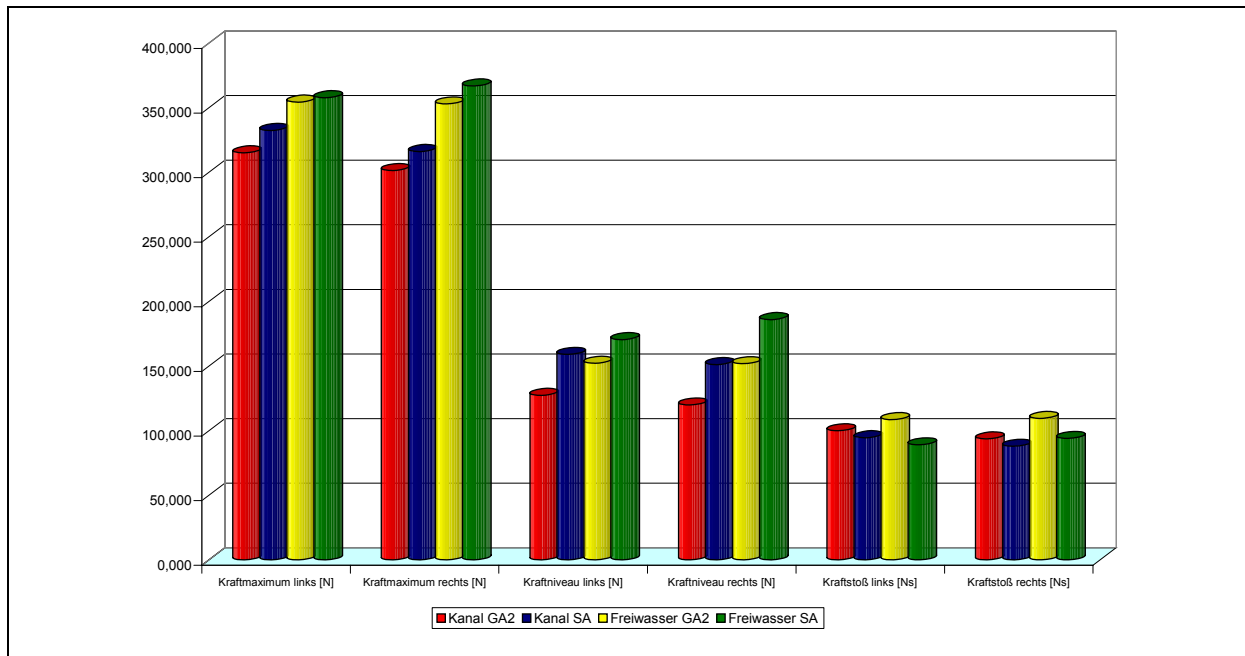


Abb. 84: Kraftparameter der GA2- und SA-Stufen aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« im Vergleich der Jungen (n=9)

Mit Blick auf die unterschiedlichen Kraftmaxima sind die Idealbedingungen des Labors (»Kanu-Gegenstromkanal«) gegenüber den Feld(Freiwasser-)bedingungen ableitbar. Die Kanuten müssen im »Freiwasser« höhere Kräfteinsätze realisieren als im Labor und fahren dabei geringere Geschwindigkeiten.

Die Unterschiede der Parameter aus dem »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« sind in Tabelle 52 und 53 zusammengestellt.

Mit dem verwendeten Messinstrumentarium und methodischen Verfahren lässt sich keine Seitengleichheit bei dieser Gruppe der Kanurennsportler belegen.

Da die Geschwindigkeitsvorgabe im »Kanu-Gegenstromkanal« technisch-bedingt für alle Sportler gleich war, kann keine Standardabweichung und somit auch kein Mittelwertunterschied vorliegen. Dementsprechend sind die Fahrzeiten für alle Sportler identisch (siehe Tabelle 53).

Tab. 52: Kraftwerte und Mittelwertunterschiede aus dem »Freiwasser«

Wertepaare »Freiwasser«	Mittelwert	s	T	df	Sig. (2-seitig)
GA2 Bootsgeschwindigkeit [$m \cdot s^{-1}$] SA2 Bootsgeschwindigkeit [$m \cdot s^{-1}$]	4,15 4,58	,07 ,16	-8,210	6	.000
GA2 Schlagfrequenz [$1 \cdot s^{-1}$] SA2 Schlagfrequenz [$1 \cdot s^{-1}$]	85,71 118,71	2,29 7,20	-11,272	6	.000
GA2 Schlagvortrieb [m] SA2 Schlagvortrieb [m]	2,94 2,35	,07 ,08	16,956	6	.000
GA2 Fahrzeit [s] SA2 Fahrzeit [s]	60,27 54,58	,99 1,78	9,057	6	.000
GA 2 Kraftmaximum links [N] SA 2 Kraftmaximum links [N]	354,42 357,86	50,41 58,93	-,328	6	.754
GA2 Kraftmaximum rechts [N] SA2 Kraftmaximum rechts [N]	353,00 367,00	53,75 62,96	-1,825	6	.118
GA2 Kraftniveau links [N] SA2 Kraftniveau links [N]	152,29 170,57	31,01 36,45	-2,637	6	.039
GA2 Kraftniveau rechts [N] SA2 Kraftniveau rechts [N]	152,00 186,14	22,11 34,08	-5,583	6	.001
GA2 Kraftstoß links [$N \cdot s$] SA2 Kraftstoß links [$N \cdot s$]	108,71 89,14	18,68 14,09	4,823	6	.003
GA2 Kraftstoß rechts [$N \cdot s$] SA2 Kraftstoß rechts [$N \cdot s$]	109,57 94,14	17,66 14,53	6,597	6	.001
GA2 Tauchzeit links [s] SA2 Tauchzeit links [s]	,49 ,39	,03 ,03	19,960	6	.000
GA2 Tauchzeit rechts [s] SA2 Tauchzeit rechts [s]	,49 ,38	,02 ,02	8,946	6	.000

Tab. 53: Kraftwerte und Mittelwertunterschiede aus dem »Kanu–Gegenstromkanal«

Wertepaare »Kanu–Gegenstromkanal«	Mittelwert	s	T	df	Sig. (2-seitig)
GA2 Bootsgeschwindigkeit [$m \cdot s^{-1}$] SA2 Bootsgeschwindigkeit [$m \cdot s^{-1}$]	4,30 4,70	,00 ,00			
GA2 Schlagfrequenz [$1 \cdot s^{-1}$] SA2 Schlagfrequenz [$1 \cdot s^{-1}$]	76,56 102,33	3,36 6,86	-14,192	8	.000
GA2 Schlagvortrieb [m] SA2 Schlagvortrieb [m]	3,37 2,77	,15 ,17	13,616	8	.000
GA2 Fahrzeit [s] SA2 Fahrzeit [s]	58,14 53,18	,00 ,00			
GA 2 Kraftmaximum links [N] SA 2 Kraftmaximum links [N]	315,22 332,56	32,70 47,99	-2,115	8	.067
GA2 Kraftmaximum rechts [N] SA2 Kraftmaximum rechts [N]	301,56 316,22	47,83 54,65	-2,410	8	.042
GA2 Kraftniveau links [N] SA2 Kraftniveau links [N]	127,44 159,22	22,22 29,66	-7,690	8	.000
GA2 Kraftniveau rechts [N] SA2 Kraftniveau rechts [N]	120,00 151,33	18,43 25,36	-10,226	8	.000
GA2 Kraftstoß links [$N \cdot s$] SA2 Kraftstoß links [$N \cdot s$]	100,00 94,67	17,10 18,53	2,012	8	.079
GA2 Kraftstoß rechts [$N \cdot s$] SA2 Kraftstoß rechts [$N \cdot s$]	93,67 88,00	14,98 18,20	2,138	8	.065
GA2 Tauchzeit links [s] SA2 Tauchzeit links [s]	0,51 0,46	,056 ,038	2,848	8	.022
GA2 Tauchzeit rechts [s] SA2 Tauchzeit rechts [s]	0,50 0,46	,059 ,029	1,708	8	.126

Wie die Ergebnisse belegen, lässt sich auch in dieser Gruppe keine eindeutige Seitengleichheit in den zwei Geschwindigkeitsstufen bei den verschiedenen Parametern nachweisen.

Dass die Kraftwerte im SA-Bereich höher sind als im GA2-Bereich im »Freiwasser« und im »Kanu-Gegenstromkanal« erklärt sich aus dem höheren Anforderungsgrad der Paddelgeschwindigkeit und wurde erwartet.

6.3.2 Elektromyogramme von Experten im Kanurensport

Entsprechend den Hypothesen müssten sich in den Elektromyogrammen homogenere Signalverläufe auf der dominanten Seite im Unterschied zur subdominanten Seite (durch den Einfluss der neuralen Strukturen auf die Muskelkontraktion und die damit verbundenen Ansteuerungspräferenzen in der bevorzugten Körperseite) zeigen.

Nach den Fragestellungen zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen werden im Folgenden ausgewählte Ergebnisse der Oberflächenelektromyographie vorgestellt.

In der Messung wurden Oberflächenelektromyogramme zweier Sportlern mit acht Muskelableitungen (M. brachioradialis rechts und links⁶⁵, M. biceps brachii rechts und links, M. triceps brachii rechts und links, M. deltoideus rechts und links) im »Kanu-Gegenstromkanal« und im »Freiwasser« erfasst. Von vier weiteren Sportlern liegen Oberflächenelektromyogramme vom M. brachioradialis links und rechts sowie M. biceps brachii links und rechts vor, die in der ausführlichen Besprechung unberücksichtigt bleiben, deren Ergebnisse der Vollständigkeit halber im Anhang II dargestellt werden. Bei einem Sportler wurden die Aktivitäten der vier Muskelgruppen (M. brachioradialis rechts, M. biceps brachii rechts, M. triceps brachii rechts, M. deltoideus rechts) einer Körperseite abgeleitet. Diese Ergebnisse befinden sich ebenfalls im Anhang II.

Die Daten zweier Sportler (SPORTLER 1, ein Regionaler (Brandenburg-) Meister (GS_423) und SPORTLER 2, ein Junioren-Vizeweltmeister (TE_528)) werden ausführlich berichtet.

⁶⁵ Der Einfachheit halber werden die deutschen Begrifflichkeiten für die Seitenbezeichnungen der Muskeln verwandt. Die exakte Bezeichnung lautet für den M. brachioradialis sinister (links) und M. brachioradialis dexter (rechts).

Die Ergebnisinterpretation für die zwei exemplarischen Fälle wird aus prüfstatischer Sicht beschreibend vorgenommen, um erhoffte und vorangestellte Ergebnisse zu bestätigen.

Tabelle 54 gibt einen vergleichenden Überblick über die erhobenen Kennziffern bei der Sportler. Die unabhängigen und abhängigen Variablen die von den Sportlern im Zuge der EMG-Messung erhoben wurden, sind in Abbildung 29 (S. 84) noch einmal überblicksartig dargestellt.

Tab. 54: Anthropometrische und Leistungsdaten der beiden Sportler

Sportler	SPORTLER 1 (GS_423)	SPORTLER 2 (TE_528)
Größe (cm)	179,5	186,5
Gewicht (kg)	69,5	77,5
Armspannweite (cm)	179,0	186,0
Sitzhöhe (cm)	90,0	97,5
Händigkeit	rechts	rechts
Maximalkraft	1.227,33	1.042,67
Maximalkraftdifferenz (N)	3,67	47,67
Seite der höheren Maximalkraft	rechts	rechts
Schnellkraft ($N \cdot s^{-1}$)	5.332,20	5.862,45
Schnellkraftdifferenz ($N \cdot s^{-1}$)	621,80	873,09
Seite der höheren Schnellkraft	links	rechts
Kaderzugehörigkeit / Erfolge	D3 – Kader	CN – Kader / Juniorenvize- weltmeister 2001

In der Analyse der elektromyographischen Daten werden die SPORTLER 1 und 2 nacheinander in der »Kanu-Gegenstromanlage« und im »Freiwasser« gegenübergestellt. Dabei erfolgt die Auswertung der einzelnen Muskeln entsprechend ihrem Ableitungsort aufsteigend, beginnend mit dem M. brachioradialis. Zuerst werden die Signalverläufe der Muskeln beider Sportler in der GA2-Stufe und anschließend in der SA-Stufe beschrieben.

Gegenübergestellt werden die einzelnen Muskelgruppen der linken und rechten Seite. Es wird davon ausgegangen, dass die abgeleiteten Muskeln vor allem in der Zugphase des Paddelschlages kontrahieren. In Abbildung 85 wird des Elektromyogramm (gleichgerichtet, geglättet, Filtertyp: Tschebyschew 0.5 bei 20 Hz, 6. Ordnung) des SPORTLERS 1 für den gesamten Messverlauf (Start bis 58,14 s [Ende Stufe GA2]) in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des GA2-Bereiches gezeigt.

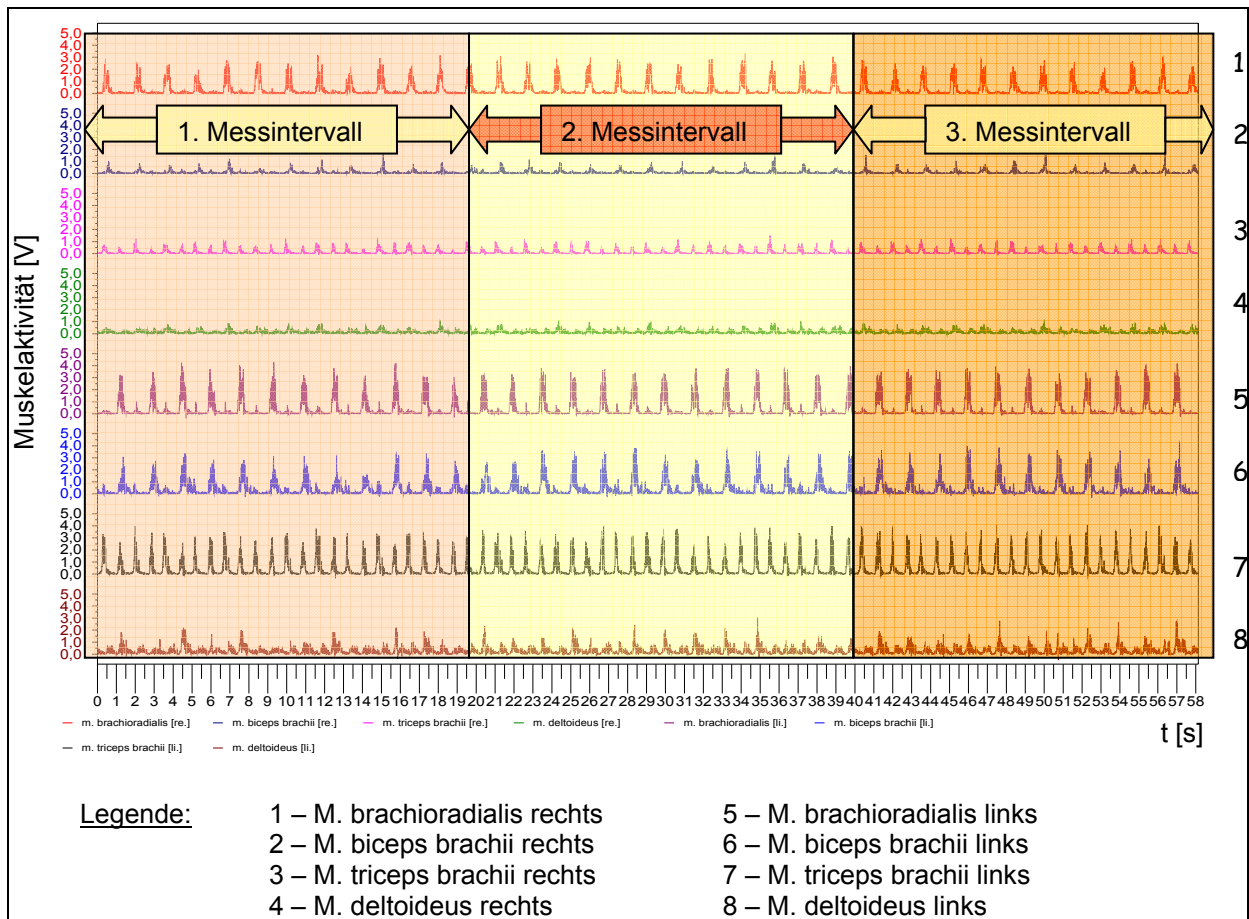


Abb. 85: Muskelaktivitäten von SPORTLER 1 im GA2-Bereich in der »Kanu-Gegenstromanlage« (Start – 58,14 s) mit Messintervallen

Zur besseren Übersicht und Vergleichbarkeit werden die Signalverläufe in drei Zeitabschnitte unterteilt. Der erste Abschnitt umfasst das Zeitintervall vom Start (Null) bis 20 Sekunden. Der zweite Abschnitt beinhaltet das mittlere Zeitintervall 20 bis 40 Sekunden und der dritte Abschnitt von 40 Sekunden bis zur Zieldurchfahrt, den Schlussabschnitt des Rennverlaufs. Mit Hilfe dieser Einteilung können die Muskelaktivitätsverläufe im GA-Geschwindigkeitsbereich und SA-Bereich und zusätzlich untereinander verglichen werden.

Abbildung 86 zeigt exemplarisch die EMG-Signale aller abgeleiteten Muskeln innerhalb des ersten Intervalls vom Start bis 20 s danach.

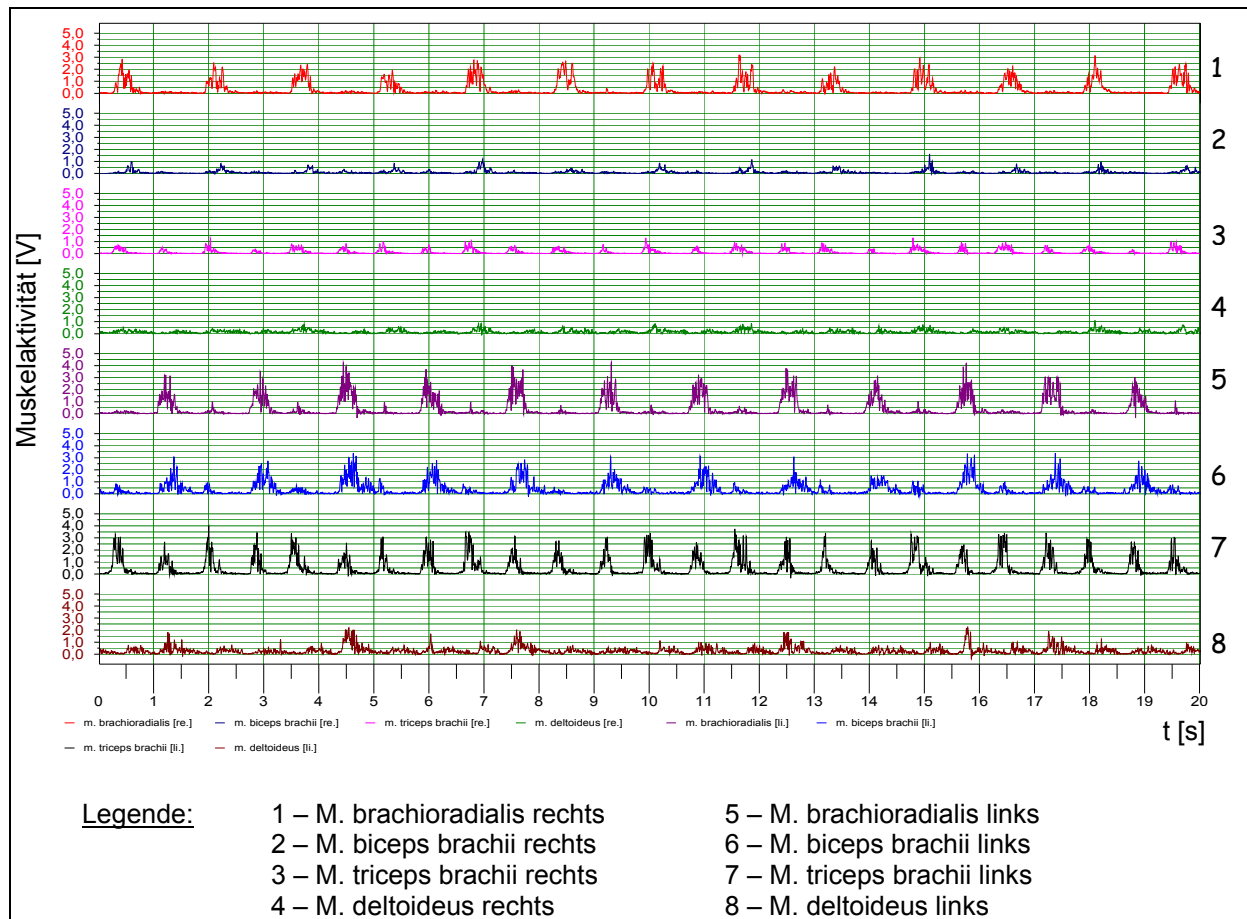


Abb. 86: Muskelaktivitäten⁶⁶ von SPORTLER 1 im GA2-Bereich in der »Kanu-Gegenstromanlage« (Start – 20 s)

EMG-Signalverläufe von SPORTLER 1 und SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage«

EMG des M. brachioradialis beider oberen Extremitäten in der GA2-Stufe

Der visuelle Vergleich der Aktivität des M. brachioradialis (sinister) links und (dexter) rechts von SPORTLER 1 zeigt im ersten Zeitintervall (Start bis 20 s), dass der M. brachioradialis links höhere Aktivitätspotenziale in der Arbeitsphase (Eintauchen bis Aushub des Paddels) aufweist (Amplitudenspitzen [Maxima], links = Ø 3,68 V, rechts = Ø 2,58 V). Weiterhin ist auffällig, dass in der Umsetzphase und Arbeitsphase des rechten M. brachioradialis ein erhöhter Aktionsausschlag linksseitig zu beobachten ist als beim rechten M. brachioradialis in der gleichen Phase (siehe Abbildung 87), was für eine zusätzliche Arbeitsleistung spricht und im Verlaufe der Paddelstrecke zu einer schnelleren Ermüdung führen könnte. An dieser Stelle kann die Aktivität der

⁶⁶ Bei allen weiteren Darstellungen der Muskelaktivitäten wurde das EMG gleichgerichtet, geglättet und mit dem Filtertyp: Tschebyschew 0.5 bei 20 Hz, 6. Ordnung Tiefpass gefiltert.

beiden Muskeln als ein Maß für die Muskelarbeit mit dem mathematischen Integral (HERING, 2001, S. 69) berechnet werden. Das integrierte Elektomyogramm (IEMG) für den M. brachioradialis rechts ergibt 6,65 V·s und für den M. brachioradialis links 7,91 V·s, was für eine höhere Arbeitsleistung des linken Muskels spricht.

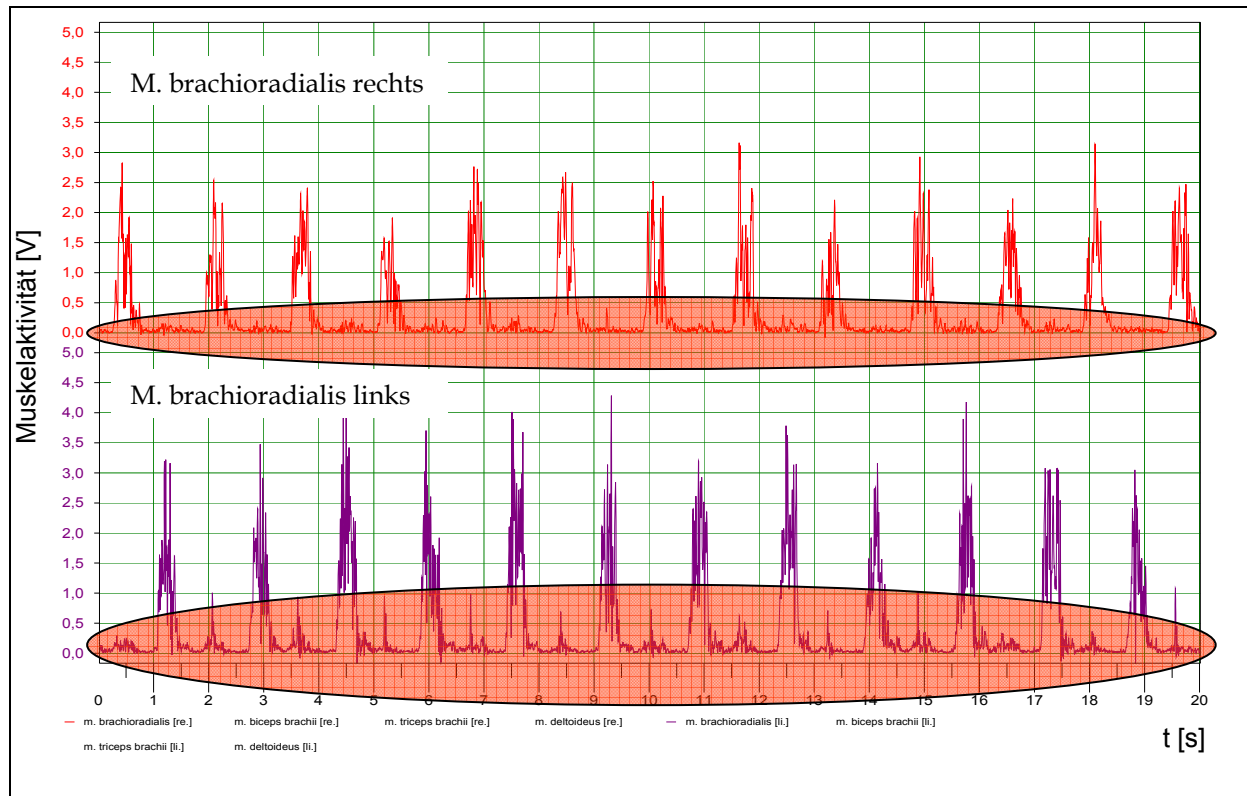


Abb. 87: EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Die Gesamtansicht des Elektromyogramms von SPORTLER 2 (vgl. Abbildung 88) zeigt im Wesentlichen ein ähnliches Signalbild wie das EMG von SPORTLER 1⁶⁷.

⁶⁷ Angemerkt werden muss, dass der zweite Kanal (M. biceps brachii rechts) im EMG von SPORTLER 2 ausgefallen ist und keinen verwertbaren Signalverlauf liefert.

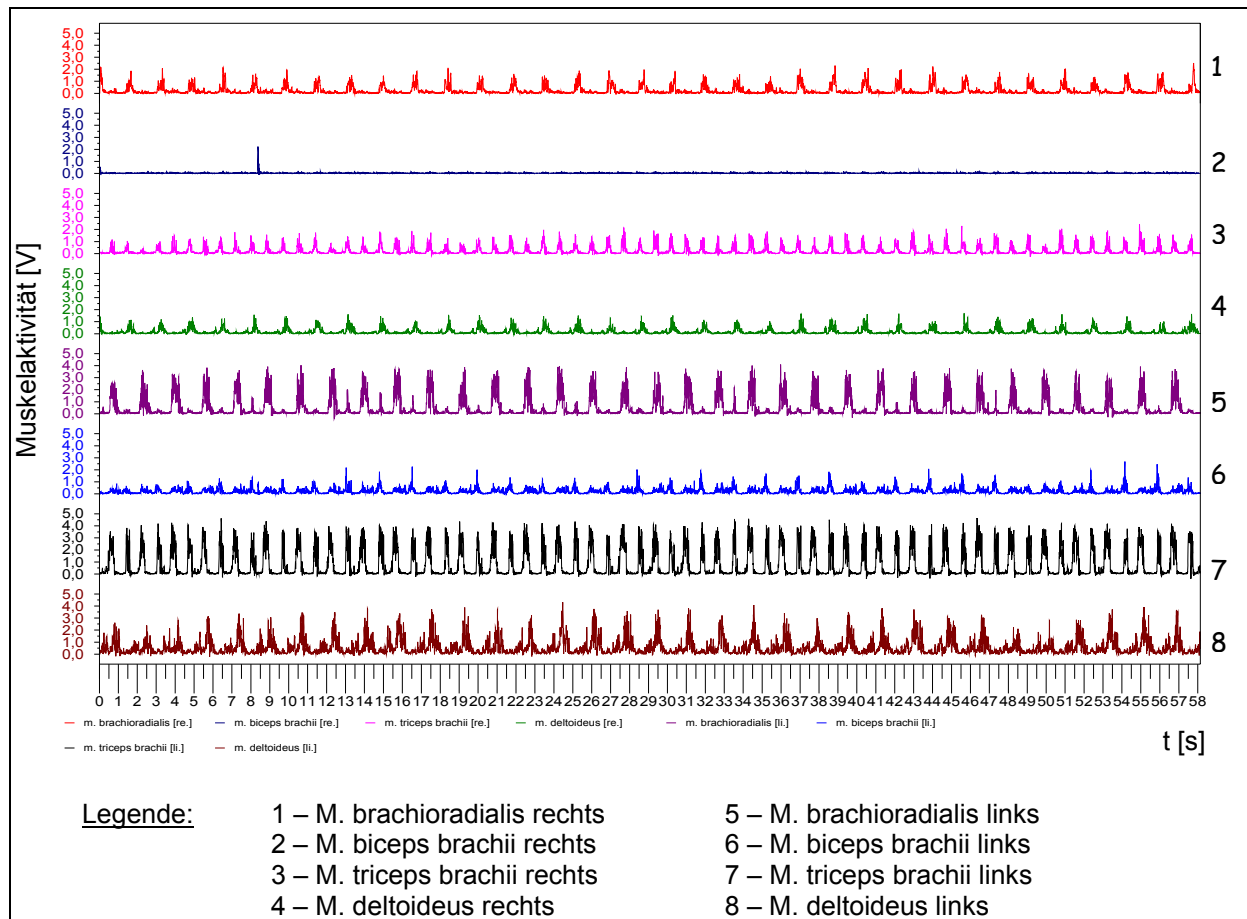


Abb. 88: Muskelaktivitäten von SPORTLER 2 im GA2-Bereich in der »Kanu-Gegenstromanlage« (Start – 58,14 s)

Auch eine Vergrößerung des Betrachtungsfensters für das erste Messintervall von SPORTLER 2 (siehe Abbildung 89 im Vergleich mit Abbildung 86) zeigt ähnliche Kurvenverläufe wie sie bei SPORTLER 1 gemessen wurden.

Der intraindividuelle Vergleich des M. brachioradialis beider oberen Extremitäten bei SPORTLER 2 zeigt im ersten Messintervall Unterschiede. Bei der Betrachtung der Abbildung 90 ist bereits erkennbar, dass der M. brachioradialis links höhere Amplitudenwerte aufweist und darüber hinaus die Zeitintervalle der Kontraktion länger als beim rechtsseitigen Muskel sind. Auffallend sind die Amplitudenspitzen des linksseitigen M. brachioradialis zur 8., 13. und 15. Messsekunde und nach 16,5 s. Diese optischen Unterschiede schlagen sich in den Muskelleistungen beider Muskeln in den ersten 20 Sekunden nieder. Linksseitig werden 10,67 V·s und rechtsseitig nur 4,49 V·s für den M. brachioradialis gemessen.

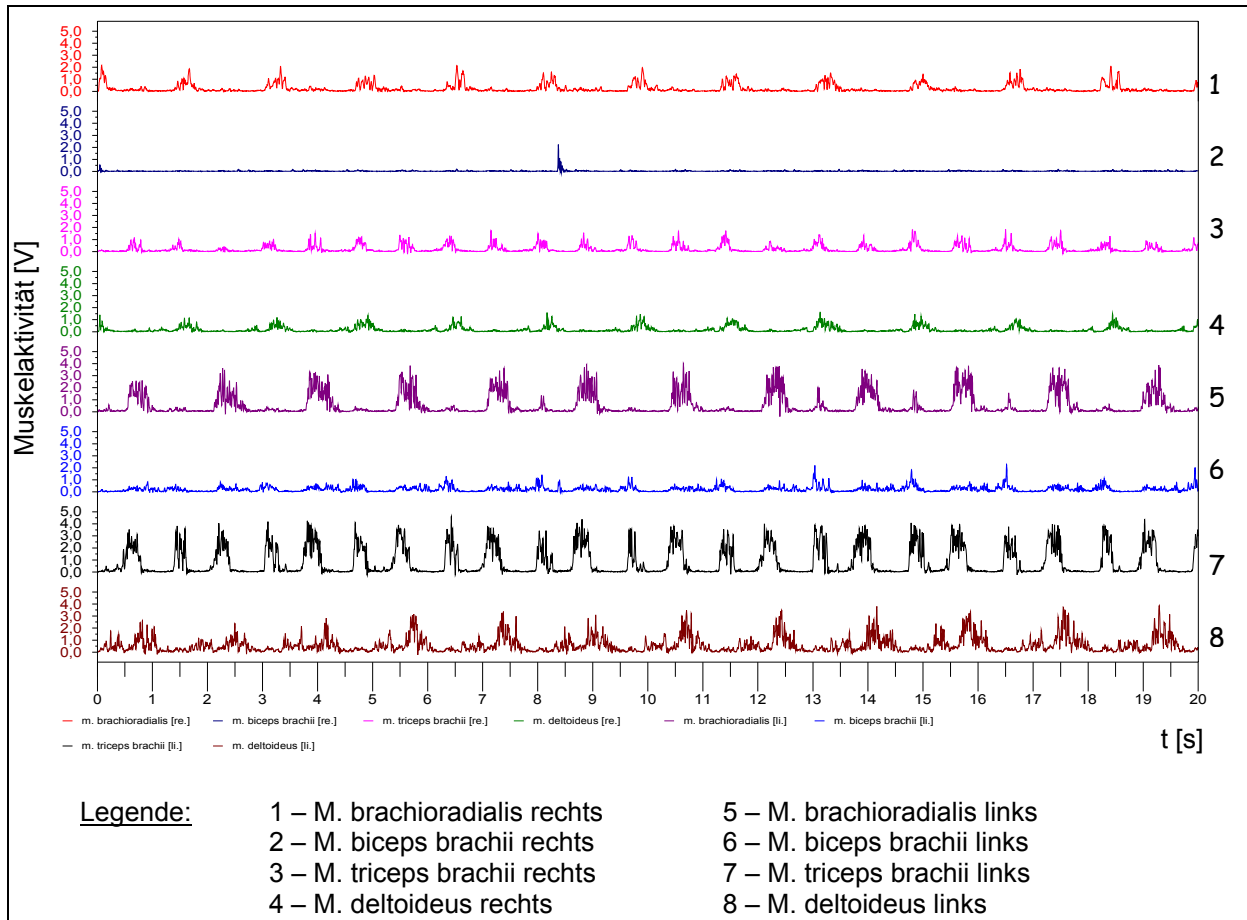


Abb. 89: Muskelaktivitäten von SPORTLER 2 im GA2-Bereich in der »Kanu-Gegenstromanlage« (Start – 20 s)

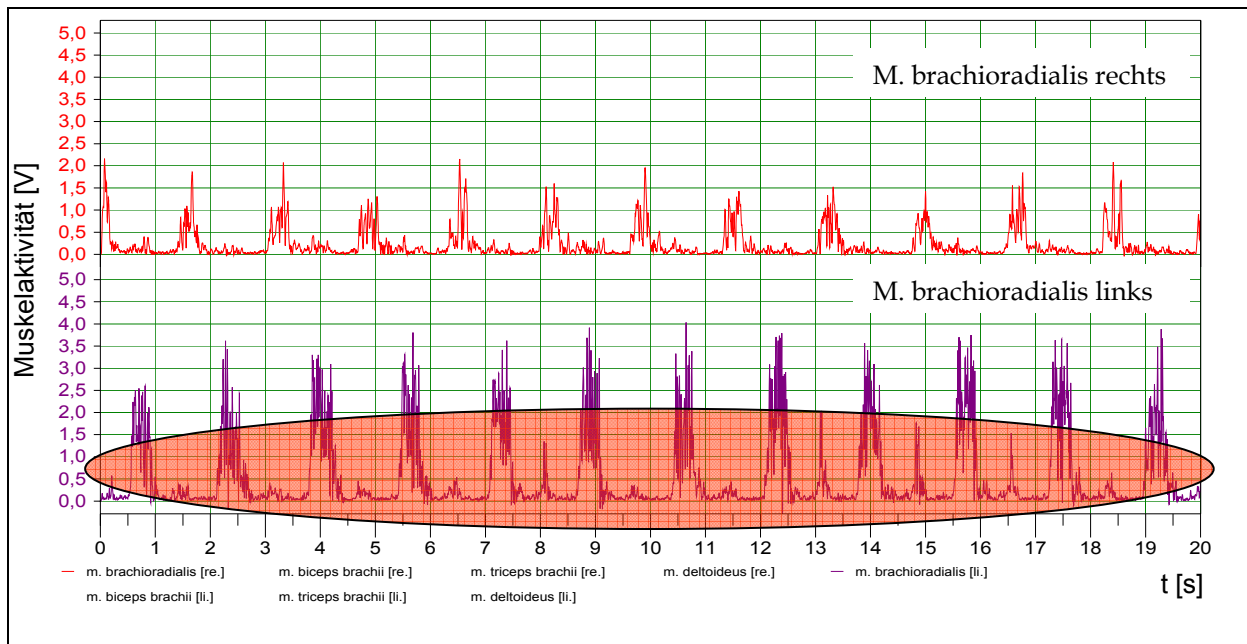


Abb. 90: EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Ähnliche Auffälligkeiten gibt es für den M. brachioradialis auch beim SPORTLER 1 (siehe Abbildung 87). Somit könnte der gezeigte Verlauf typisch für diesen Muskel bei rechtshändigen Kanuten mit linksgedrehten Paddel sein. Die Amplitudenspitzen des linksseitigen M. brachioradialis fallen mit dem Beginn der Kontraktion des rechten M. brachioradialis in dessen Durchzugsphase zusammen. Durch die Flexion der linken Hand in der linksseitigen Druckphase, die mit dem Paddel Einsatz rechts (Durchzugsphase rechts) einsetzt, könnte es zu den beschriebenen Aktivierungsspitzen des M. brachioradialis links kommen.

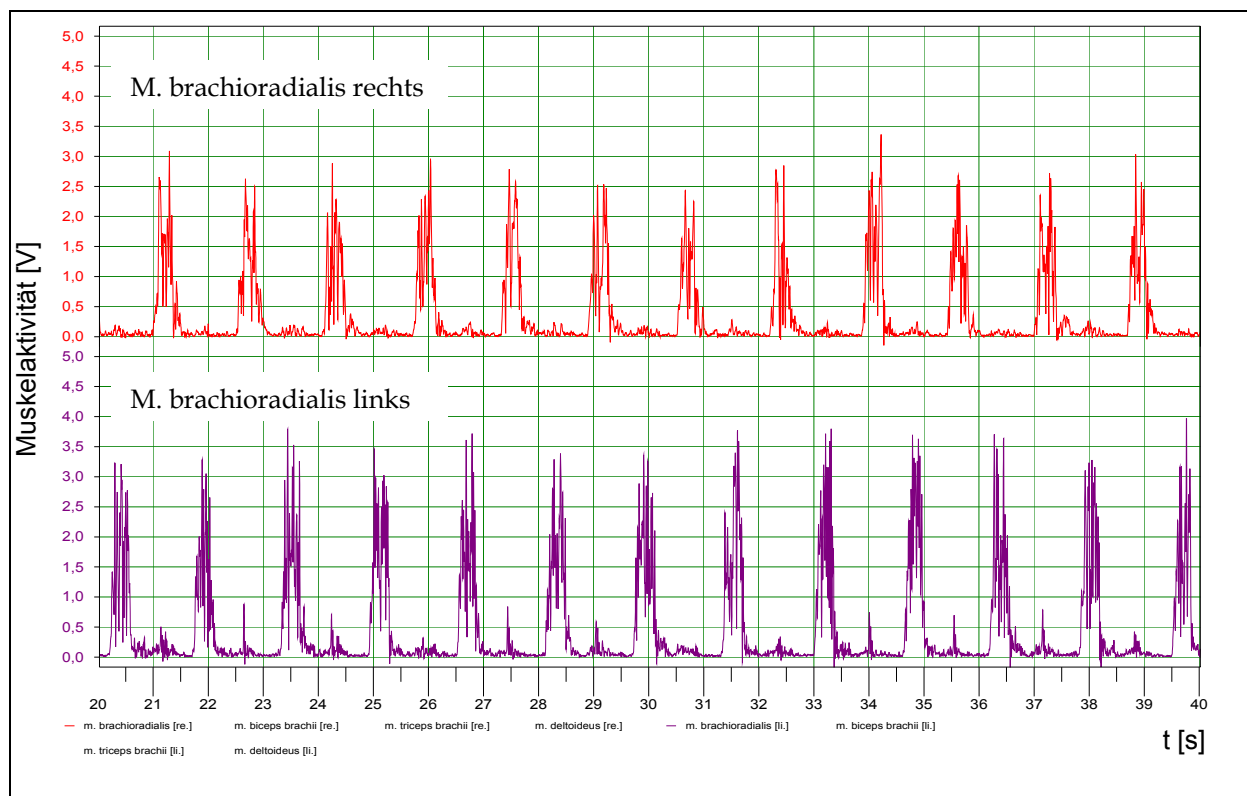


Abb. 91: EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Im zweiten Zeitintervall (20 bis 40 s) können beim SPORTLER 1 höhere Aktionspotentiale des M. brachioradialis auf der linken Seite abgeleitet werden. Der erhöhte Potentialverlauf des linksseitigen M. brachioradialis setzt sich in der Umsetz- und Arbeitsphase des M. brachioradialis rechts im zweiten Intervall fort (siehe Abbildung 91). Die Muskelarbeit in dem Abschnitt zwischen 20 und 40 Sekunden liegt geringfügig über den vergleichbaren Werten aus dem ersten Intervall (6,78 V·s rechtsseitig und 8,99 V·s linksseitig). Der Unterschied der Muskelarbeit zwischen M. brachioradi-

lis links und rechts im zweiten Intervall ist zahlenmäßig höher als im ersten Zeitabschnitt.

Der zuvor beschriebene Verlauf setzt sich für den M. brachioradialis von SPORTLER 2 im zweiten Messabschnitt (20 bis 40 s) fort (vgl. Abbildung 92). In diesem Abschnitt sind Aktionspotentialspitzen des M. brachioradialis in der linksseitigen Druckphase zu beobachten (vgl. Abbildung 92, besonders Messzeitpunkt 25 s und 33,5 s).

Bis zum Ende des zweiten Messintervalls leisten beide Muskeln von SPORTLER 2 9,09 V·s rechtsseitig und 21,48 V·s linksseitig an Muskelarbeit. Damit erreichen sie fast identische Werte (4,60 V·s für M. brachioradialis rechts und 10,81 V·s für M. brachioradialis links) im Vergleich zum ersten Intervall (Start bis 20 s; M. brachioradialis rechts 4,49 V·s und M. brachioradialis links 10,67 V·s).

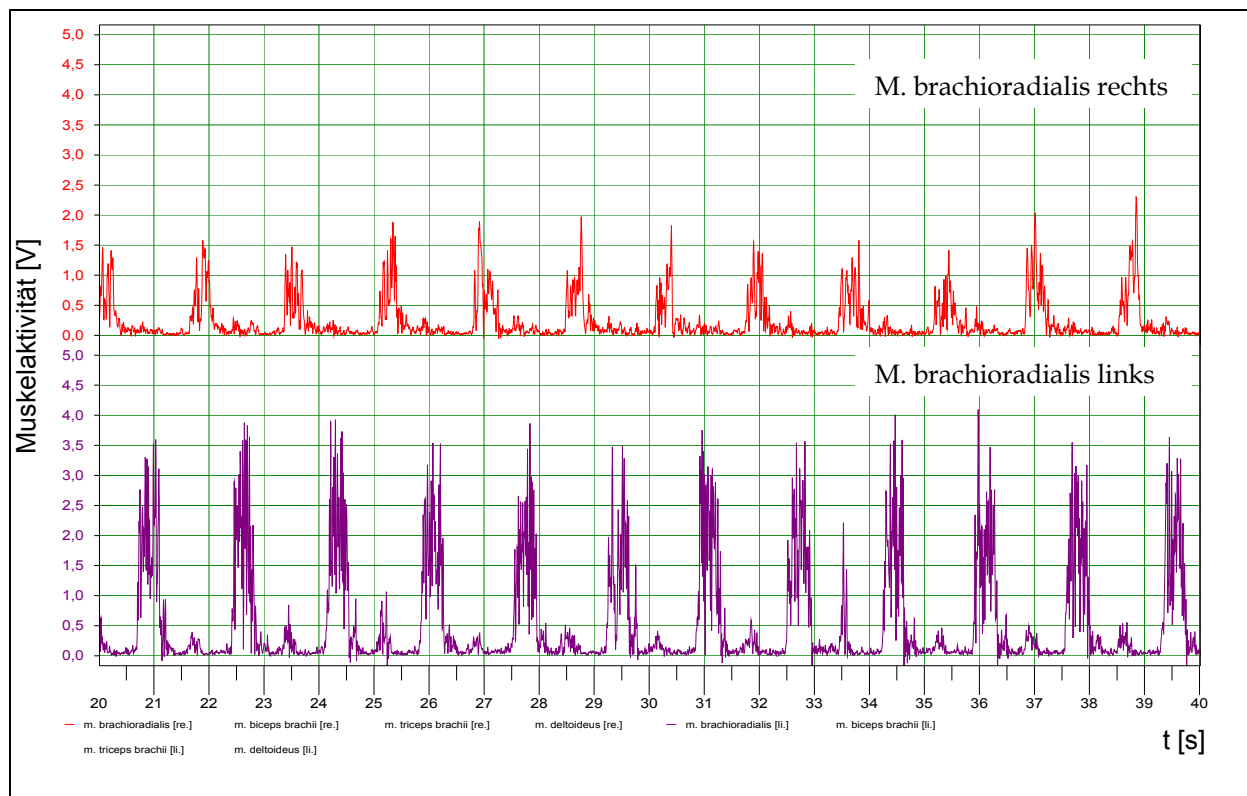


Abb. 92: EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Im interindividuellen Vergleich beider Sportler ist im zweiten Messintervall eine größere Leistungsdifferenz zwischen der linken und rechten abgeleiteten Muskulatur bei SPORTLER 2 zu beobachten. Bei SPORTLER 1 sind die Aktionspotentiale beider Muskeln in der Druckphase harmonischer (siehe Abbildung 91). Auftretende Potenti-

alspitzen sind nicht so stark ausgeprägt wie es bei SPORTLER 2 der Fall ist (vgl. Abbildung 92).

Im dritten Zeitintervall (40 s bis Zieldurchfahrt bzw. Ende der Stufe) bestätigt sich das bereits beschriebene Bild der ersten beiden Intervalle bei SPORTLER 1. Die höheren Aktivitäten können beim M. brachioradialis links beschrieben werden. Ebenso sind die Potentialauslenkungen in der Arbeitsphase des rechten M. brachioradialis höher als des M. brachioradialis rechts in der linksseitigen Arbeitsphase (vgl. Abbildung 93). Durch das etwas kürzere Intervall (18,14 s) geht der mathematische Wert für die Muskelarbeit (IEMG) leicht zurück. Die größere Arbeit muss dem M. brachioradialis links mit 8,04 V·s gegenüber 5,80 V·s des rechtsseitigen M. brachioradialis zugeschrieben werden.

Der sehr geringe Rückgang der Muskelarbeitswerte des M. brachioradialis links könnte, trotz des kürzeren Messintervalls im Vergleich vom zweiten zum dritten Intervall, mit einer stärkeren Ermüdung verbunden sein. Im EMG können Ermüdungserscheinungen mit einer Amplitudenzunahme identifiziert werden, die wiederum mit einer Frequenzminimierung einhergeht (bestimmbar z.B. mit der Fast-Fourier-Transformation [FFT]). Da schnellkontrahierende Muskelfasern (Fast Twitch Fibre [FT-Fibre, Typ IIb und IIa]) relativ zeitig ermüden, müssen die langsam kontrahierenden Muskelfasern (Slow Twitch Fibre [ST-Fibre, Typ I]) im größeren Umfang aktiviert werden (mehr motorische Einheiten werden erregt und es kommt zum höheren Amplitudenwerten), um die Kraftleistung aufrecht zu erhalten (vgl. JÖLLENBECK, 2004 und HERING, 2001). Gleichzeitig werden die Aktionszeiten länger (Arbeitsphase).

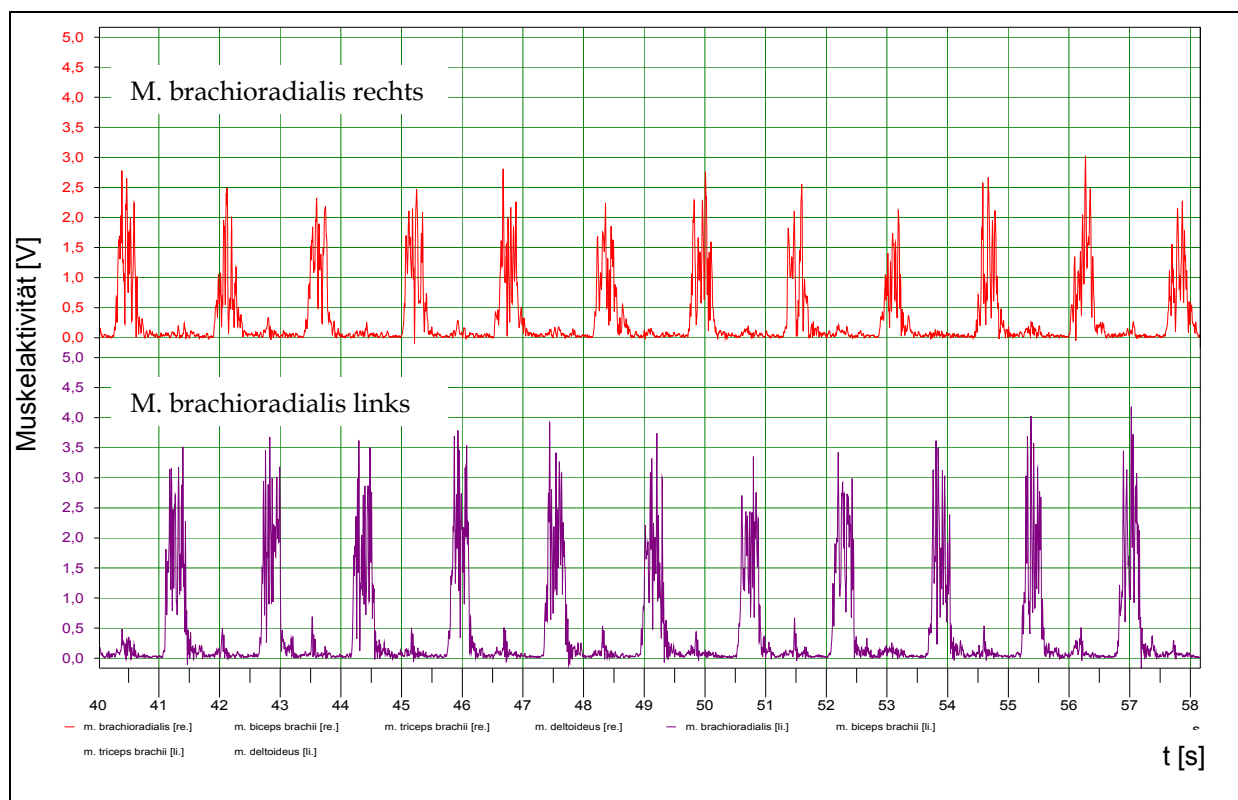


Abb. 93: EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

Über den gesamten Messverlauf realisiert der M. brachioradialis rechts von SPORTLER 1 eine Muskelarbeit von 19,23 V·s und links von 24,95 V·s. Die höhere Muskelarbeit des M. brachioradialis links könnten die höheren maximalen Kraftwerte der linken oberen Extremität beim Paddeldurchzug im Wasser bedingen. Ob tatsächlich höhere Muskelaktivitäten links auch zu höheren gemittelten Kraftwerten im Durchzug führen, muss an anderer Stelle genauer untersucht werden. Es zeigt sich beim Verlauf der Kraftkurven am Paddel zu fünf Messpunkten (nach 10, 20, 30, 40, 50 s) in Abbildung 94, dass linksseitig höhere Kraftmaxima erreicht werden. Nicht erklärt werden kann, ob, wie in anderen elektromyographischen Befunden (NEUBERT, 1999; GOLLHOFER, 2000; HERING, 2000; WOLLNY, 2002; JÖLLENBECK, 2002) belegt, höhere Kraftentwicklungen (unter Laborbedingungen) mit höheren Amplitudenwerten im EMG korrespondieren.

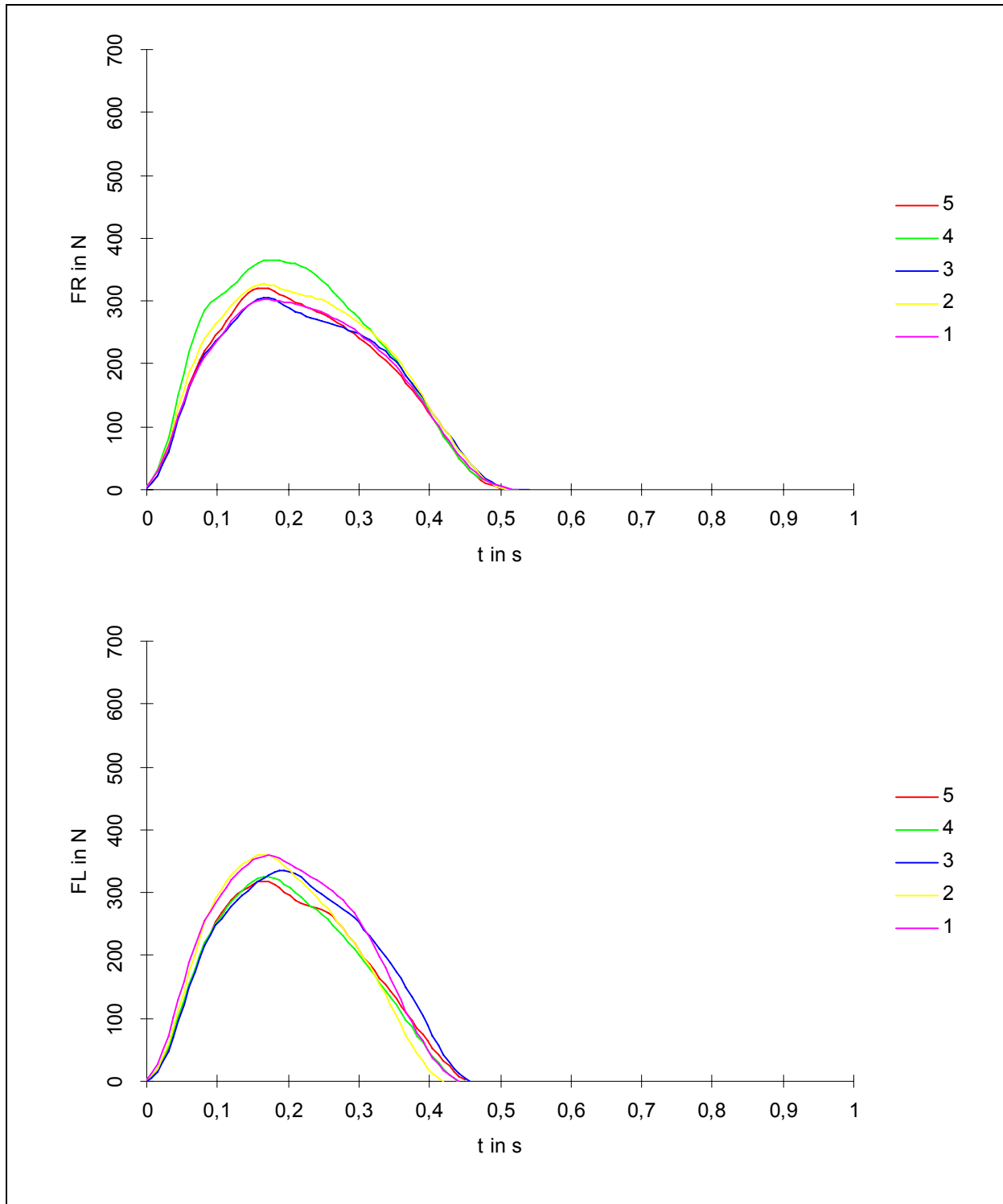


Abb. 94: Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der GA2-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal« von SPORTLER 1

Im letzten Messabschnitt (siehe Abbildung 95) treten die beschriebenen linksseitigen Potentialspitzen in der Druckphase beim M. brachioradialis von SPORTLER 2 kaum noch auf. Der EMG-Signalverlauf harmonisiert sich in dieser Phase, wie er rechtsseitig durchgängig zu erkennen ist.

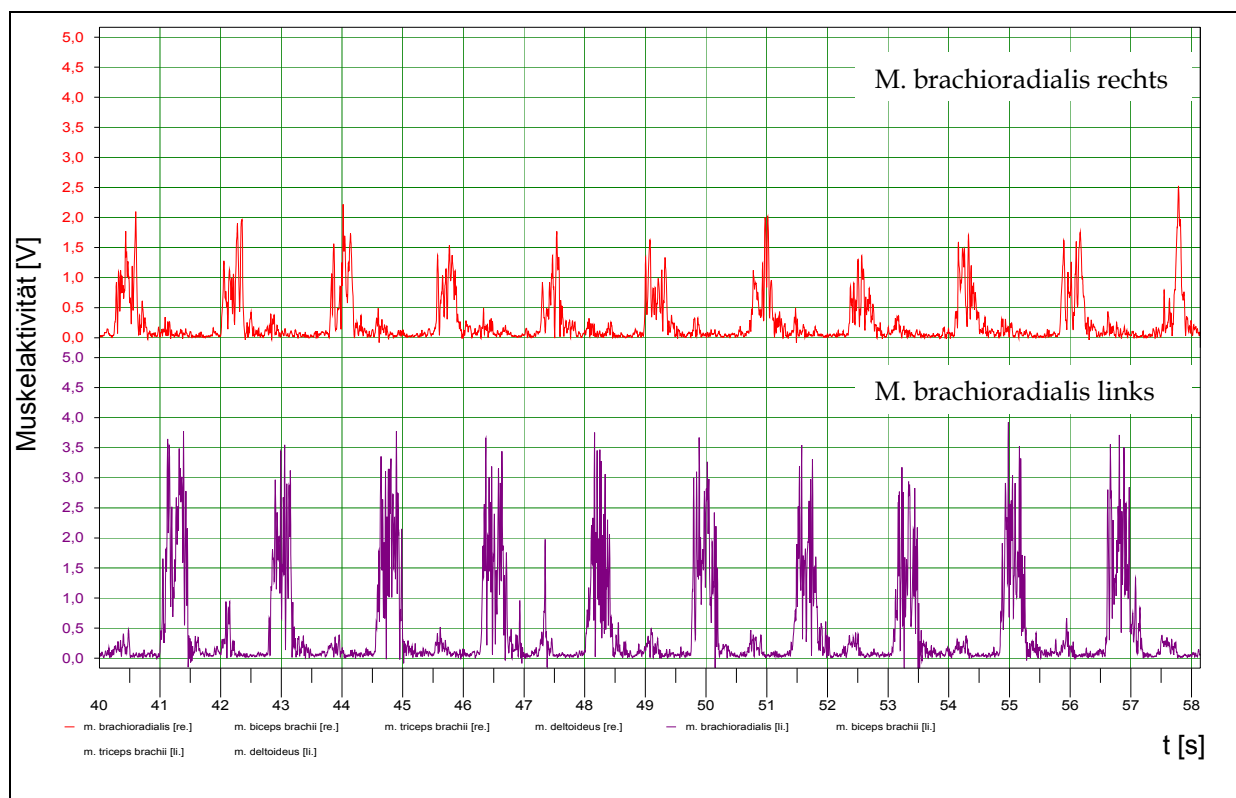


Abb. 95: EMG-Muster des M. brachioradialis rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

Bis zum Messende leisten der M. brachioradialis rechts 13,70 V·s und links 30,02 V·s muskuläre Arbeit. Auf das Intervall bezogen, geht linksseitig die Arbeitsleistung auf 8,54 V·s zurück, während rechts die höchste Arbeitsleistung mit 4,61 V·s der drei Abschnitte realisiert wird. Die rechtsseitig höheren Arbeitsleistungen sind durch einen Anstieg der Amplitudenwerte bedingt, die auf eine stärkere Ermüdung des M. brachioradialis rechts zurückzuführen sein könnten. Die Amplitudenspitzenwerte des M. brachioradialis links in der Durchzugsphase bleiben relativ gleich im Verhältnis zu den beiden ersten Messintervallen. Bedingt durch die kürzere Intervalllänge liegt die Leistung des Muskels rund 2 V·s unter den Leistungswerten aus den ersten beiden Messabschnitten.

EMG des M. biceps brachii beider oberen Extremitäten in der GA2-Stufe

Bei der EMG-Erfassung des M. biceps brachii des SPORTLERS 1 werden die höheren Potentialauslenkungen im EMG-Signal im ersten Zeitintervall (Start bis 20 s) auf der linken Seite erreicht (siehe Abbildung 96). Die Werte für die muskuläre Arbeit (IEMG) sind beim M. biceps brachii rechts 4,75 V·s und links 7,52 V·s. Der Unterschied der muskulären Arbeitswerte (IEMG) ist beim M. biceps brachii größer als

beim M. brachioradialis im ersten Abschnitt. Weiterhin fällt auf, dass der Signalverlauf in der Arbeitsphase des kontralateralen Muskels bei beiden Muskeln höhere Ausschläge aufzeigt als beim M. brachioradialis. Ursache hierfür kann die Aktivierung des M. biceps brachii als Synergist zum M. triceps brachii beim Drücken des Gegenarms in der Durchzugsphase sein.

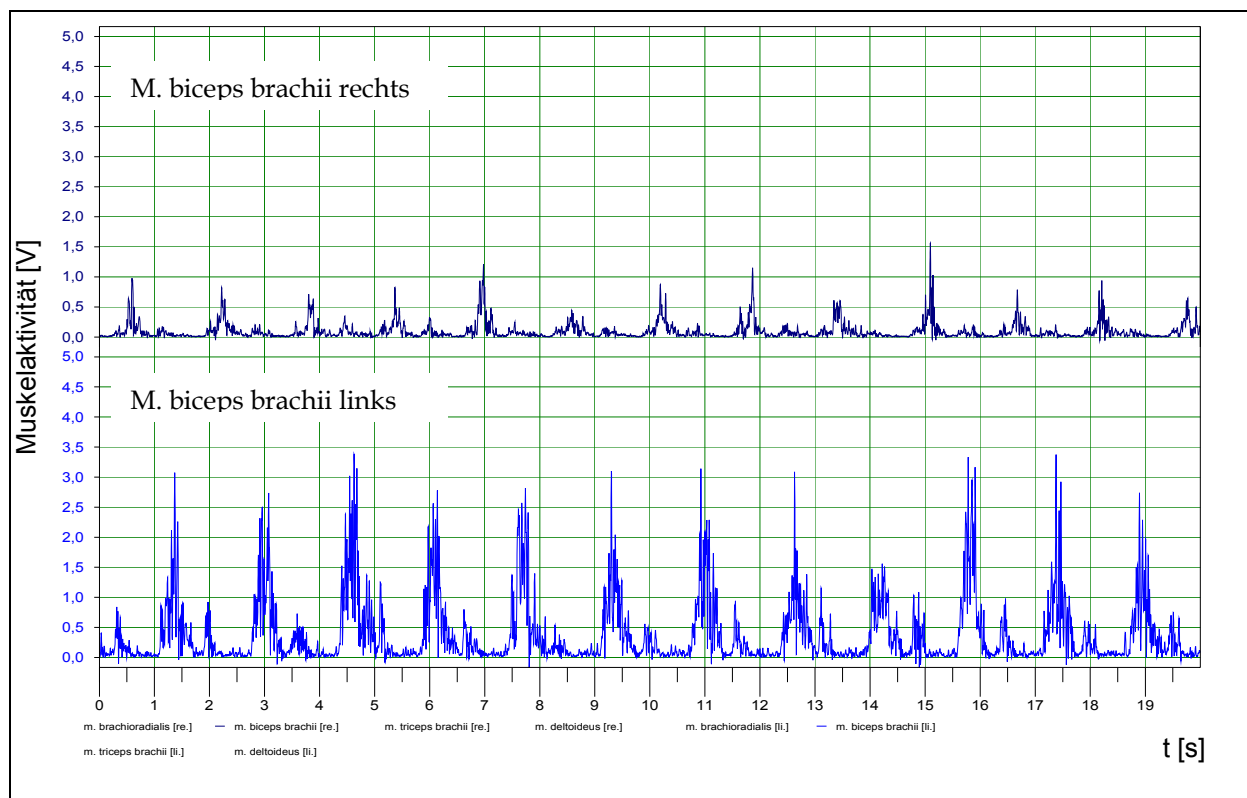


Abb. 96: EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Im Falle des M. biceps brachii ist ein intermuskulärer Vergleich durch den technischen Ausfall des Ableitkanals am M. biceps brachii rechts beim SPORTLER 2 nicht möglich (siehe Abbildung 97). Der linksseitige M. biceps brachii erbringt eine Arbeitsleistung im ersten Intervall von 4,47 V·s. Damit liegt er unter dem Wert von SPORTLER 1 im vergleichbaren Abschnitt.

Weiterhin fällt bei einem interindividuellen Vergleich auf, dass die Aktivierungszeiten von SPORTLER 2 länger als bei SPORTLER 1 und die Phasen der relativen Ruhe kürzer sind. SPORTLER 1 zeigt im Signalverlauf in den Entspannungsphasen stellenweise Amplitudenspitzen auf (siehe Abbildung 96).

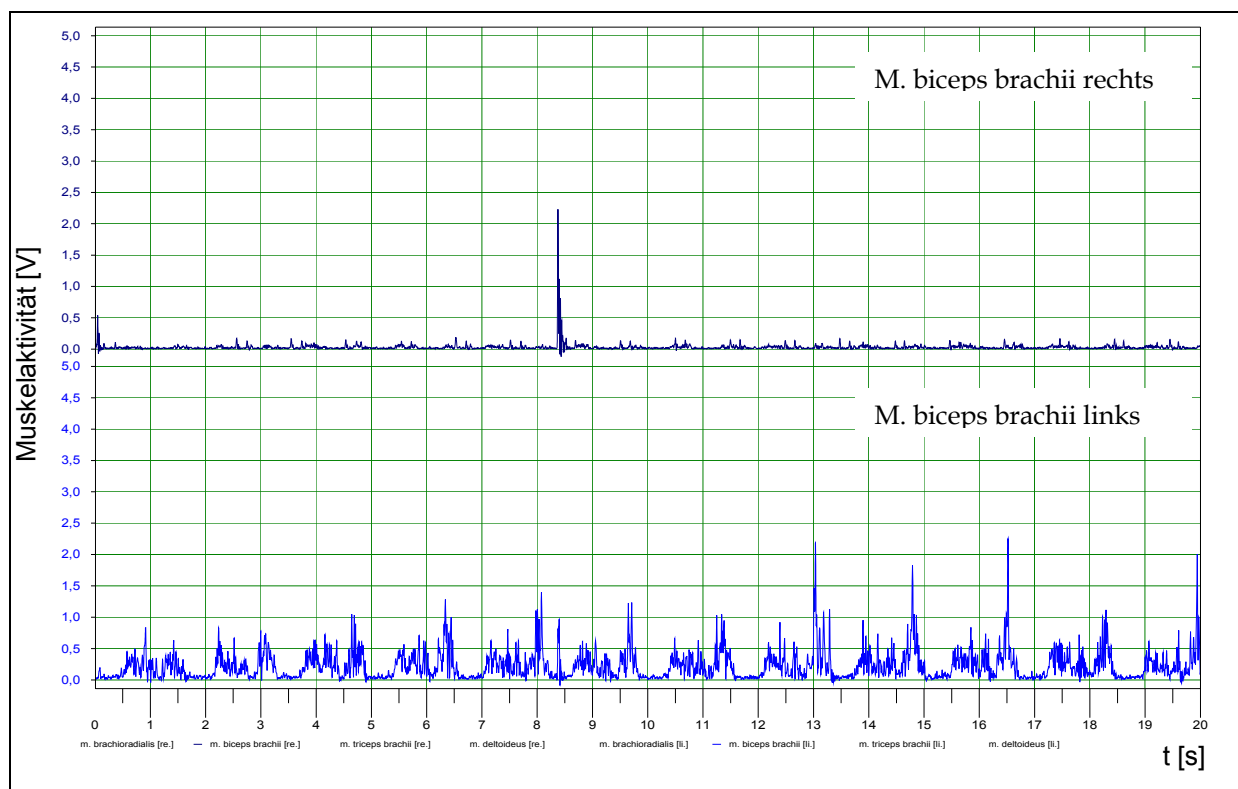


Abb. 97: EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Bei SPORTLER 1 bleibt im zweiten Zeitintervall die Muskelarbeit vom Wert des M. biceps brachii rechts mit 4,71 V·s fast konstant. Der Wert des IEMGs des linksseitigen M. biceps brachii erhöht sich auf 9,09 V·s. Die Aktivierungsauslässe der beiden Muskeln in der Arbeitsphase des jeweils kontralateralen Muskels sind in Abbildung 98 dargestellt.

Im weiteren Verlauf der EMG-Ableitung des M. biceps brachii von SPORTLER 2 bilden sich Aktivierungsplateaus mit einer Potentialspitze zum Ende der Kontraktion heraus (vgl. Abbildung 99).

Die Arbeitsleistung des M. biceps brachii links des SPORTLERS 2 erhöht sich im zweiten Intervall auf 9,25 V·s. Die Leistung innerhalb des Messabschnitts liegt mit 4,80 V·s leicht über dem Wert des ersten Intervalls.

Im dritten Messintervall sinken die Arbeitswerte beider Muskeln von SPORTLER 1, bedingt durch die kürzere Intervalllänge, im Vergleich zum zweiten Intervall ab. Die Kennwerte erreichen beim rechtsseitigen M. biceps brachii 4,42 V·s und linksseitig 7,87 V·s.

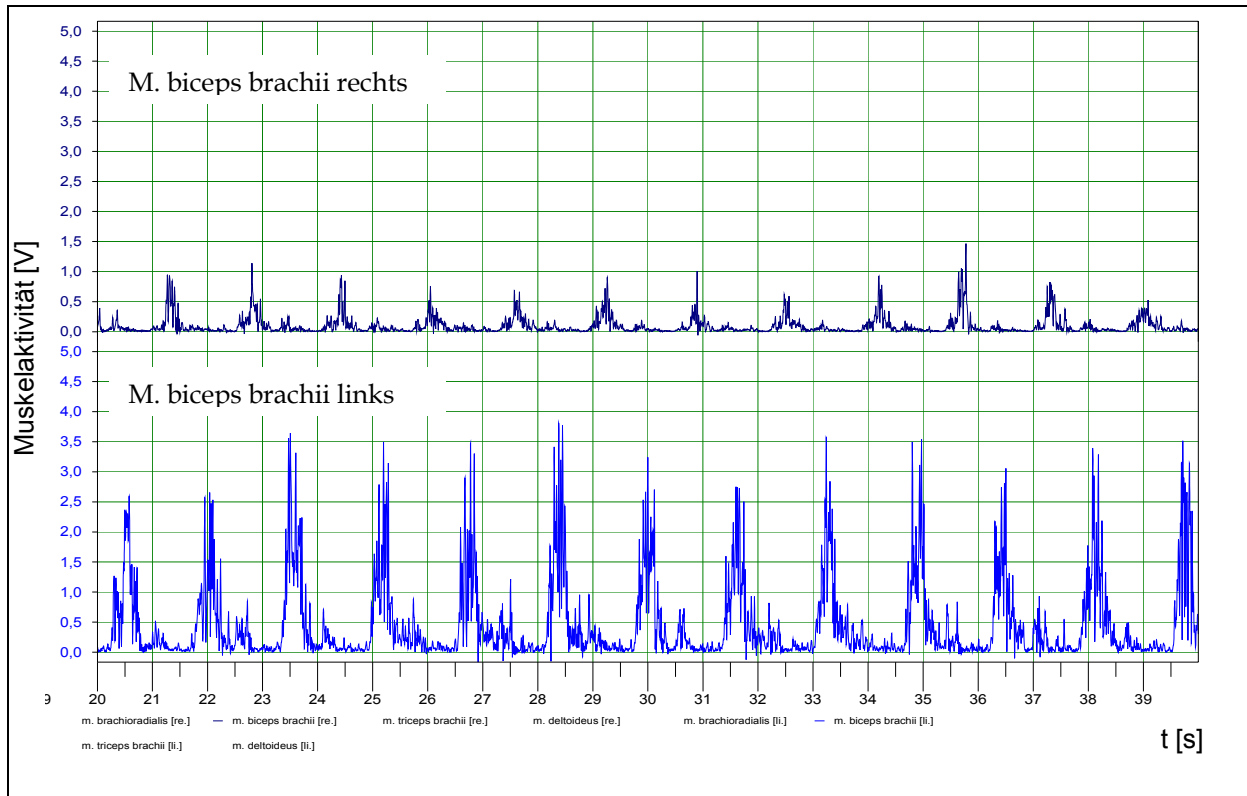


Abb. 98: EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

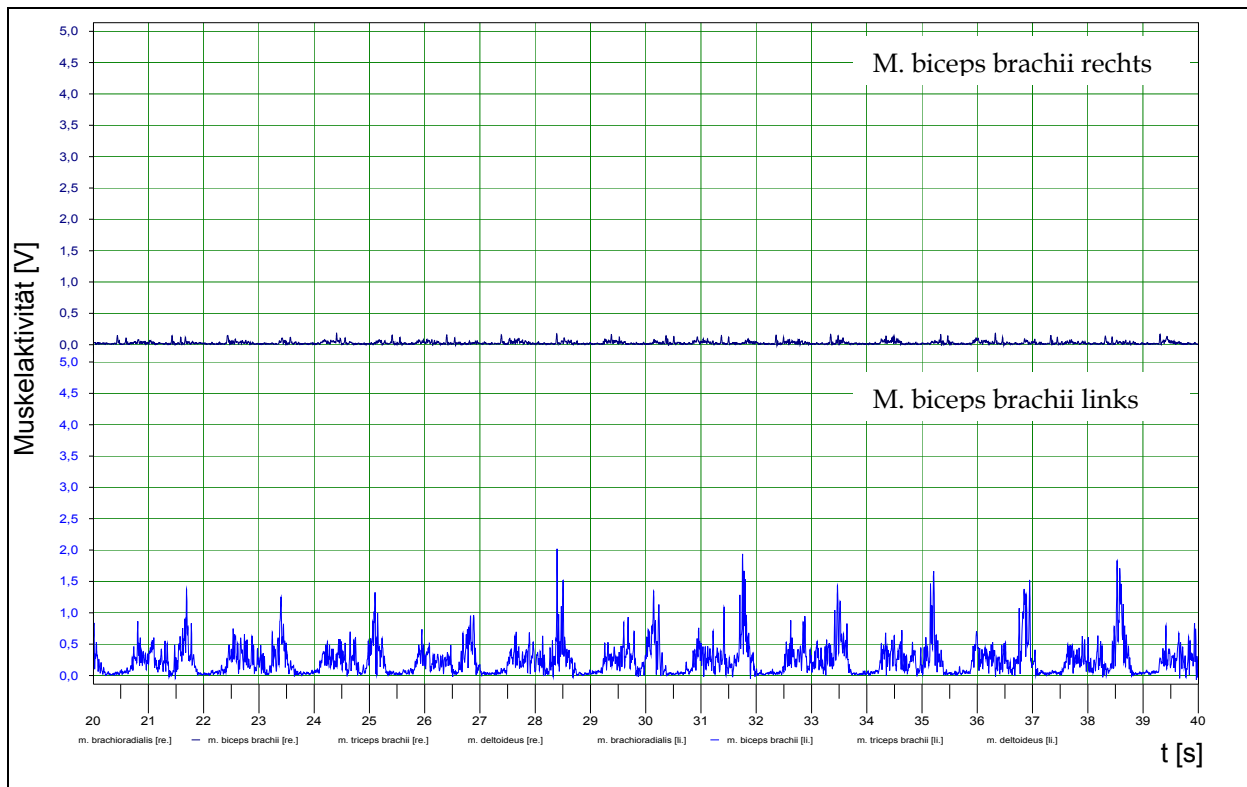


Abb. 99: EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Im letzten Intervall sind die unterschiedlichen Verläufe der EMG–Signale auffällig. Während der linksseitige M. biceps brachii von SPORTLER 1 in jeder Arbeitsphase annähernd gleich hohe Ausschläge erzeugt, schwanken beim M. biceps brachii rechts die Ausschlagsspitzen in den Arbeitsphasen sehr deutlich (siehe Abbildung 100).

Etwas schwächer sind die Amplitudenschwankungen des M. biceps brachii rechts, in der Arbeitsphase des M. biceps brachii links, im Vergleich der beiden Muskeln untereinander und zu den beiden ersten Intervallen des rechtsseitigen M. biceps brachii. Die höhere Arbeitsleistung des linksseitigen M. biceps brachii trägt somit wesentlich zu den höheren maximalen Kraftwerten in der Durchzugsphase des Paddels bei (vgl. Abbildung 94, S. 197) und ergänzt die Arbeitsleistung des M. brachioradialis.

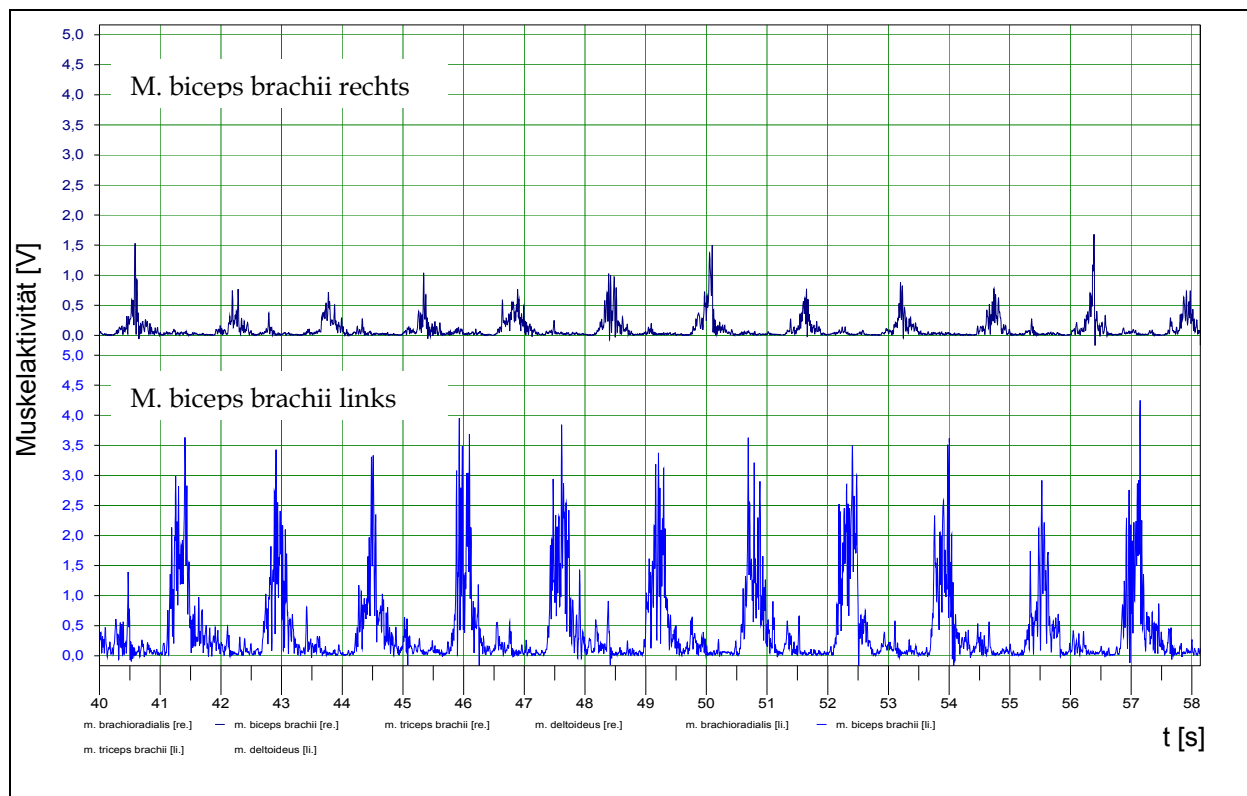


Abb. 100: EMG–Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

Der beschriebene Trend bei SPORTLER 2 aus den ersten beiden Intervall setzt sich auch im dritten fort (vgl. Abbildung 101). Bis zum Ende der Fahrstufe GA2 leistet der M. biceps brachii links eine Muskelarbeit von 13,51 V·s. Intervallbezogen ergibt sich eine Leistung von 4,26 V·s. Insgesamt liegen die Leistungswerte des Muskels von SPORTLER 2 unter denen von SPORTLER 1. Einzuschätzen ist, dass einerseits der

M. biceps brachii links von SPORTLER 2 ökonomischere Arbeit leistet, da beide Sportler durch die technische Vorgabe die gleiche kanuspezifische Fahrleistung (750 m in 58,14 s) erbringen, andererseits der Muskel von SPORTLER 2 ermüdungsresistenter zu sein scheint und günstigere Hebelverhältnisse ausschlaggebend sein könnten.

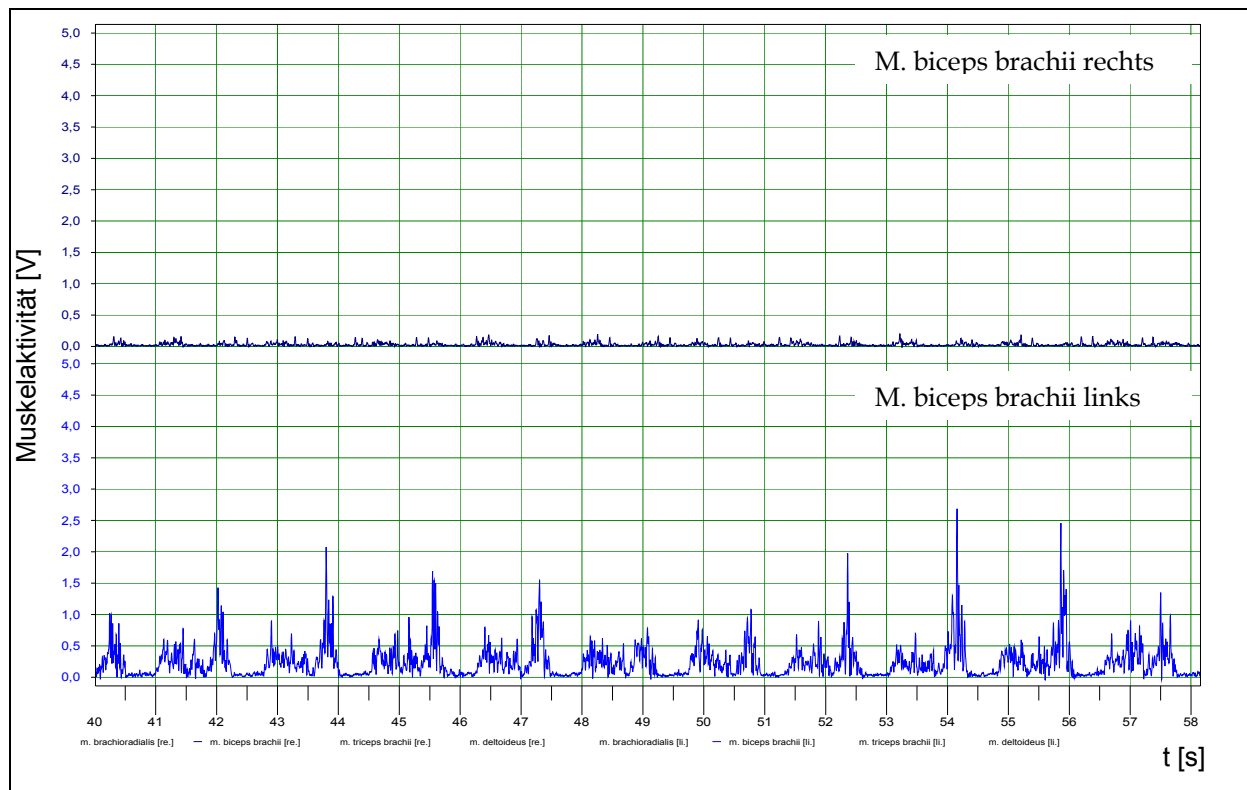


Abb. 101: EMG-Muster des M. biceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

EMG des M. triceps brachii beider oberen Extremitäten in der GA2-Stufe

Der M. triceps brachii wird vor allem in der Arbeitsphase des kontralateralen Muskels als wichtiges Übertragungselement zur Druckkraftübertragung auf das Paddel aktiv. Die Kontraktion des M. triceps brachii führt zur Ellenbogenstreckung.

In Abbildung 102 werden die Signalverläufe des M. triceps brachii im ersten Intervall der GA2-Stufe des SPORTLERS 1 gezeigt.

Auf Grund der synergetischen Wirkungsweise der Oberarmmuskulatur werden die Aktivitäten in der Arbeitsphase des kontralateralen Muskels höher und eine relativ geringe Aktivierung wie beim M. brachioradialis ist nicht mehr erkennbar. Weiterhin zeigt sich, dass der M. triceps brachii keine deutlichen Erholungsphasen, wie bei den beiden ersten Muskeln, entsprechend seiner Arbeitsweise während des Durchzuges

aufweist. Gegenüber dem M. biceps brachii und M. brachioradialis wird der M. triceps brachii doppelt so oft zur Kontraktion innerviert.

Die höchsten Potentialspitzen werden in der Druckphase des Gegenarms am Paddel während des Durchzuges in der Arbeitsphase des gegenseitigen Muskels erreicht.

Aus den Abbildungen 103 und 104 wird ersichtlich, dass der M. triceps brachii zeitlich früher als der M. biceps brachii der jeweiligen Seite in der Durchzugsphase aktiviert wird und sein Potentialmaximum erreicht und in zeitlich kürzeren Abständen kontrahiert.

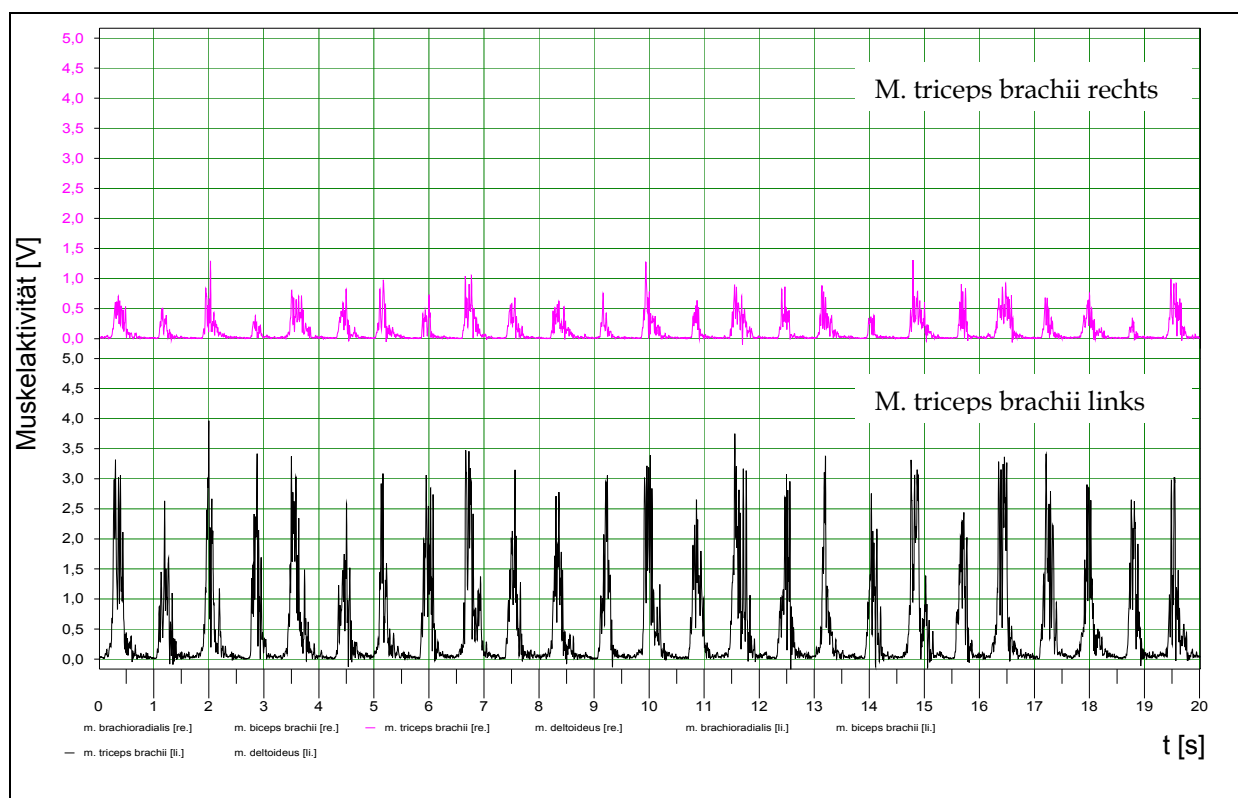


Abb. 102: EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Die Arbeitsleistung des M. triceps brachii rechts beträgt im ersten Intervall 5,93 V·s und des M. triceps brachii links 9,82 V·s. Wie beim M. brachioradialis und M. biceps brachii bereits beschrieben, sind die höheren Muskelarbeitswerte dem linken Muskel zuzuschreiben. Die Werte der Muskelarbeit liegen weiterhin über denen des M. biceps brachii in diesem Abschnitt.

Die höhere Arbeitsleistung des M. triceps brachii im Vergleich zum M. biceps brachii ist durch die stärkere Aktivierung in der gegenseitigen Arbeitsphase erklärbar (vgl. Abbildung 103 und 104). Weiterhin spielen der anatomische Aufbau der Muskelstruk-

tur beider Muskeln und deren verschiedene Arbeitsweise eine Rolle (M. biceps brachii bewirkt die Unterarmflexion im Ellenbogengelenk, der M. triceps brachii eine Armextension). Darüber hinaus unterstützt der M. brachialis die Flexion des Armes und ergänzt mit M. biceps brachii und M. brachioradialis die Trias der Flexoren, während der M. triceps brachii den einzigen Antagonisten dazu bildet (vgl. TITTEL, 1990).

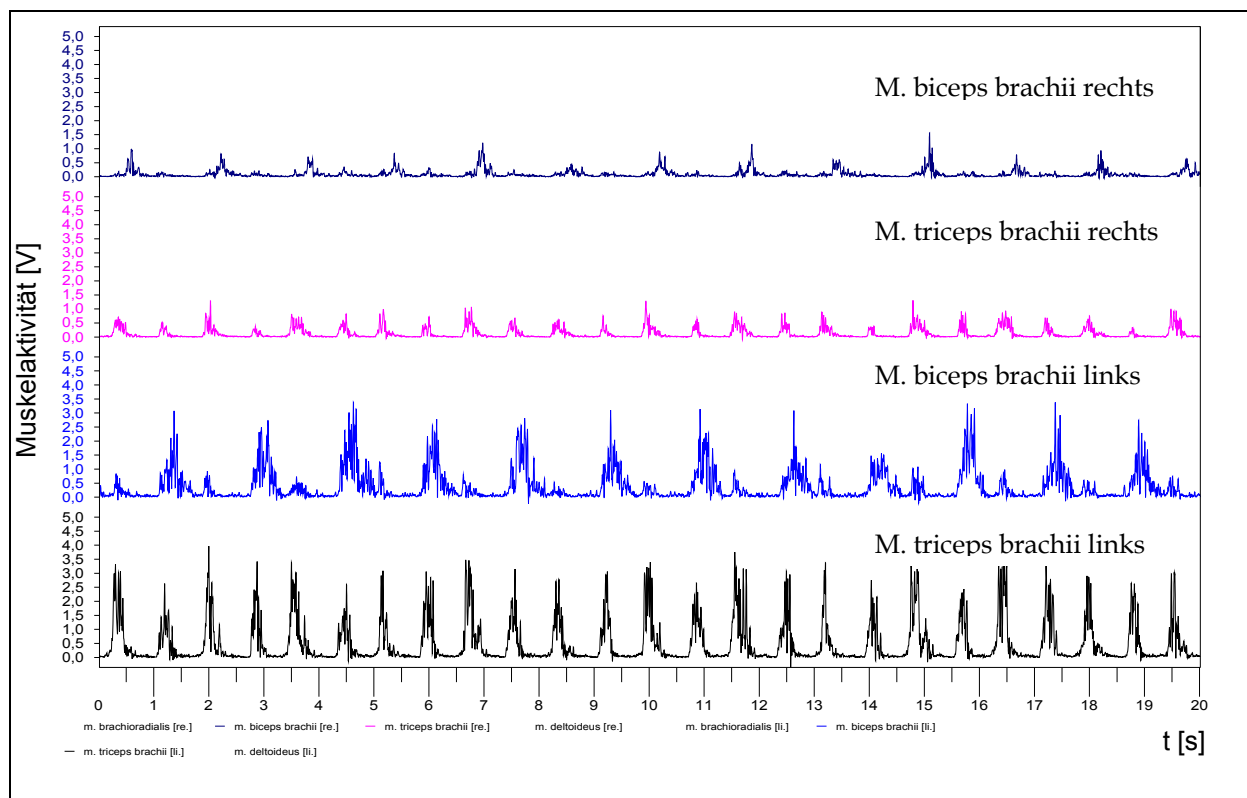


Abb. 103: EMG-Signalverläufe des M. biceps brachii und M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in GA2-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal«

Auffällig höhere Aktionspotentiale im ersten Messintervall sind beim M. triceps brachii links gegenüber dem rechten Muskel von SPORTLER 2 deutlich erkennbar (vgl. Abbildung 105). Der rechte M. triceps brachii leistet im ersten Intervall eine Muskelarbeit von 10,12 V·s gegenüber 15,76 V·s des linken M. triceps brachii.

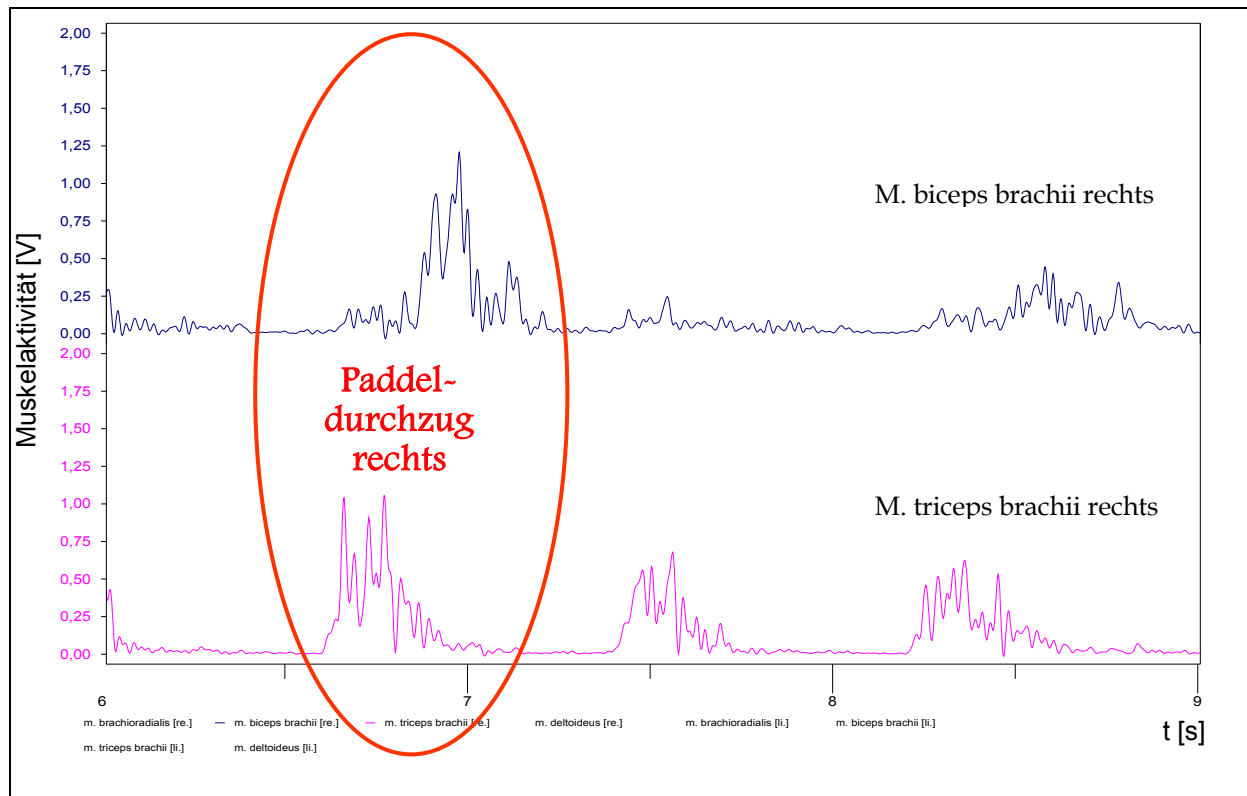


Abb. 104: Exemplarische Gegenüberstellung der Signale des M. biceps brachii und M. triceps brachii rechts vom Sportler SPORTLER 1 in der GA2–Stufe im »Kanu–Gegenstromkanal«

Entgegen den beiden vorangegangenen Muskeln tritt beim M. triceps brachii keine Phasenverschiebung auf. Wie bereits beim SPORTLER 1 gezeigt (vgl. Abbildung 102 und folgende), liegen die Aktionspotentialspitzen beider Muskeln zum gleichen Zeitpunkt. Der Verlust der Phasenverschiebung ist durch die Arbeitsweise des Muskels bedingt. Zum einen wird der Gegenarm (Druckhand) im Ellenbogen gestreckt, während gleichzeitig durch den Zugarm Kraft über das Paddel ins Wasser übertragen wird. Die Verwendung der Löffelpaddel und das neue Technikleitbild bedingen während des Durchzuges einen nahezu gestreckten und im Ellenbogen fixierten Zugarm. Somit kann die zeitgleiche Aktivierung erklärt werden. In den folgenden Intervallen setzt sich dieser Verlauf für den M. triceps brachii fort.

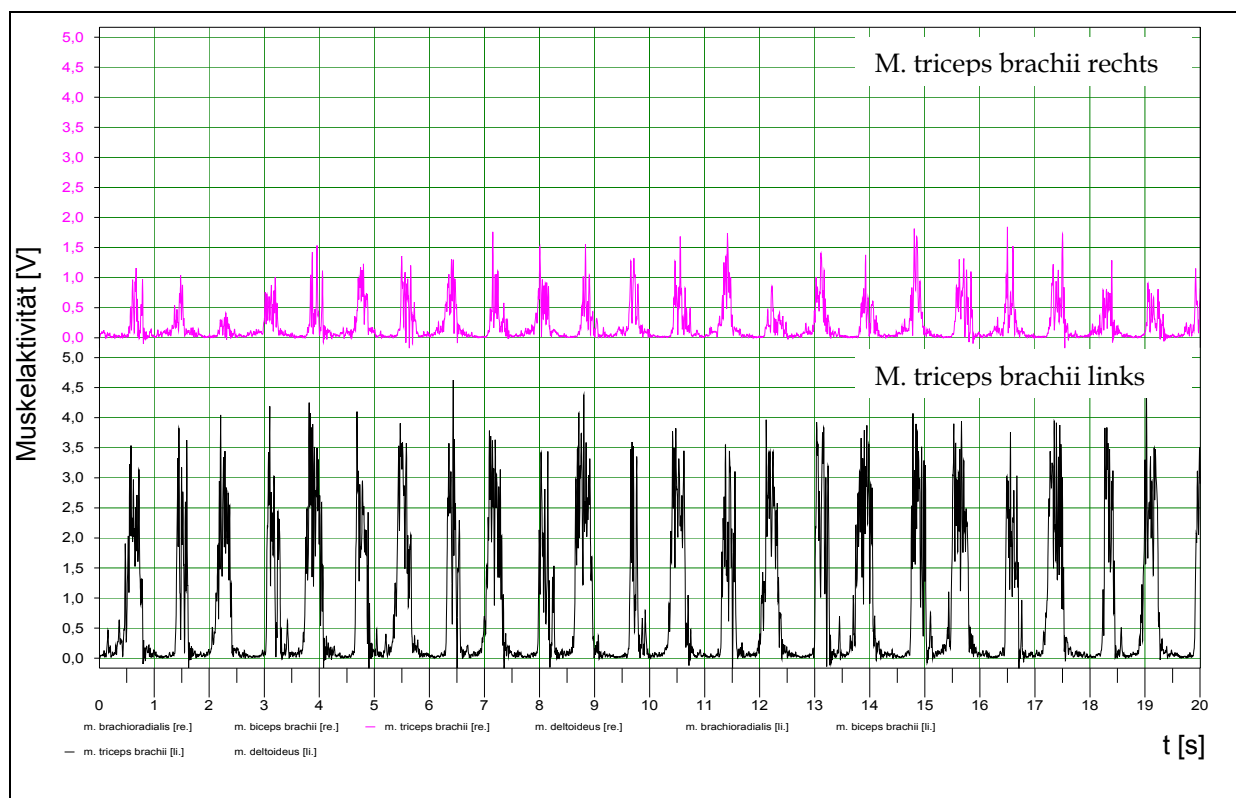


Abb. 105: EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Bis zum Ende des zweiten Zeitintervalls (Abbildung 106) (zwischen 20 und 40 s) sind beim M. triceps brachii linksseitig des SPORTLERS 1 höhere Arbeitsleistungen zu beschreiben. Mit einer muskulären Arbeitsleistung links von 19,42 V·s gegenüber 11,75 V·s des rechten M. triceps brachii vergrößert sich die Arbeitsleistungsdifferenz zwischen beiden Muskeln fortsetzend aus dem ersten Intervall. Die Arbeitsleistungen aus dem ersten und zweiten Intervall beider Muskeln fallen relativ gleich aus. Mit 5,83 V·s liegt die Muskularbeit des M. triceps brachii rechts im zweiten Intervall nur wenig unter der des ersten Intervalls (5,93 V·s). Beim M. triceps brachii links kann eine etwas höhere Arbeitsleistung im zweiten Intervall (9,90 V·s) gegenüber dem ersten Intervall (9,52 V·s) nachgewiesen werden.

Im Kanurensport handelt es sich beim Paddelschlag um relative Kräfteinsätze der Muskulatur. Da aber die linke obere Extremität ein geringeres Maximalkraftniveau besitzt als die rechte obere Extremität, müssten linksseitig mehr motorische Einheiten rekrutiert und in schnellerer Folge aktiviert werden, um annähernd gleiche Kraftleistungen wie auf der rechten Seite zu erbringen.

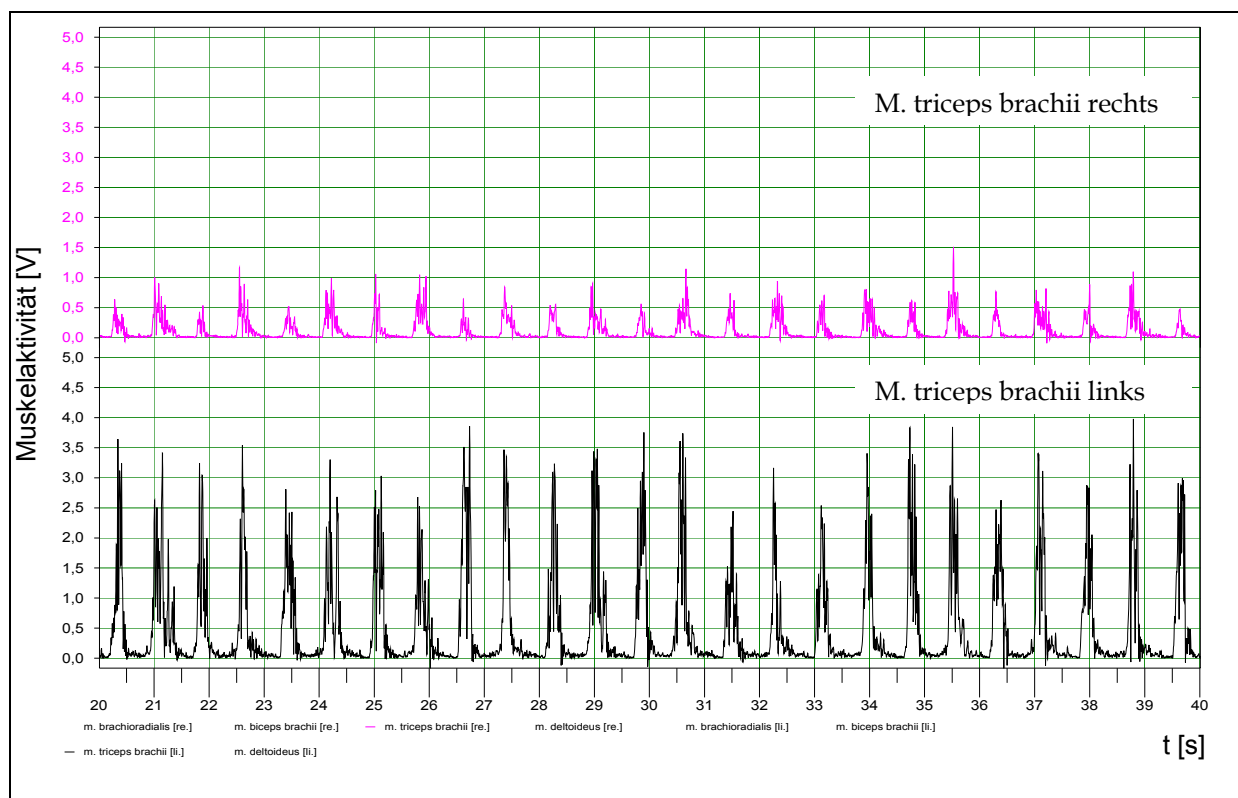


Abb. 106: EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Bei SPORTLER 2 verrichten innerhalb des zweiten Messintervalls (vgl. Abbildung 107) die Muskeln ähnliche Arbeitsleistungen wie im ersten Abschnitt, wobei der linke Muskel wiederum höhere Leistungswerte besitzt. Der M. triceps brachii links verrichtet eine intervallbezogene Muskularbeit von 16,83 V·s, der rechtsseitige M. triceps brachii hingegen eine Arbeit von 12,26 V·s. Die erreichten Arbeitswerte von SPORTLER 2 liegen über den Werten von SPORTLER 1 zum vergleichbaren Zeitpunkt.

Bis zum Ende der GA2-Stufe (siehe Abbildung 108) wächst die Differenz der Arbeitsleistung zwischen beiden Muskeln von SPORTLER 1 weiter an. Die Gesamtarbeitsleistung des M. triceps brachii links beträgt 28,50 V·s, wohingegen der M. triceps brachii rechts 17,55 V·s Muskularbeit leistet. Innerhalb des Intervalls bleiben die Arbeitsleistungen auf dem Niveau aus dem ersten und zweiten Intervall. Mit 5,80 V·s rechts und 9,08 V·s links werden annähernd gleiche Werte erzielt. Bei der Interpretation dieses Zeitintervalls muss darauf hingewiesen werden, dass der letzte Abschnitt etwa zwei Sekunden kürzer als die ersten beiden Zeitintervalle ist. Diese relative Konstanz der Arbeitsleistung bis zum Belastungsende trotz des kürzeren Zeitintervalls könnte ein Hinweis für die muskuläre Ermüdung sein.

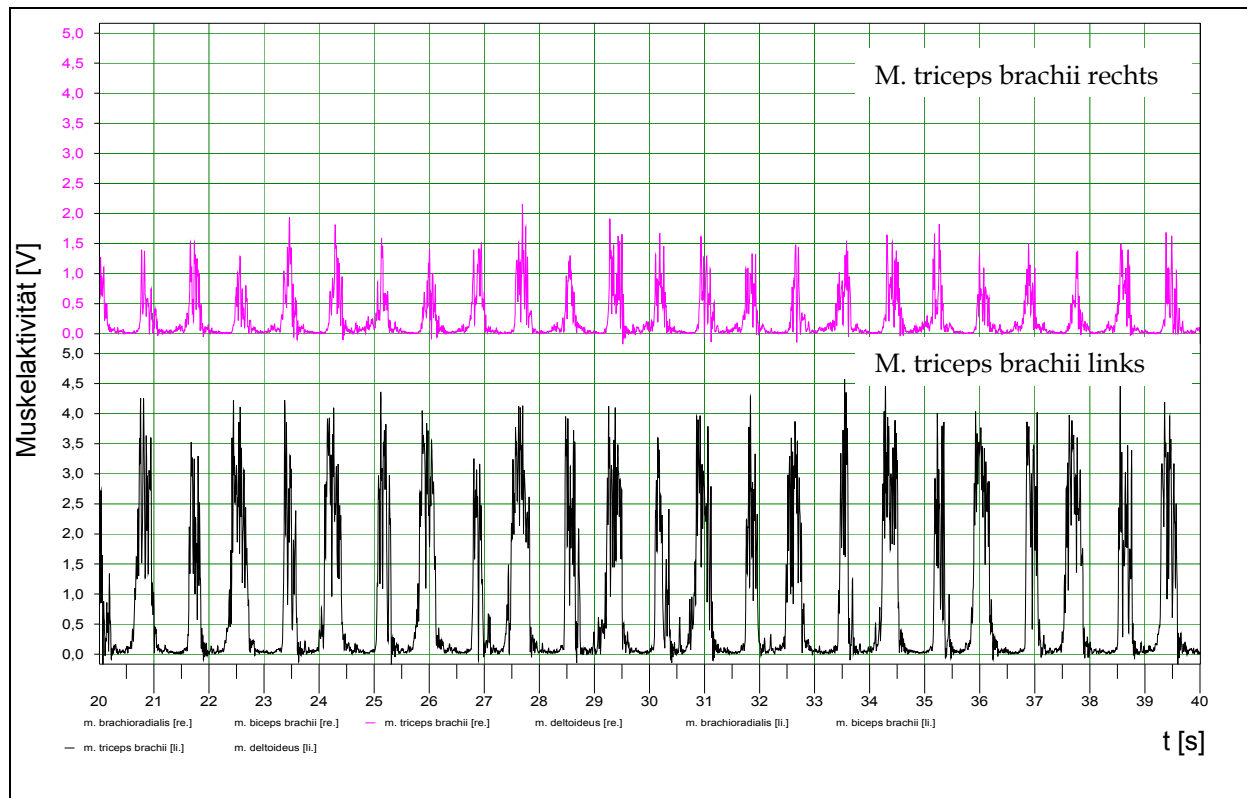


Abb. 107: EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

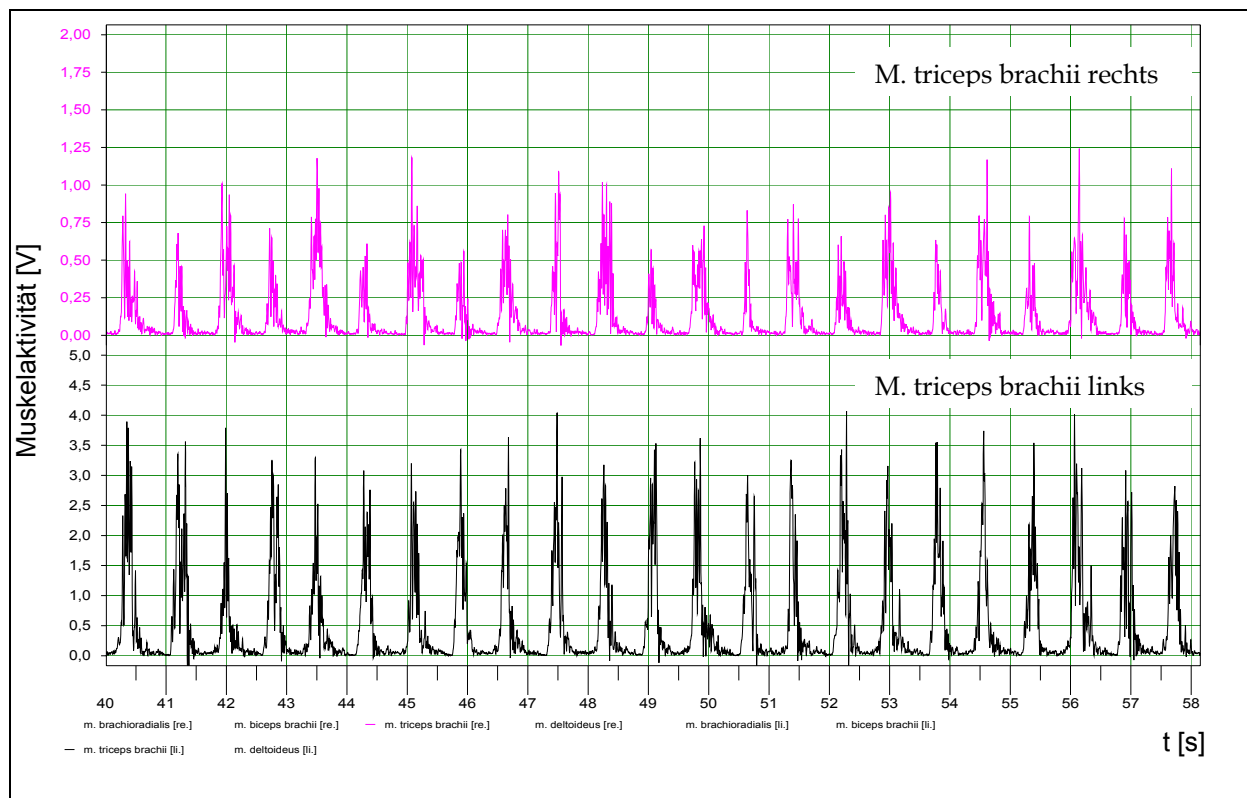


Abb. 108: EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

Auch im letzten Messintervall ändert sich das bei SPORTLER 2 bereits beschriebene Bild nicht (siehe Abbildung 109). Die muskulären Arbeitsleistungen liegen mit 11,08 V·s für den rechten M. triceps brachii und 15,07 V·s für den linken Muskel im Bereich der ersten beiden Intervalle. Das intervallbezogene stabile Niveau der Arbeitsleistungen könnte mit Ermüdungsprozessen zusammenhängen. Insgesamt leisten der M. triceps brachii rechts 33,46 V·s und der M. triceps brachii links 47,68 V·s Muskelarbeit in der Fahrstufe GA2.

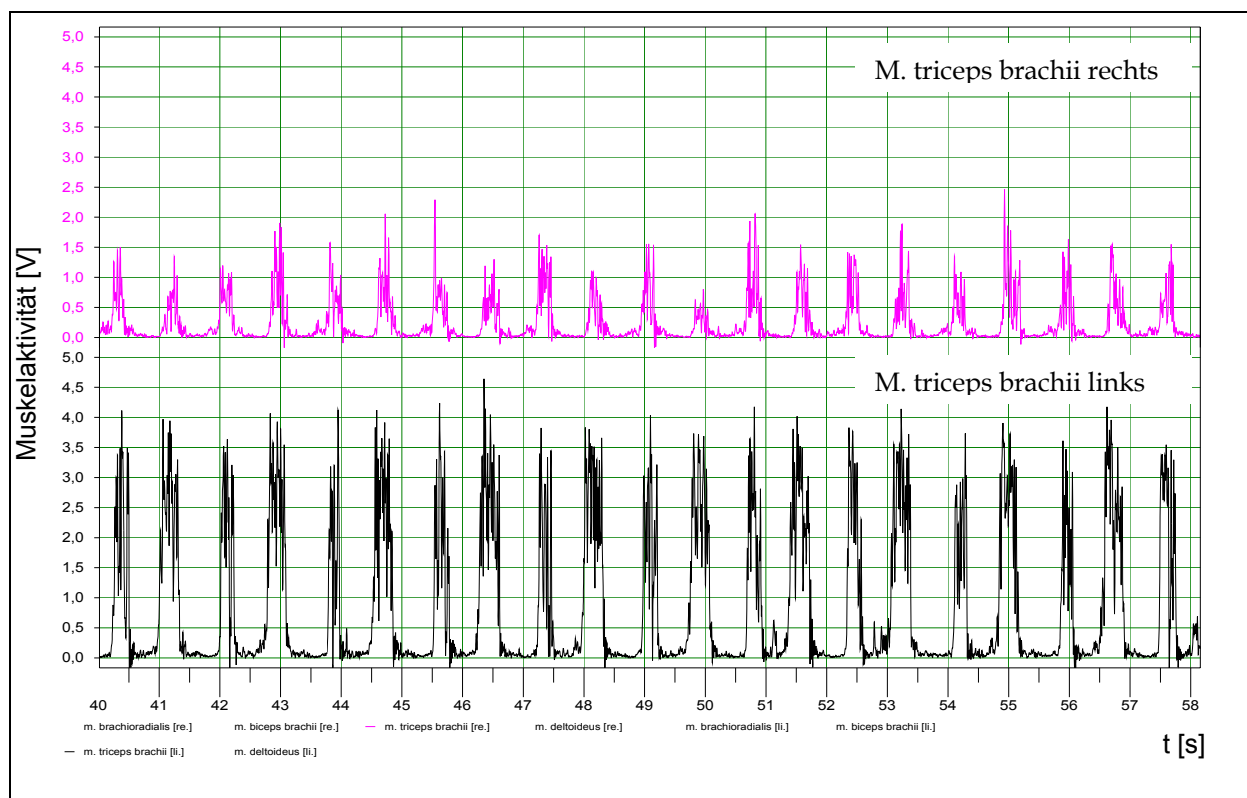


Abb. 109: EMG-Muster des M. triceps brachii rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

EMG des M. deltoideus beider oberen Extremitäten in der GA2-Stufe

Beim Vergleich des Signalverlaufs des M. deltoideus (siehe Abbildungen 110 bis 112) zeigt sich bei SPORTLER 1 gegenüber den drei voran beschriebenen Muskeln ein anders Bild. Bedingt durch seine Funktionen bei der Armstreckung in der Druckphase sowie bei der gleichzeitigen Anhebung des Oberarms und der kontralateralen Durchzugsphase mit Rückführung des Zughand und beginnenden Anhebung des Oberarms, vermischen sich die Arbeits- und Erholungsphasen, wie sie zuvor bei den anderen drei Muskeln beschrieben wurden.

Bereits im ersten Intervall (Start bis 20 s) leistet der M. deltoideus rechts eine höhere Muskelarbeit mit 7,33 V·s gegenüber 5,46 V·s des M. deltoideus links. Dies setzt sich im zweiten und dritten Messabschnitt fort. Nach dem zweiten Intervall kann für den M. deltoideus rechts eine Arbeitsleistung von 14,77 V·s und beim linksseitigen Muskel von 11,30 V·s gemessen werden. Der Zwischenintervallvergleich der ersten beiden Messabschnitte zeigt fast gleiche Arbeitsleistungen der beiden Muskeln (M. deltoideus rechts [Start bis 20 s]: 7,33 V·s zu M. deltoideus rechts [20 bis 40 s]: 7,44 V·s und M. deltoideus links [Start bis 20 s]: 5,46 V·s zu M. deltoideus links [20 bis 40 s]: 5,84 V·s).

Am Ende der Messfahrt nach 58,14 s leistet der M. deltoideus rechts mit 21,62 V·s eine höhere Gesamtarbeitsleistung als der linksseitige Muskelanteil mit 16,83 V·s.

Im dritten Messintervall bleibt die muskuläre Arbeitsleistung des linksseitigen M. deltoideus im Vergleich zu den ersten beiden Messabschnitten mit 5,53 V·s fast konstant. Rechtsseitig fällt die Leistung auf 6,85 V·s etwas ab. Durch fast identische Werte im letzten Intervall, trotz kürzerem Zeitabschnitt, scheint der linke M. deltoideus einer stärkeren Ermüdung zu unterliegen als der rechte Muskelanteil.

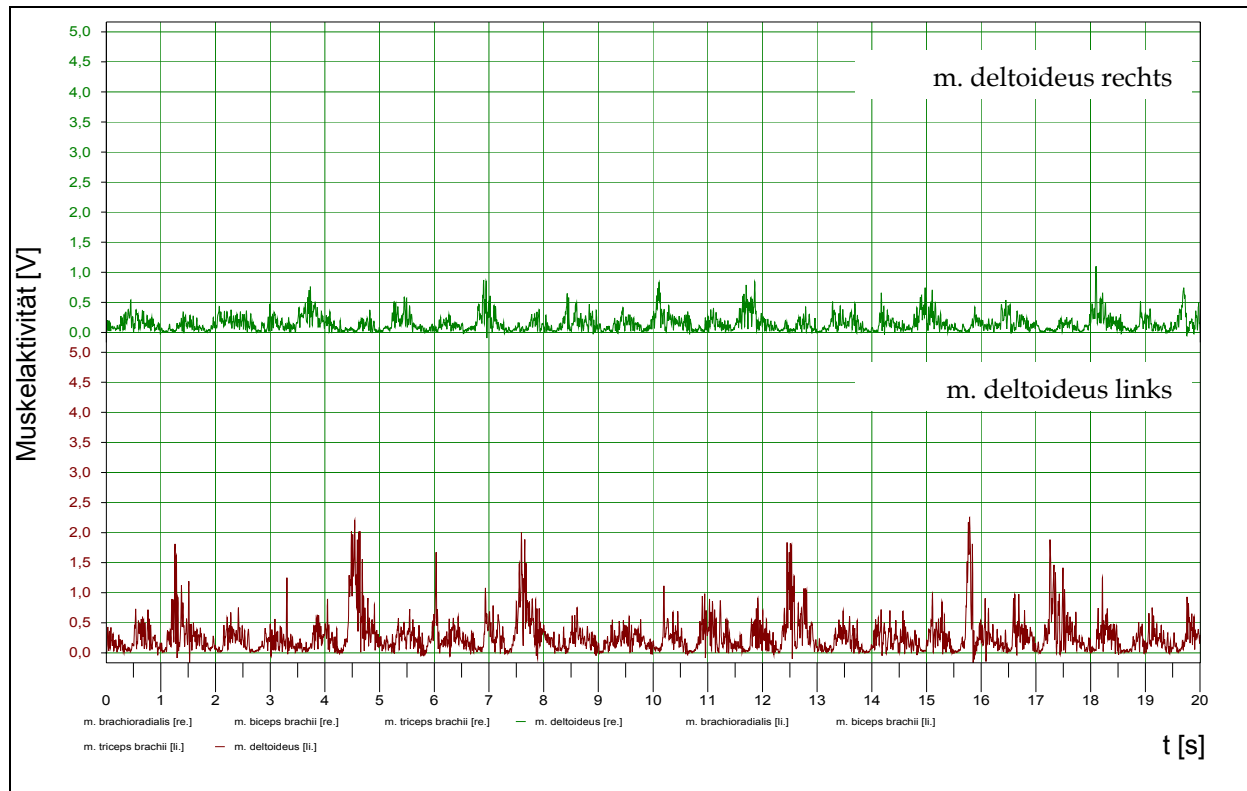


Abb. 110: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Neben der zahlenmäßig ausgedrückten höheren Arbeitsleistung zeigen sich bei visueller Betrachtung der Signalverläufe Unterschiede zwischen den beiden Muskeln. Der rechtsseitige M. deltoideus zeigt nur geringe Aktionspotentialausschläge über die gesamte Messzeit hinweg. Dieser schwach tetaniforme⁶⁸ Signalverlauf wird nur durch kurze Erschlaffungsphasen unterbrochen. Beim linksseitigen M. deltoideus können dagegen deutliche Potentialspitzen gezeigt werden (siehe Abbildung 110 und 111).

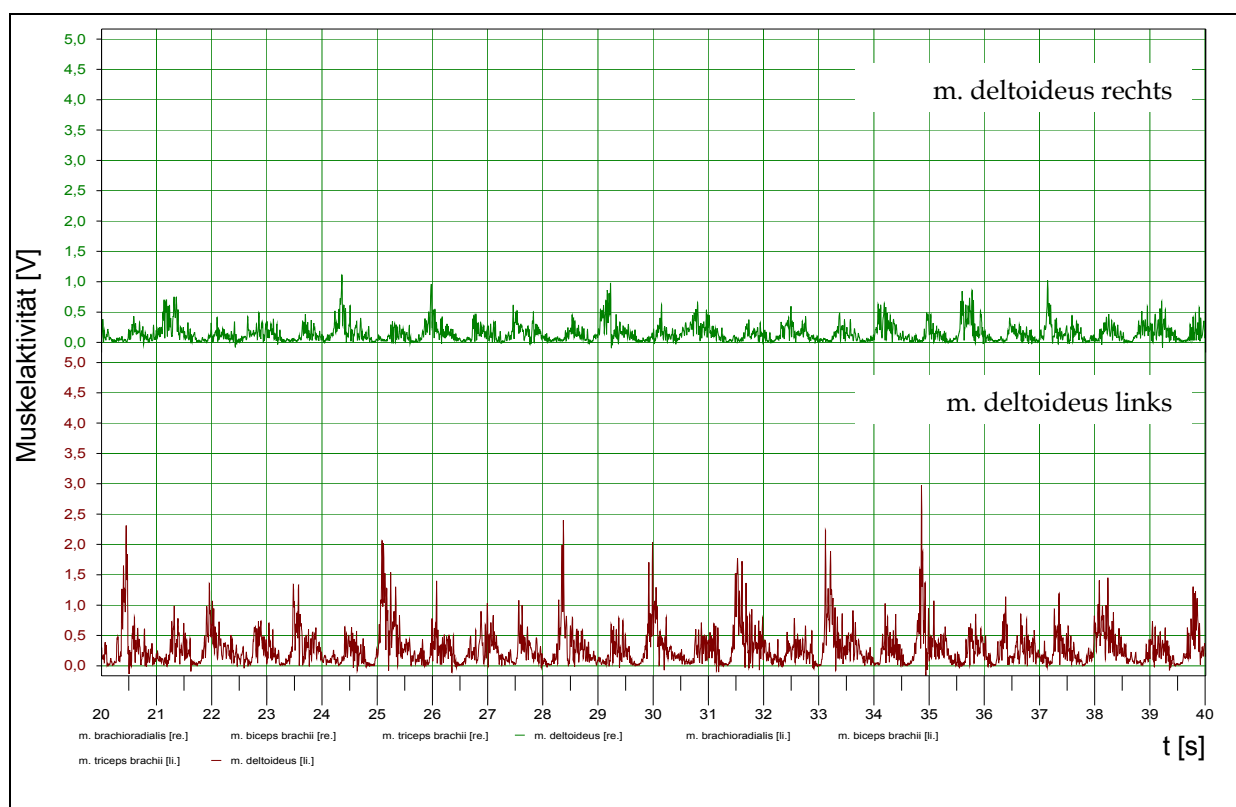


Abb. 111: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Weiterhin fällt auf, dass diese Aktionspotentialspitzen zum Ende der Fahrzeit in zeitlich verdichteten Abständen auftreten (vgl. besonders Abbildung 110 mit 112). Trotz dieser Aktionspotentialspitzen sind die zeitlichen Abstände beim linken M. deltoideus länger als beim rechten. Womit die höheren rechtsseitigen Muskelleistungswerte des M. deltoideus zu begründen wären.

Ein Erklärungsgrund könnte die kompakt wirkende Oberkörperhaltung und muskulär stark ausgebildete Schulterpatie von SPORTLER 1 sein. Durch seine stabile Schul-

⁶⁸ Die Kontraktion des m. deltoideus ist auf einem niedrigen Niveau fast durchgehend gegeben und nur durch sehr kurze Entspannungsphasen unterbrochen.

terhaltung muss der Oberkörper im Gesamten stärker in den Bewegungsablauf eingebracht werden, was wiederum ein unruhiges Bootsverhalten bedingen kann.

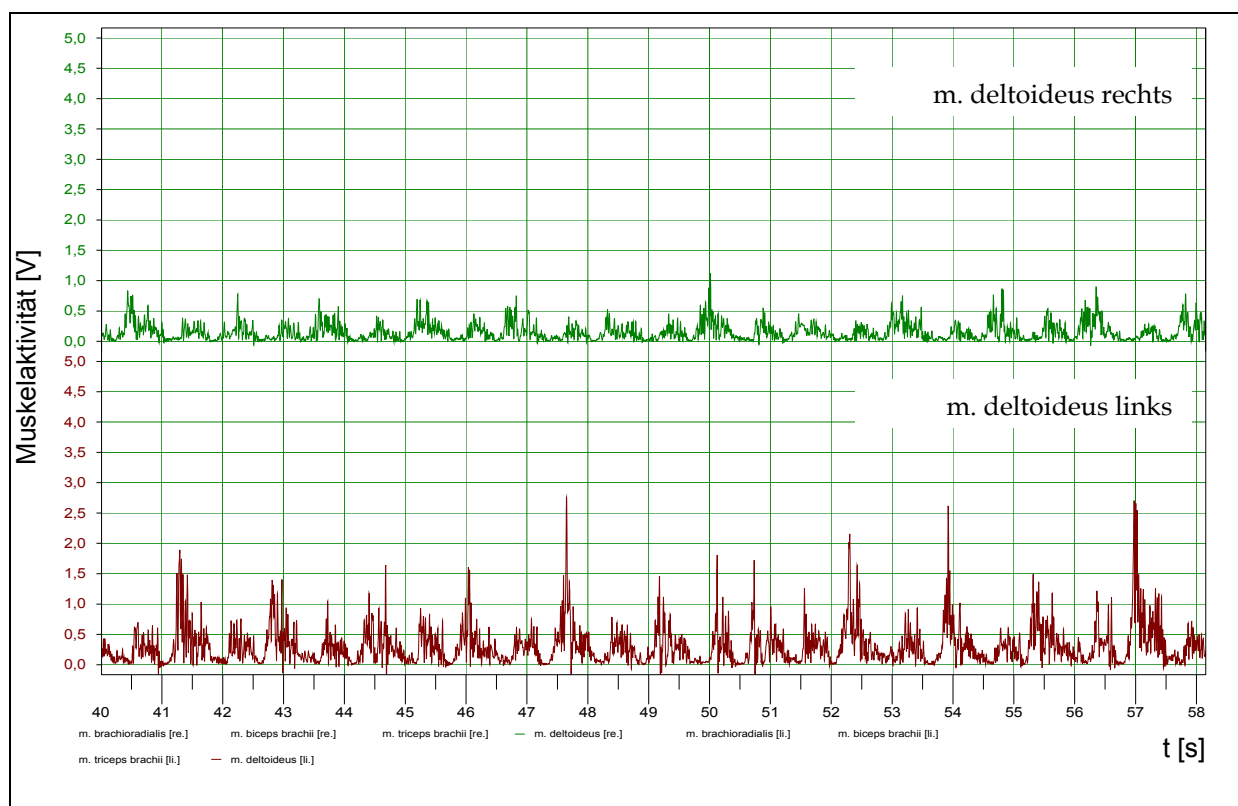


Abb. 112: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

Beim M. deltoideus des SPORTLERS 2 zeigt sich wieder deutlich, warum der Kanurennsport zu den alternierenden Bewegungsformen gehört. Zwischen dem linken und rechten Muskel kommt es zu der Phasenverschiebung entsprechend der Aktivierung während des Paddeldurchzuges.

Im ersten Messintervall leistet der M. deltoideus rechts eine Muskelarbeit von 8,35 V·s und der linksseitige Anteil von 11,34 V·s. Der Signalverlauf ist bis auf die Höhe der Aktionspotentiale bei beiden Muskeln gleich (vgl. Abbildung 113). Jeder Kontraktionsphase ist während des Durchzuges ein niedriger Signalpik vorgelagert. Dieser erste Potentialpik fällt mit dem Beginn der Durchzugsphase zusammen, während die Maxima im EMG-Signal zum Ende der Durchzugsphase erreicht und das Ausheben sowie Umsetzen eingeleitet werden.

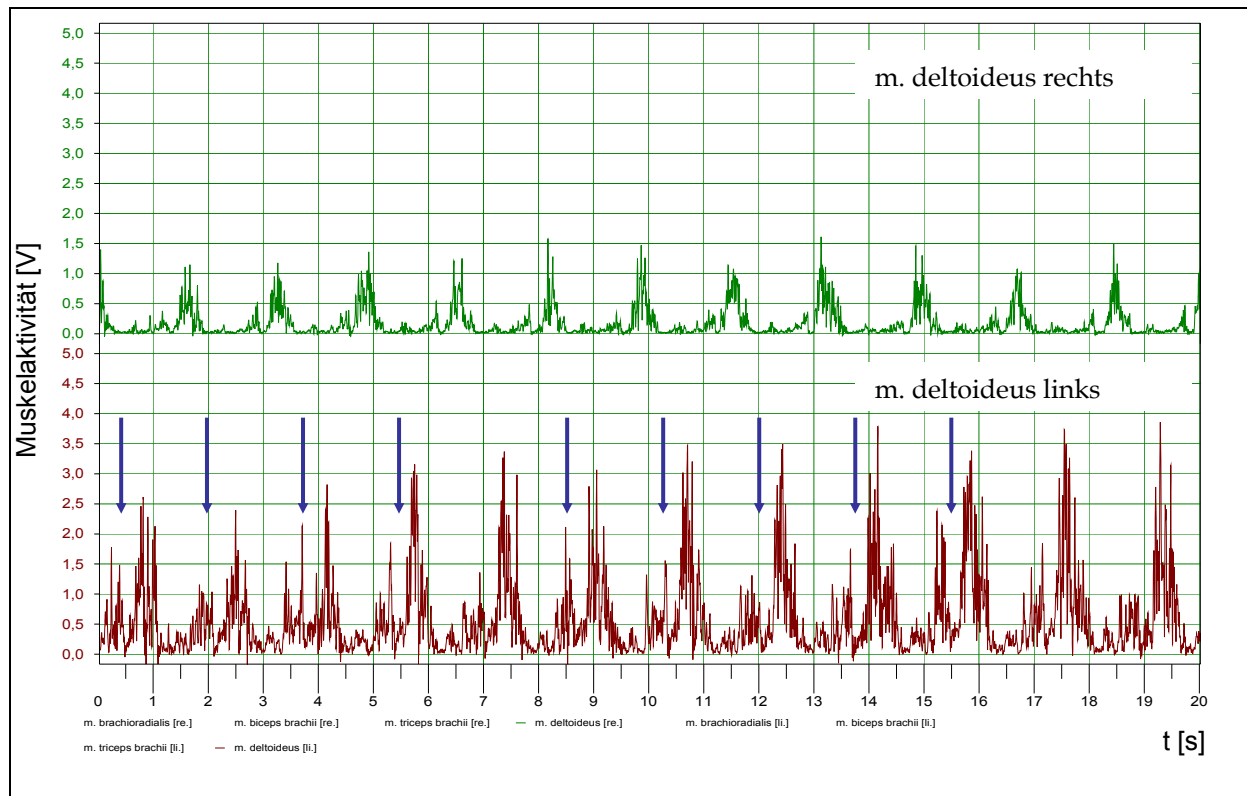


Abb. 113: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Auch im zweiten Messabschnitt (siehe Abbildung 114) leistet der M. deltoideus links mit 12,08 V·s gegenüber 8,66 V·s des rechten Muskels eine höhere Arbeit. Die im ersten Intervall beschriebenen Signalverläufe setzen sich im zweiten Intervall fort. Interindividuell betrachtet unterscheiden sich die Signalverläufe von SPORTLER 2 und SPORTLER 1 deutlich. Bei SPORTLER 1 sind höhere Aktionspotentiale mit Beginn der Durchzugsphase erkennbar, die im Verlaufe des Durchzuges abflachen, um in der Umsetz- und Druckphase wieder etwas anzusteigen (vgl. dazu Abbildungen 110 bis 112).

Auch im letzten Intervall (40 – 58,14 s) ändert sich das Signalbild von SPORTLER 2 nur unwesentlich (siehe Abbildung 115). Bei beiden Muskeln sinkt die muskuläre Arbeitsleistung im Vergleich zu den beiden ersten Intervallen. Innerhalb des dritten Messabschnitts ist dem M. deltoideus links eine Arbeitsleistung von 10,45 V·s und dem M. deltoideus rechts von 7,84 V·s zuzuschreiben.

Im gesamten Fahrabschnitt können für beide Muskeln hohe Arbeitsleistungen von 33,87 V·s links und 24,85 V·s rechts gemessen werden. Damit erreichen sie nach dem M. triceps brachii die höchsten Arbeitsleistungen in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage«.

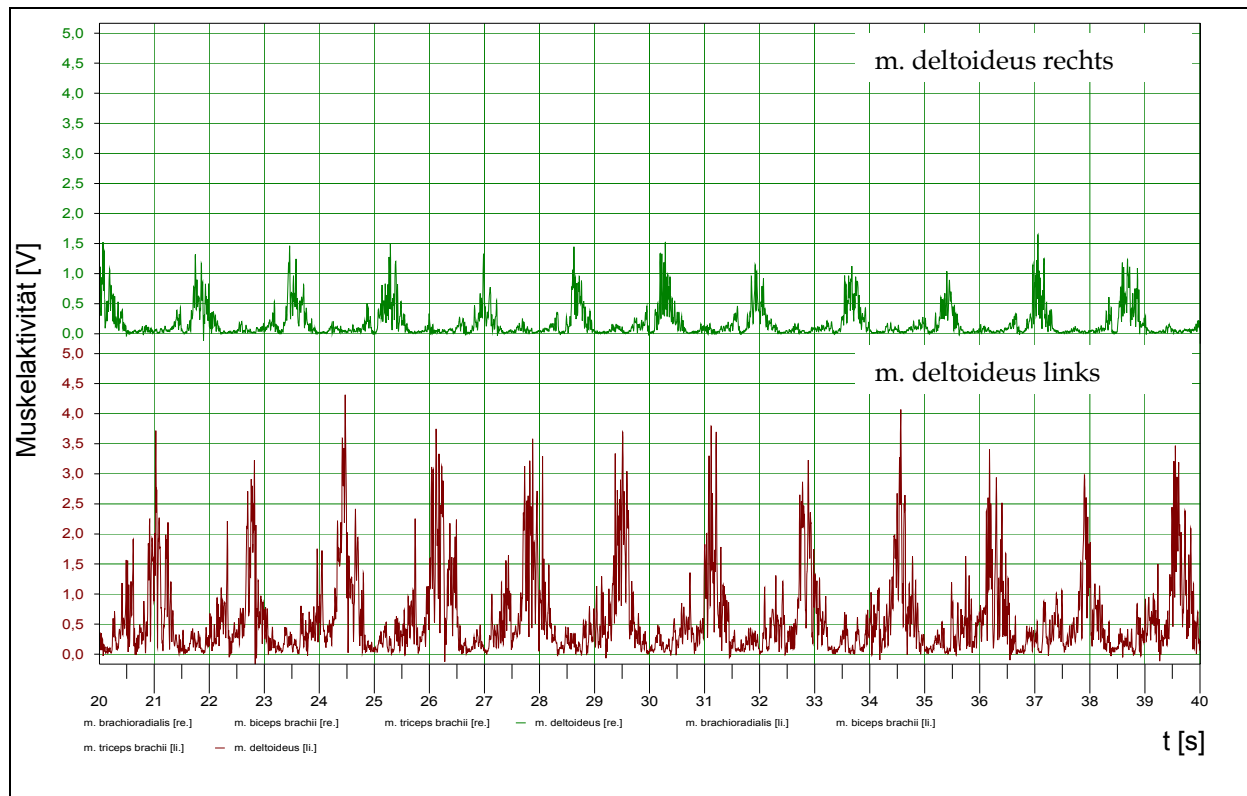


Abb. 114: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

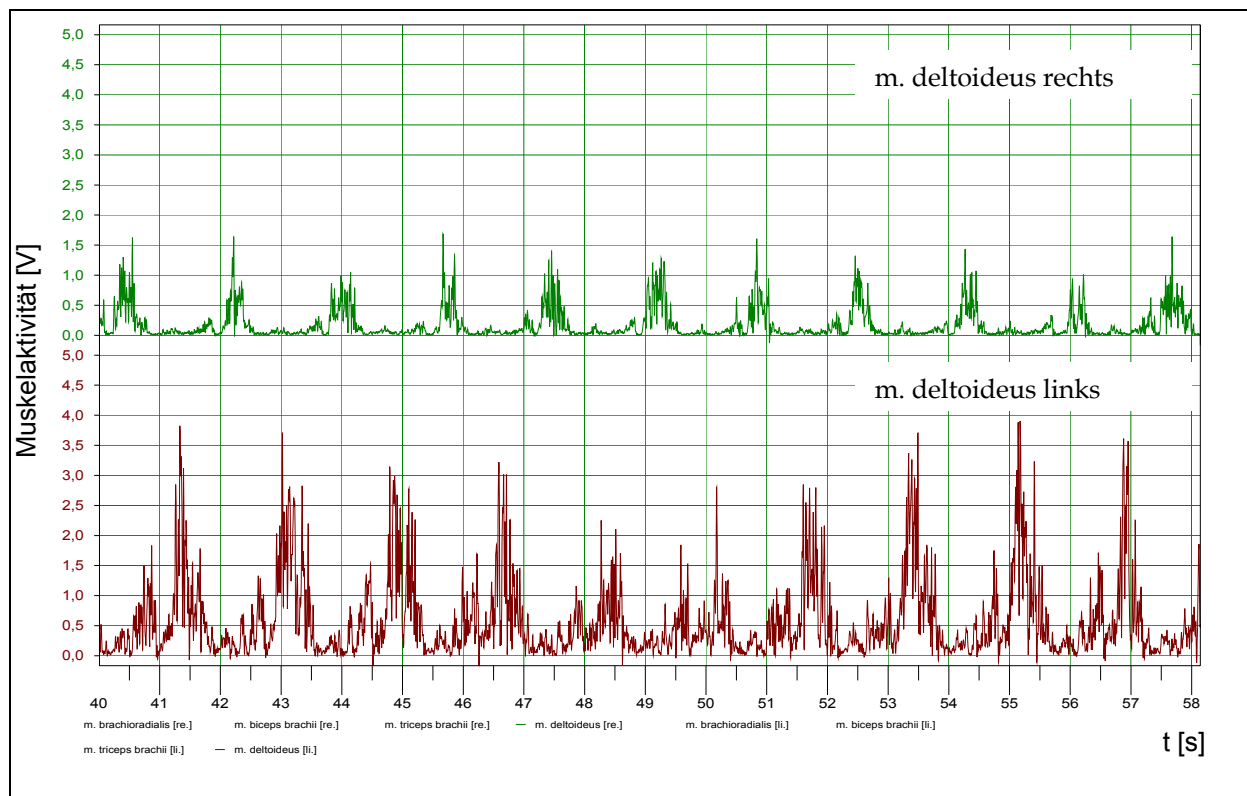


Abb. 115: EMG-Muster des M. deltoideus rechts und links von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

EMG–Signalverläufe in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« von SPORTLER 1

Die Ergebnisdarstellung der Elektromyogramme aus der SA–Stufe erfolgt nicht so detailliert wie die Befunde aus der GA2–Stufe. Die Signalverläufe aller acht abgeleiteten Muskeln werden, in den aus der GA2–Stufen–Interpretation bekannten Intervallen, komplett dargestellt.

EMG des M. brachioradialis beider oberen Extremitäten in der SA–Stufe

In der grundlegenden Signalstruktur (Wechsel von Kontraktions- und Entspannungsphasen) kaum verändert, präsentieren sich die EMG–Signale innerhalb der SA–Stufe. Das lässt auf eine stabile Technikbeherrschung schließen.

In den folgenden Abbildungen (116 bis 118) sind die Verläufe von SPORTLER 1 in den drei Messintervallen dargestellt.

Die bereits beschriebene Charakteristik des M. brachioradialis links zeigt sich auch in der höheren Geschwindigkeitsstufe. Ebenso der zeitliche Versatz der Muskelgruppen rechts und links durch den alternierenden Paddeldurchzug.

In der Tabelle 55 sind die Arbeitsleistungen in den drei Messintervallen und über die gesamte SA–Stufe (53,18 s) dargestellt. Es kann gezeigt werden, dass in der SA–Stufe durch den Sportler SPORTLER 1 höhere Arbeitsleistungen der vortriebswirksamen Muskulatur erbracht werden als in der GA2–Stufe. Eine Ausnahme bildet der M. deltoideus. Dieser Muskel leistet in der GA2–Stufe rund eine Vs höhere Arbeit als in der SA–Stufe. Ähnliche Ergebnisse finden sich bei KAHL (1996, S. 7), der an zwei Einzelfällen (Sportler Holle und Sportlerin Schmidt) in der SA–Stufe eine geringere Muskelarbeit für den mittleren M. deltoideus als in der GA–Stufe beschreibt.

Tab. 55: Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 1 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage«

Messintervall	Arbeitsleistungen in V·s							
	M. brachioradialis		M. biceps brachii		M. triceps brachii		M. deltoideus	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
1. Intervall (Star t– 20 s)	7,09	10,34	5,66	8,74	6,94	10,76	7,00	6,41
2. Intervall (20 – 40 s)	7,94	11,24	6,45	9,61	7,21	12,35	8,06	7,03
3. Intervall (40 – 53,18 s)	5,24	8,42	4,67	6,68	5,35	8,77	5,67	4,67
Gesamt	20,27	30,00	16,78	25,03	19,50	31,88	20,73	18,11

Eine Erklärung dieser Befunde liefert KAHL (1996) allerdings nicht. Eine Möglichkeit könnte in der besseren Ausnutzung des Wingeffekts⁶⁹ innerhalb der GA2–Stufe liegen, die unter erhöhten Belastungsanforderungen in der SA–Stufe und durch eine unzureichende Kraftübertragung ins Wasser (Kraft–Plateaubildung [Technikproblem]) verloren geht. Der beschriebene Leistungsabfall beim M. deltoideus muss nicht unbedingt für die Fahrleistung minimierend ausfallen, da die höheren Kraftleistungen durch die Unter- und Oberarmmuskulatur gewährleistet werden (siehe KAHL, 1996, S. 15).

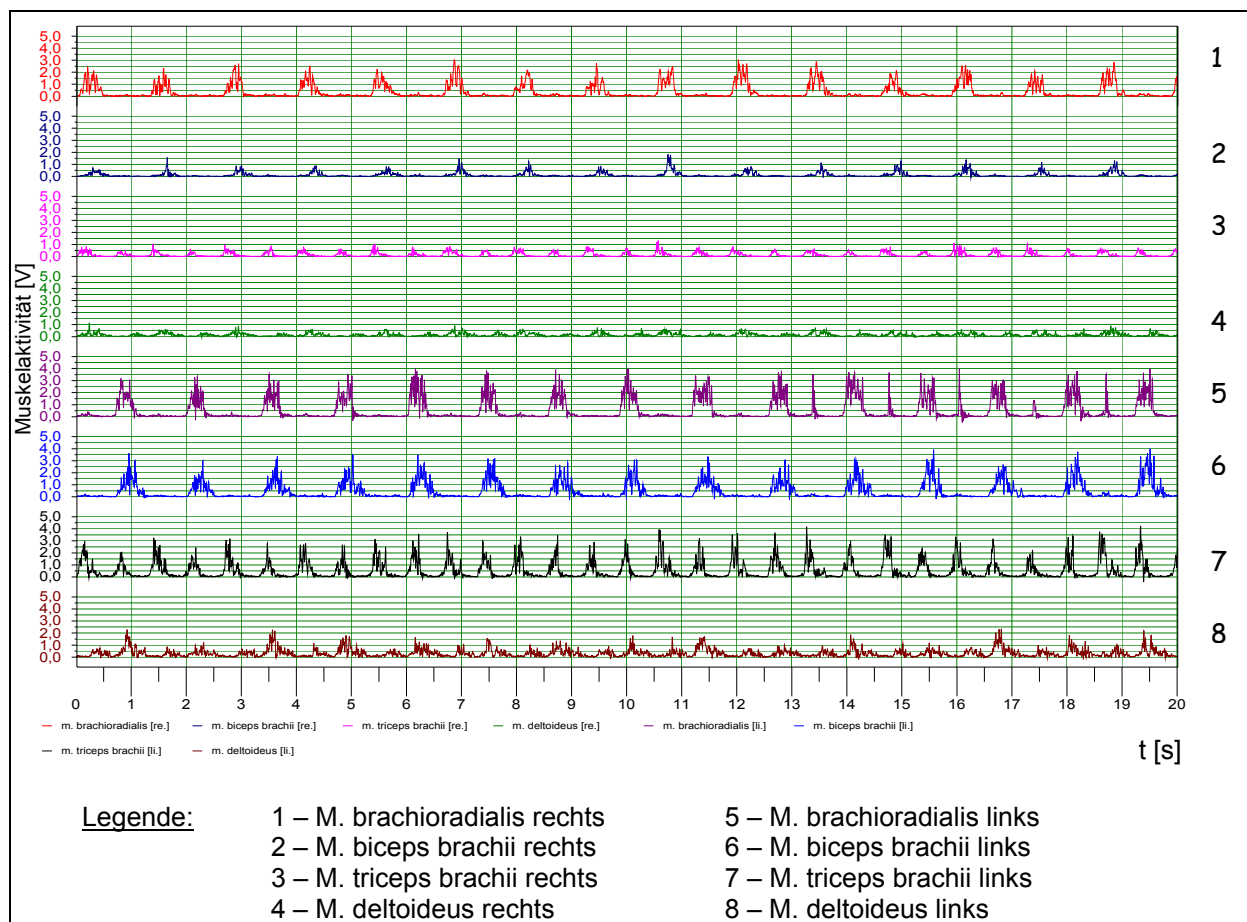


Abb. 116: EMG–Muster von SPORTLER 1 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Die beschriebene Seitendominanz bei SPORTLER 1 bleibt aus der GA2–Stufe erhalten. In der SA–Stufe erbringt die linksseitige Muskulatur eine höhere Leistung als die rechten Muskelanteile, ausgenommen des M. deltoideus, dem rechtsseitig höhere

⁶⁹ Der Wingeffekt wird durch eine Paddelführung von der Bootsängsachse nach hinten außen erreicht. Voraussetzung ist das koordinierte Agieren der Anteile des m. deltoideus, m. triceps brachii und m. pectoralis major (vgl. KAHL, 1999, S. 13).

Werte nachzuweisen sind (siehe Tabelle 55). Diese Rechtsdominanz in den Muskelarbeitswerten des M. deltoideus rechts erschwert die Interpretation, da sich bei der Diagnostik nach dem Muskelfunktionstest von JANDA (2000) der rechtsseitige M. deltoideus als schwächer erweist (Stufe 4 = good) als der linke Muskelanteil (Stufe 5 = normal). Dass eine höhere Muskelleistung beim M. triceps brachii links gegenüber dem M. triceps brachii rechts vorliegt, wobei der rechtsseitige Muskel eine Stufe (Stufe 4) schlechter bewertet wurde als der linke Muskelanteil (Stufe 5), passt in das Bild der vorliegenden muskulären Arbeitswerte (siehe Tabelle 55).

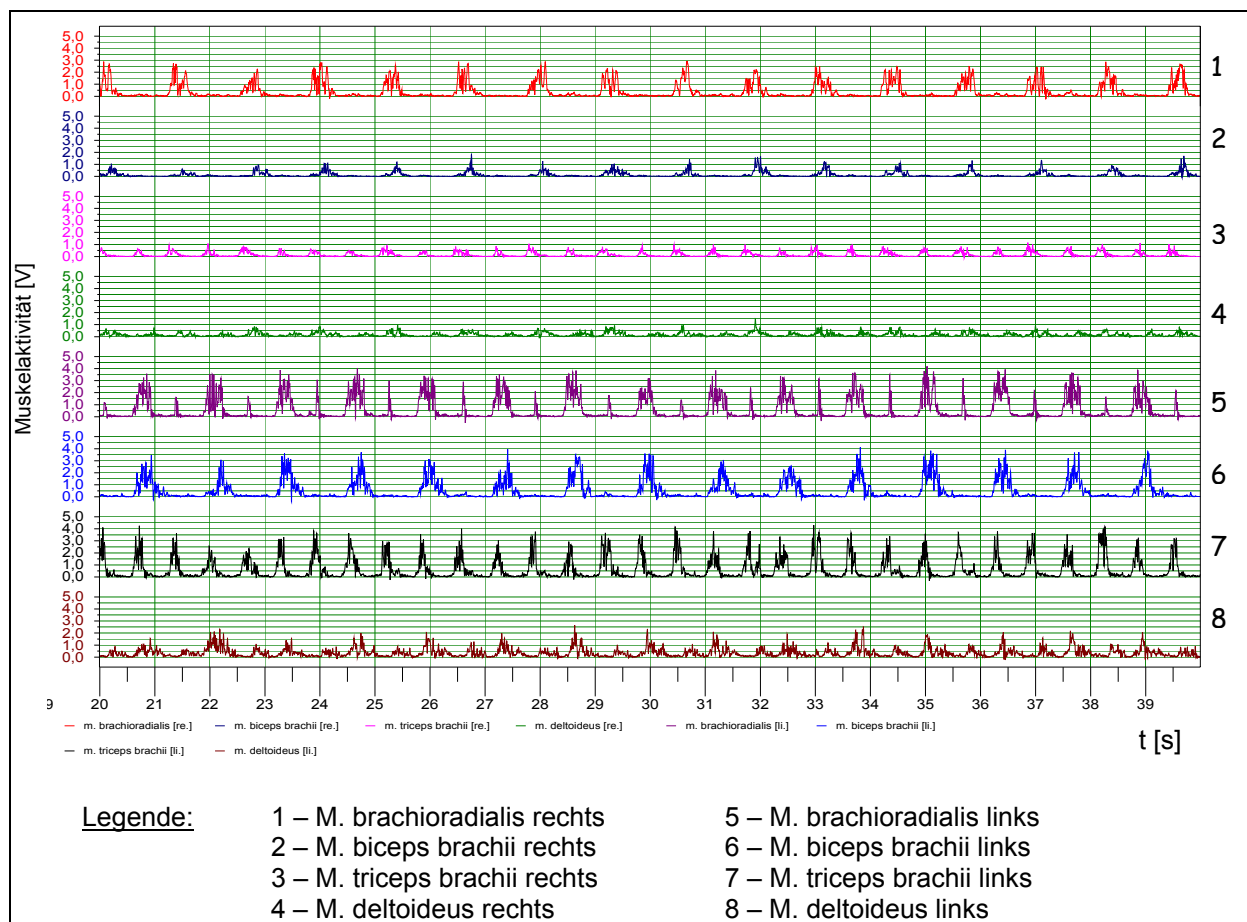


Abb. 117: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Mit zunehmenden Streckenverlauf werden die Potentialspitzen des M. brachioradialis links höher und ausgeprägter. Beim M. deltoideus verschmelzen die Aktivierungsphasen von Durchzug und Umsetzphase mit höheren Amplituden im Durchzug und geringeren in der Umsetzphase. Damit kann auch die hohe Arbeitsleistung über die gesamte Strecke erklärt werden, ist doch der M. deltoideus durchgängig auf mittlerem Niveau aktiviert und hat kaum Entspannungsphasen (wie in der GA2-Stufe).

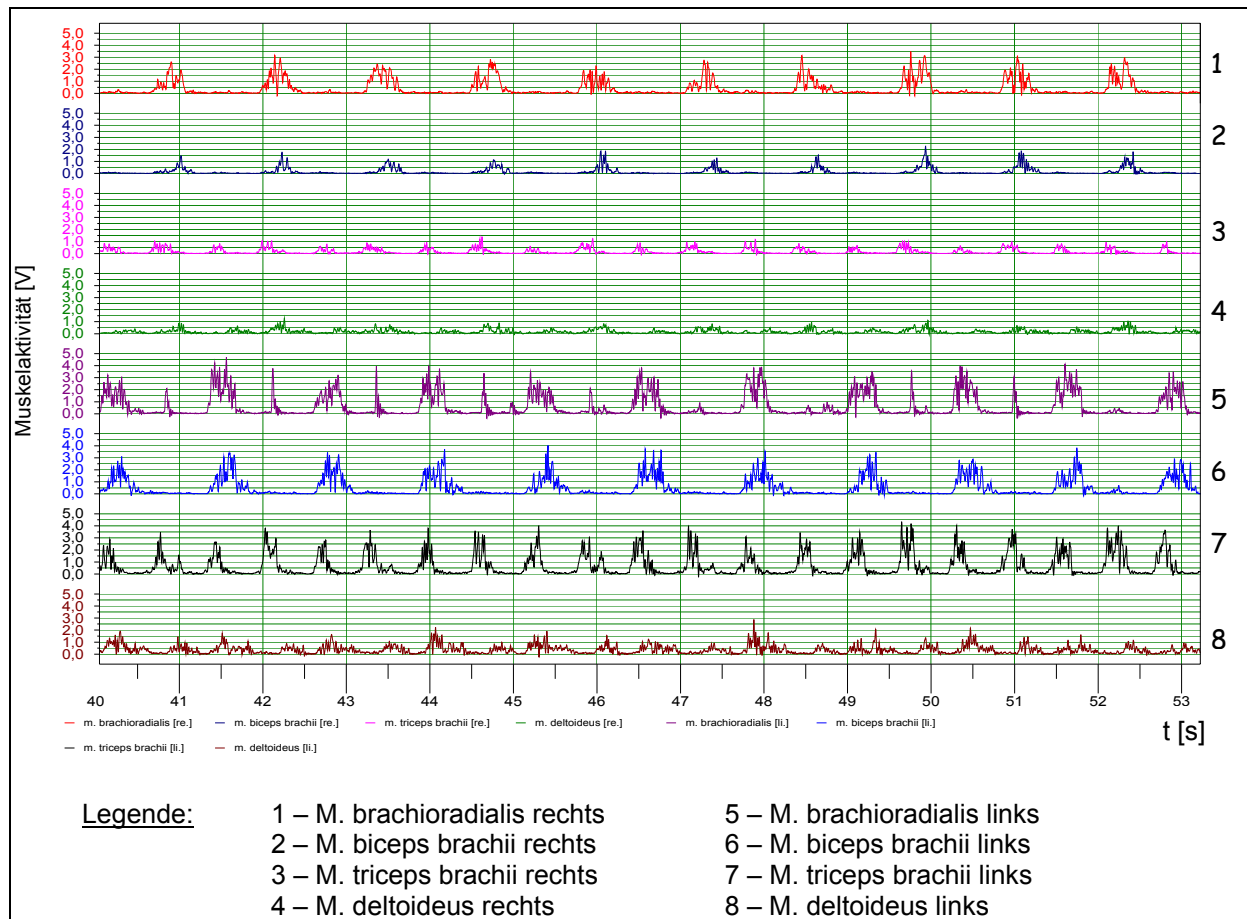


Abb. 118: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

EMG-Signalverläufe in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« von SPORTLER 2

Im Rahmen der Untersuchung zur Schnelligkeitsausdauer bei SPORTLER 2 kann eine höhere Arbeitsleistung der linksseitigen Muskulatur zugeschrieben werden. Dieses Ergebnis bestätigt die Auswertung der Untersuchung im Rahmen der GA2-Stufe. Der M. deltoideus hebt sich aus dieser Charakteristik ab und zeigt rechtsseitig höhere Arbeitsleistungen. In Tabelle 56 sind die erfassten Muskelgruppen innerhalb der verschiedenen Zeitintervalle vergleichend dargestellt.

Bei der Gegenüberstellung der Muskelleistungen von SPORTLER 1 und SPORTLER 2 in der SA-Stufe zeigt sich, dass der M. brachioradialis links und rechts und der M. biceps brachii links des SPORTLERS 1 höhere Arbeitsleistungen verrichten, als dies bei SPORTLER 2 zu beobachten ist. Bei den Muskeln M. triceps brachii und deltoideus links und rechts weist SPORTLER 2 wiederum höhere Werte als SPORTLER 1 auf.

Tab. 56: Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 2 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage«

Messintervall	Arbeitsleistungen in V·s							
	M. brachioradialis		M. biceps brachii		M. triceps brachii		M. deltoideus	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
1. Intervall (Start – 20 s)	4,67	7,88	Ausfall des EMG- Kanals	3,55	12,03	15,04	8,62	8,86
2. Intervall (20 – 40 s)	5,01	8,27		3,93	14,68	18,78	10,57	9,35
3. Intervall (40 – 53,18 s)	3,15	6,20		3,08	10,29	12,96	7,66	6,64
Gesamt	12,83	22,35		10,56	37,00	46,48	26,85	24,85

Wenn von gleichen Bedingungen (gleiche Fahrleistung) ausgegangen wird, könnte behauptet werden, dass beide Sportler ihr Muskelsystem auf diese Belastung hin verschieden ökonomisch einsetzen. Wirkungsvoller scheint da die Anpassung von SPORTLER 2 zu sein, da diese beiden Muskeln (M. brachioradialis und M. biceps brachii) für die Erzeugung des Vortriebs in der vorderen Durchzugsphase bestimmend sind.

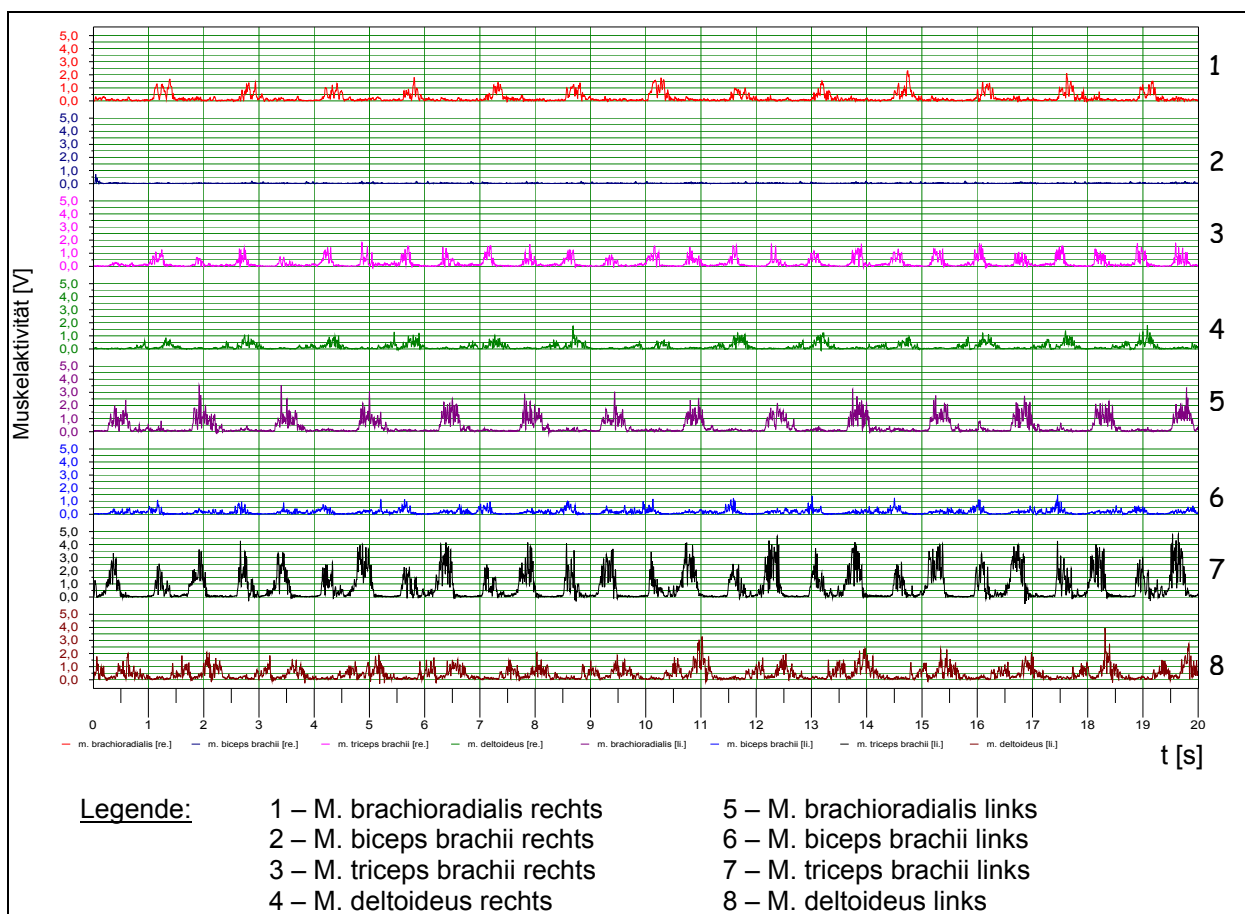


Abb. 119: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

In den Abbildungen 119 bis 121 sind die Signalverläufe des SPORTLERS 2 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« dargestellt. Auch bei SPORTLER 2 sind die Charakteristika des Signalverlaufs aus der GA2–Stufe wiederzuerkennen. Neben der zeitlichen Phasenverschiebung zwischen den Aktivitäten der rechten und linken Seite zeigt auch der M. brachioradialis links die Amplitudenspitzen in der Durchzugsphase der rechten Seite.

Nicht alle abgeleiteten Muskeln von SPORTLER 2 erbringen in der SA–Stufe höhere Arbeitsleistungen im Vergleich zur GA2–Stufe. Nur zwei Muskeln (M. triceps brachii rechts und M. deltoideus rechts) leisten in der SA–Stufe mehr Muskelarbeit als in der GA2–Stufe. Alle anderen Muskeln zeigen in der GA2–Stufe höhere Werte.

Diese individuelle Besonderheit könnte für eine bessere Einstellung auf die Bedingungen in der »Kanu–Gegenstromanlage« sprechen und eine ökonomischere Reaktion des Körpers auf die Belastung darstellen.

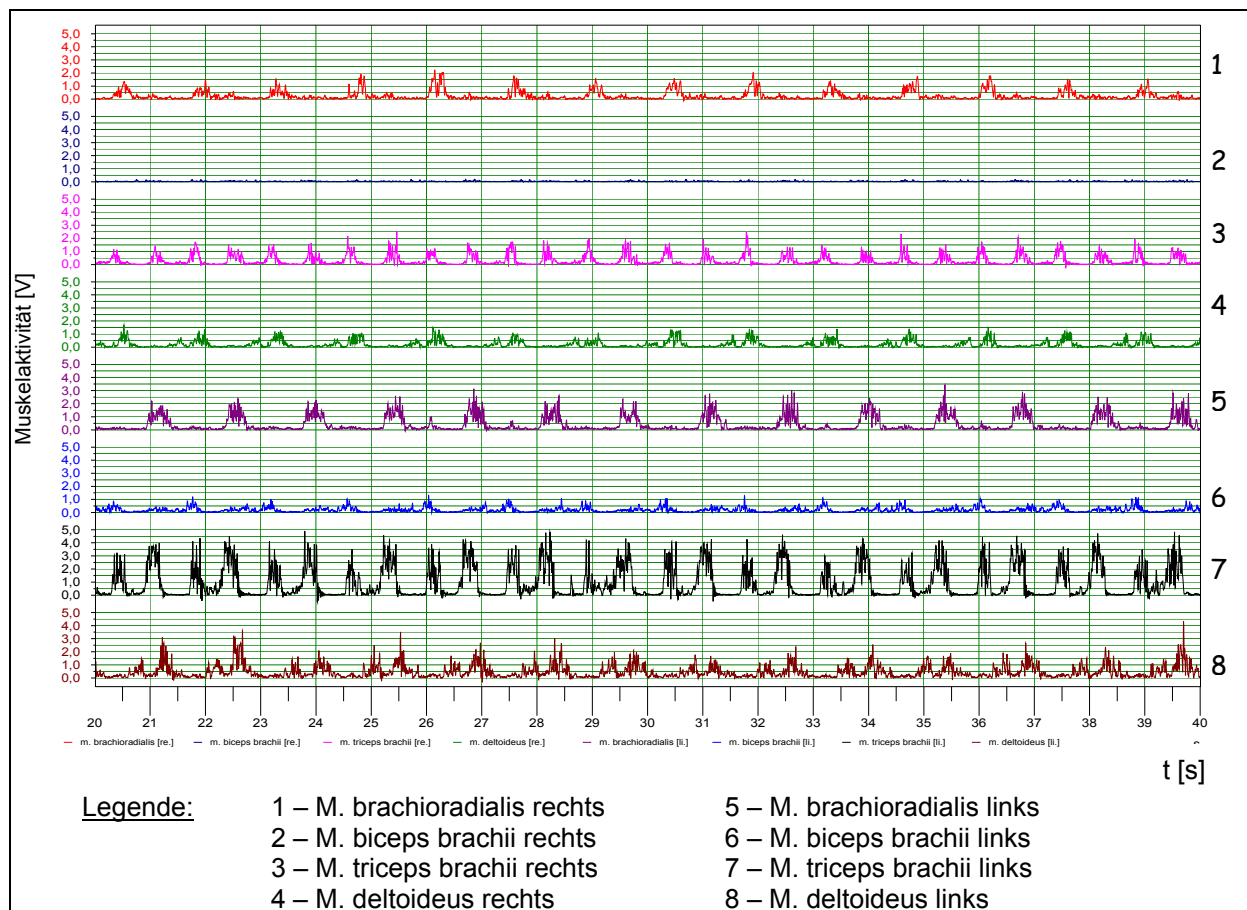


Abb. 120: EMG–Muster von SPORTLER 2 in der SA–Stufe in der »Kanu–Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Überraschend sind die Ergebnisse bei Berücksichtigung der Befunde der Muskel-funktionstests⁷⁰. Bei Sportler SPORTLER 2 weicht die Bewertung des M. deltoideus links um eine Stufe (Stufe 4 = good) gegenüber dem M. deltoideus rechts nach unten ab, der mit Stufe 5 (normal) bewertet wurde. Die anderen Muskeln werden mit der höchsten Skalenstufe (Stufe 5) bewertet. Somit liegt nur beim M. deltoideus eine geringe Dysbalance vor. Der schwächere rechte Muskel muss demnach qualitativ (Muskelfasertypen) und quantitativ (Anzahl der Muskelfaser) stärker aktiviert werden, um die gleiche Muskelarbeit zu erzeugen. Dieses Missverhältnis *könnte* sich über einen längeren Belastungszeitraum in einer schnelleren oder stärkeren Ermüdung bemerkbar machen.

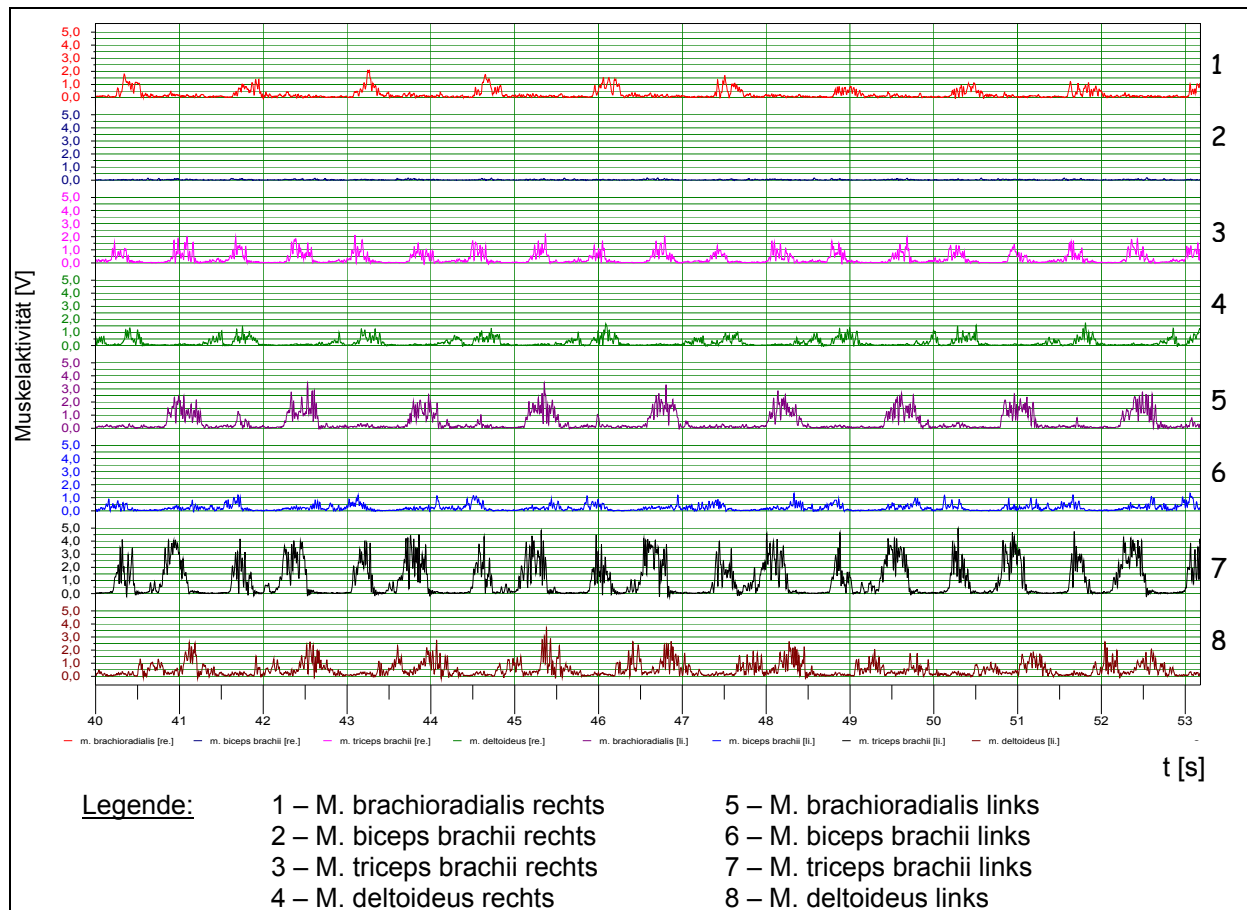


Abb. 121: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

⁷⁰ Bewertungsskala des Muskelfunktionstests nach JANDA (2000):
Stufe 5 = normal; Stufe 4 = good; Stufe 3 = fair; Stufe 2 = trace; Stufe 1 = zero

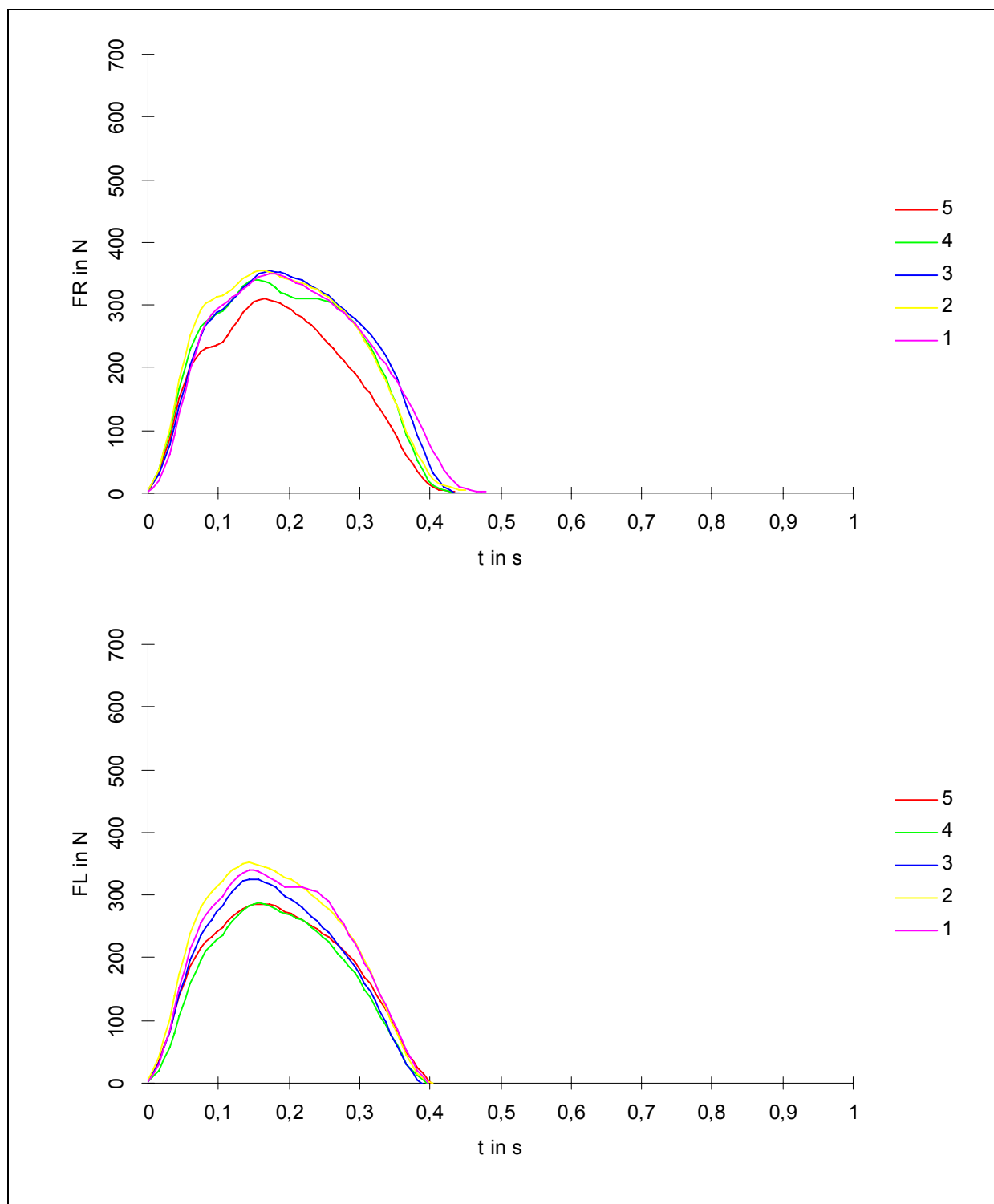


Abb. 122: Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der SA–Stufe im »Kanu–Gegenstromkanal« von SPORTLER 1

Die Kraftkurven in der SA–Stufe weisen kaum Unterschiede zum Verlauf in der GA2–Stufe auf. Die höheren Muskelaktivitäten in der SA–Stufe bei beiden Sportlern schlagen sich nicht unmittelbar in höheren Kraftwerten am Paddel nieder (vgl. Abbildung 122 mit 94, S. 197). Deutlicher wird die unterschiedliche Ausprägung der Kräfte und

Schlagparameter bei der Gegenüberstellung der Messdaten aus der GA2- und SA-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal« beider Sportler in der Tabelle 57 und 58.

Tab. 57: Kanuspezifische Messdaten der GA2- und SA-Stufe vom Sportler SPORTLER 1 in der »Kanu-Gegenstromanlage«

Mess-Nr.	GA2-Stufe													
	Links							Rechts						
	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:08,84	75	359	125	96	0,445	58	0:08,01	75	302	113	94	0,527	63
2	0:16,57	77	360	123	87	0,425	60	0:15,74	77	327	122	101	0,515	62
3	0:30,61	76	335	122	91	0,460	61	0:29,78	76	305	114	93	0,543	66
4	0:45,76	79	324	111	82	0,442	60	0:44,97	79	366	140	109	0,517	66
5	0:53,22	79	318	112	83	0,455	61	0:52,42	79	321	118	94	0,507	64
Mittelwert		77	339	119	88	0,445	60		77	324	121	98	0,522	64

Mess-Nr.	SA-Stufe													
	Links							Rechts						
	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:07,71	95	340	146	86	0,403	68	0:08,31	95	349	144	98	0,477	70
2	0:14,99	96	352	153	89	0,407	70	0:15,57	96	354	163	99	0,450	74
3	0:30,44	101	326	136	78	0,390	68	0:31,01	101	354	154	98	0,440	69
4	0:45,44	103	287	122	69	0,398	71	0:46,01	103	341	158	94	0,433	73
5	0:51,08	106	286	133	74	0,405	73	0:53,19	106	310	137	77	0,433	76
Mittelwert		100	318	138	79	0,401	70		100	342	151	93	0,447	72

Legende: SF = Schlagfrequenz ($1 \cdot \text{min}^{-1}$) FS = Kraftstoß (N·s)
 FM = Kraftmaximum (N) TT = Tauchzeit (s)
 FN = Kraftniveau (N) TTP = prozentuale Tauchzeit (%)

Zu erkennen ist, dass beide Sportler durch eine erhöhte Schlagfrequenz auf die höheren Anforderungen in der SA-Stufe reagieren. Somit können die geringeren Kraftmaxima in der SA-Stufe trotz gesteigerter Arbeitsleistung der Muskulatur erklärt werden. Auffallend zwischen beiden Sportlern ist, dass SPORTLER 1 in beiden Stufen rechtsseitig das Paddel länger taucht, während SPORTLER 2 eine linksseitig längere Tauchphase realisiert. Dies scheint optimaler zu sein, da SPORTLER 2 in der SA-Stufe linksseitig ein höheres Kraftmaximum erreicht (siehe Tabelle 58) und somit über eine längere Zeit die Kraft wirken lassen kann. Andererseits könnte eine längere Tauchzeit daherrühren, dass zusätzliche Korrekturen mit dem Paddel vorgenommen werden, was sich negativ auf die Vortriebsleistung auswirken kann.

Ein weiterer Parameter, der die geringeren Kräfte erklären könnte, ist die in der SA-Stufe bei beiden Sportlern verkürzte Tauchzeit des Paddels gegenüber der GA2-Stufe (Zusammenhang Schlagfrequenz und Tauchzeit).

Tab. 58: Kanuspezifische Messdaten der GA2- und SA-Stufe vom Sportler SPORTLER 2 in der »Kanu-Gegenstromanlage«

Mess-Nr.	GA2-Stufe													
	Links							Rechts						
	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:07,99	83	301	138	10 6	0,545	71	0:08,76	83	32	14	10 3	0,512	70
2	0:15,38	82	325	145	11 4	0,543	69	0:16,17	82	31	14	10 2	0,502	71
3	0:30,21	81	312	145	11 2	0,555	72	0:30,99	81	29	13	97	0,498	71
4	0:44,94	81	314	147	11 4	0,548	71	0:45,72	81	28	12	91	0,485	69
5	0:52,25	84	294	143	10 9	0,533	69	0:53,02	84	25	13	85	0,460	72
Mittelwert		82	309	144	11 1	0,545	70		82	29 5	13 7	96	0,491	71

Mess-Nr.	SA-Stufe													
	Links							Rechts						
	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Mess-zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:07,84	100	356	172	11 1	0,505	78	0:08,49	10	33	17	10 0	0,455	77
2	0:14,89	102	306	164	10 1	0,468	76	0:15,50	10	33	18	10 2	0,450	81
3	0:30,19	100	288	152	97	0,480	75	0:30,82	10	31	17	95	0,438	80
4	0:45,53	104	285	157	10 0	0,480	75	0:46,17	10	29	17	93	0,438	81
5	0:51,30	105	286	152	96	0,482	76	0:53,19	10	27	16	84	0,420	81
Mittelwert		102	304	159	10 1	0,483	76		10 2	31 0	17 4	96	0,440	80

Legende: SF = Schlagfrequenz (1·min⁻¹) FS = Kraftstoß (N·s)
 FM = Kraftmaximum (N) TT = Tauchzeit (s)
 FN = Kraftniveau (N) TTP = prozentuale Tauchzeit (%)

EMG-Signalverläufe in der GA2-Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 1

Von den beiden Sportlern (SPORTLER 1 und SPORTLER 2) liegen in den Fahrstufen GA2 und SA ebenfalls elektromyographische Signalverläufe im »Freiwasser«⁷¹ vor, die im Folgenden dargestellt werden.

⁷¹ Durch die Verwendung eines Datenloggers (BioVision® Germany) werden die Amplitudenwerte in mV abgetragen und müssen für die vergleichende Interpretation mit den Kanal-Daten durch 1.000 dividiert werden.

In der Abbildung 123 wird der Signalverlauf einer Messfahrt in der Geschwindigkeitsstufe GA2 von SPORTLER 1 mit dem gesamten Messintervall für die Auswertung der Freiwasserdaten gezeigt.

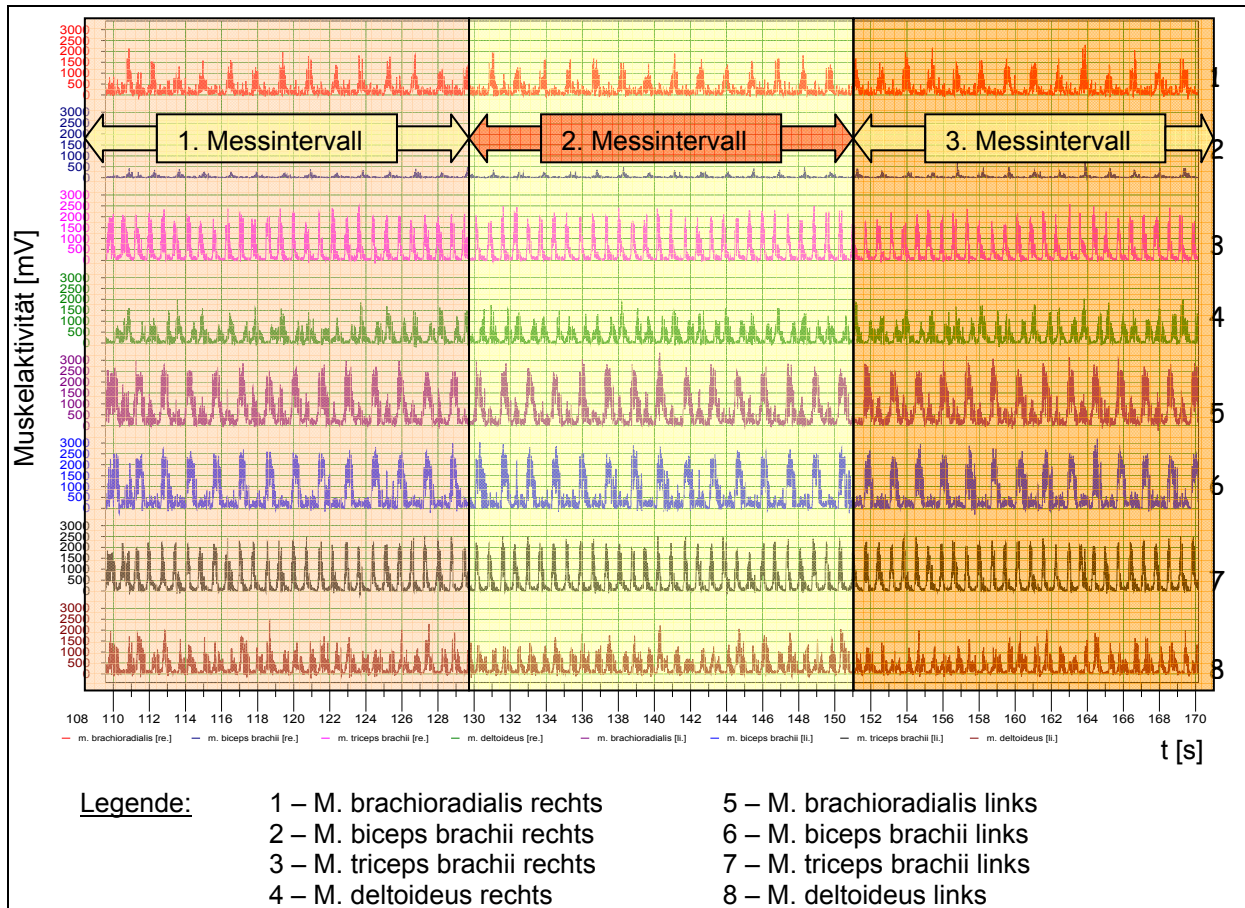


Abb. 123: Muskelaktivitäten von SPORTLER 1 im GA2-Bereich im »Freiwasser« (Start – 60,60 s)

Von den vorliegenden Werten (siehe Tabelle 59) muss der Datensatz des M. biceps brachii rechts ausgeschlossen werden. Hier liegt ein Messfehler (eine fehlerhafte Elektrode oder defekter Kanal) vor.

Tab. 59: Muskularbeitsleistungen von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser«

Messintervall	Arbeitsleistungen in V·s							
	M. brachioradialis		M. biceps brachii		M. triceps brachii		M. deltoideus	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
1. Intervall (Start – 20 s)	3,80	10,28	0,54	11,37	5,40	5,49	4,16	5,06
2. Intervall (20 – 40 s)	5,31	13,72	0,72	12,54	8,45	9,57	5,70	6,80
3. Intervall (40 – 60,60 s)	5,82	14,32	0,79	12,63	8,68	9,75	6,33	6,81
Gesamt	14,93	38,32	2,05	36,54	22,53	24,81	16,19	18,67

Bei der Analyse der anderen Muskelpaare ist zu erkennen, dass auch im »Freiwasser« die linke Seite eine höhere Muskelarbeit, in den Intervallen und insgesamt, als die rechtsseitige Muskulatur verrichtet. SPORTLER 1 generiert mit dem M. brachioradialis links stärkere Aktionspotentiale in der rechten Durchzugsphase als bei der Messfahrt in der »Kanu-Gegenstromanlage« (vgl. Abbildung 124 bis 126).

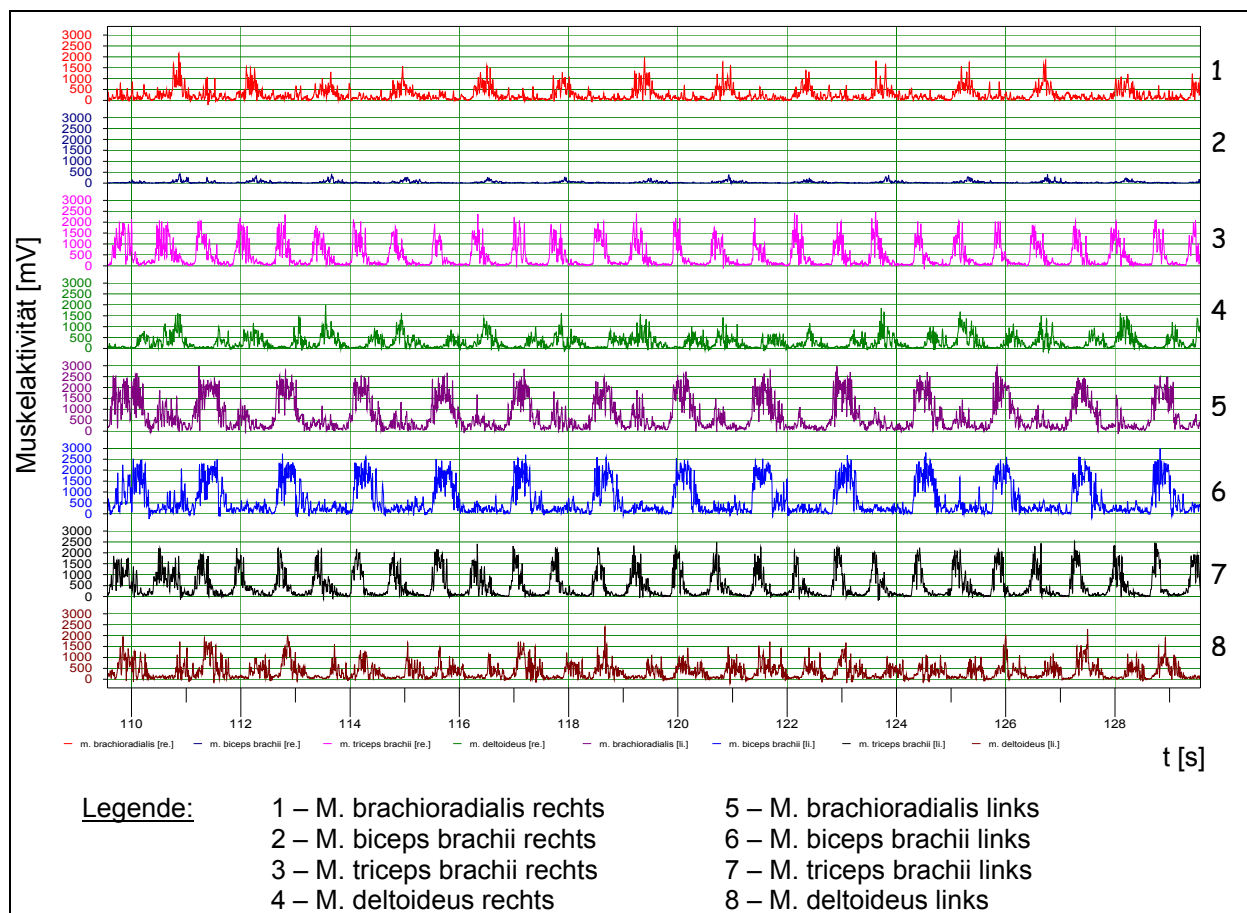


Abb. 124: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

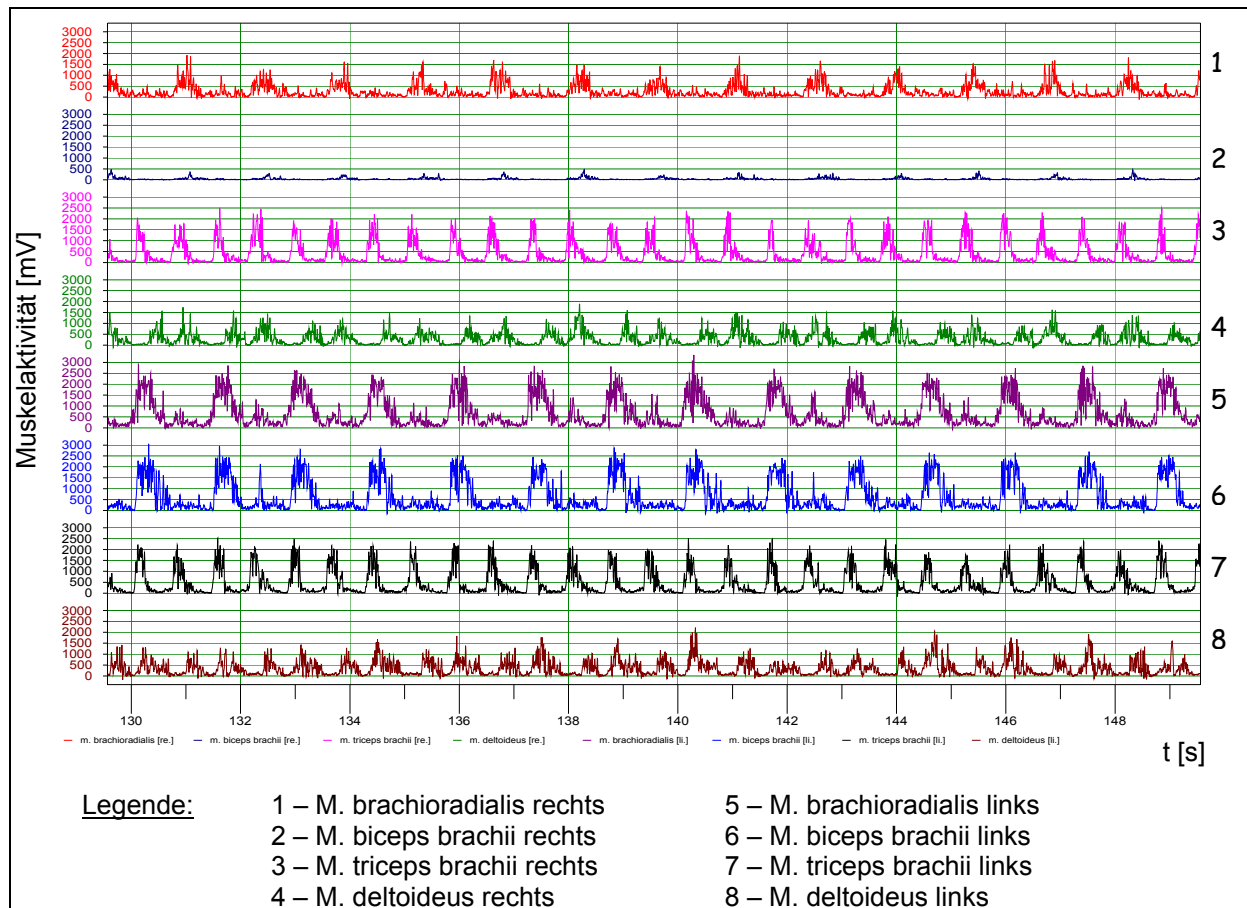


Abb. 125: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Der Signalverlauf des M. deltoideus gleicht dem der Messfahrten im »Kanu-Gegenstromkanal«. Grundsätzlich scheint das EMG-Muster unter Laborbedingungen (»Kanu-Gegenstromanlage«) den Mustern der realen Umwelt (»Freiwasser«) ähnlich zu sein. Die muskulären Arbeitswerte liegen bei Labor- und Freiwasserfahrten im annähernd identischen Bereich.

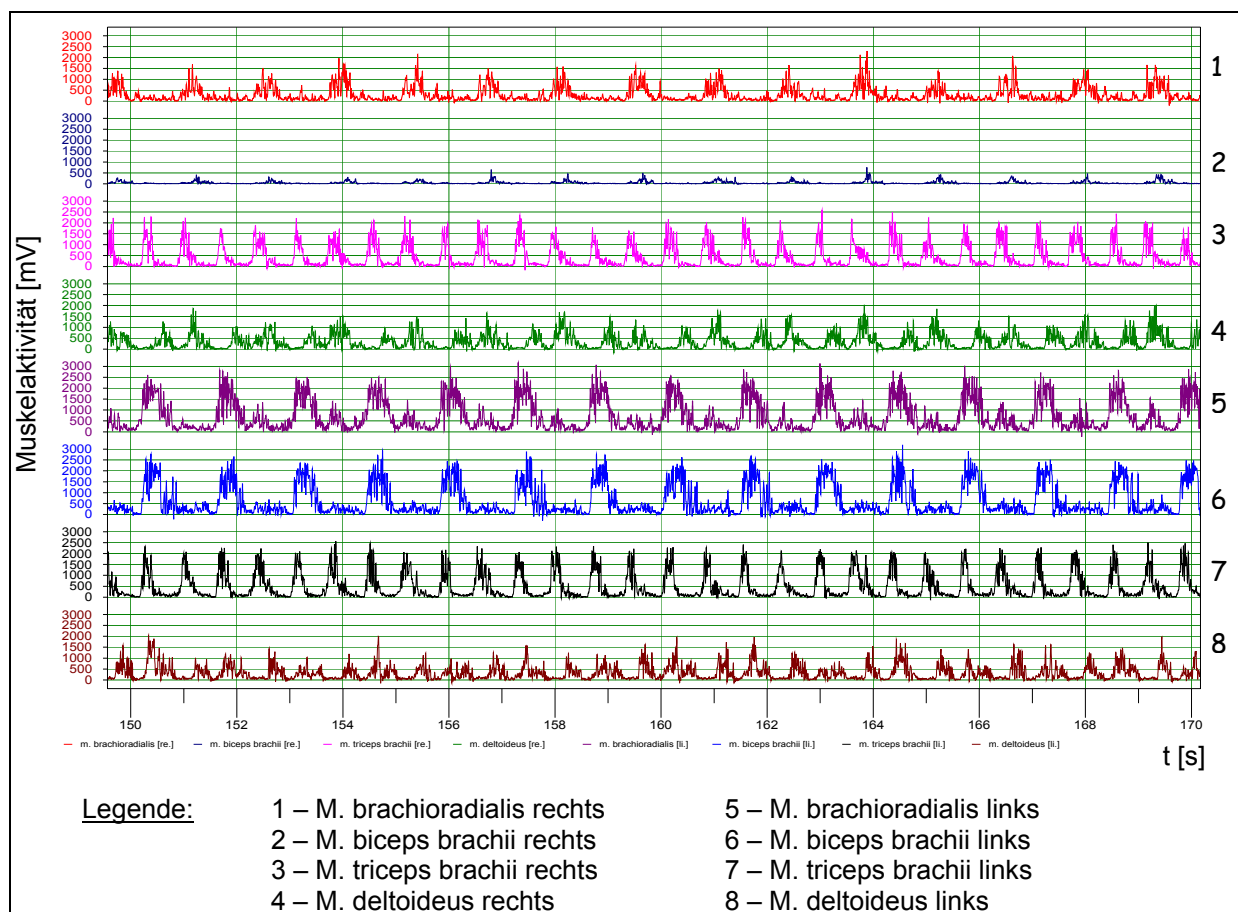


Abb. 126: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 60,60 s)

EMG-Signalverläufe in der GA2-Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 2

In den muskulären Arbeitswerten können ebenso für den SPORTLER 2 höhere Leistungen der linksseitigen Muskulatur, wie zuvor beim SPORTLER 1, beschrieben werden. Ein Defekt des Elektrodenkanals liegt beim M. biceps brachii rechts vor. Diese Werte sind nicht interpretierbar und werden nicht berücksichtigt.

Die höchsten Arbeitsleistungen verrichtet der M. brachioradialis (siehe Tabelle 60). Das unterstreicht die Bedeutung dieses Muskels für die vortriebswirksame Paddelbewegung.

Der M. brachioradialis links zeigt weiterhin auch bei SPORTLER 2 die Amplitudenspitzen in der rechten Durchzugsphase (vgl. Abbildung 127 bis 129).

Tab. 60: Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 2 in der GA2–Stufe im »Freiwasser«

Messintervall	Arbeitsleistungen in V·s							
	M. brachioradialis rechts	M. brachioradialis links	M. biceps brachii rechts	M. biceps brachii links	M. triceps brachii rechts	M. triceps brachii links	M. deltoideus rechts	M. deltoideus links
1. Intervall (Start – 20 s)	11,42	19,52	1,85	11,97	10,83	14,04	4,72	11,20
2. Intervall (20 – 40 s)	9,98	17,76	1,97	12,15	10,29	13,28	5,17	11,17
3. Intervall (40 – 59,79 s)	10,78	18,24	2,28	13,02	10,89	14,13	5,10	10,94
Gesamt	32,18	55,52	6,10	37,14	32,01	41,45	14,99	33,31

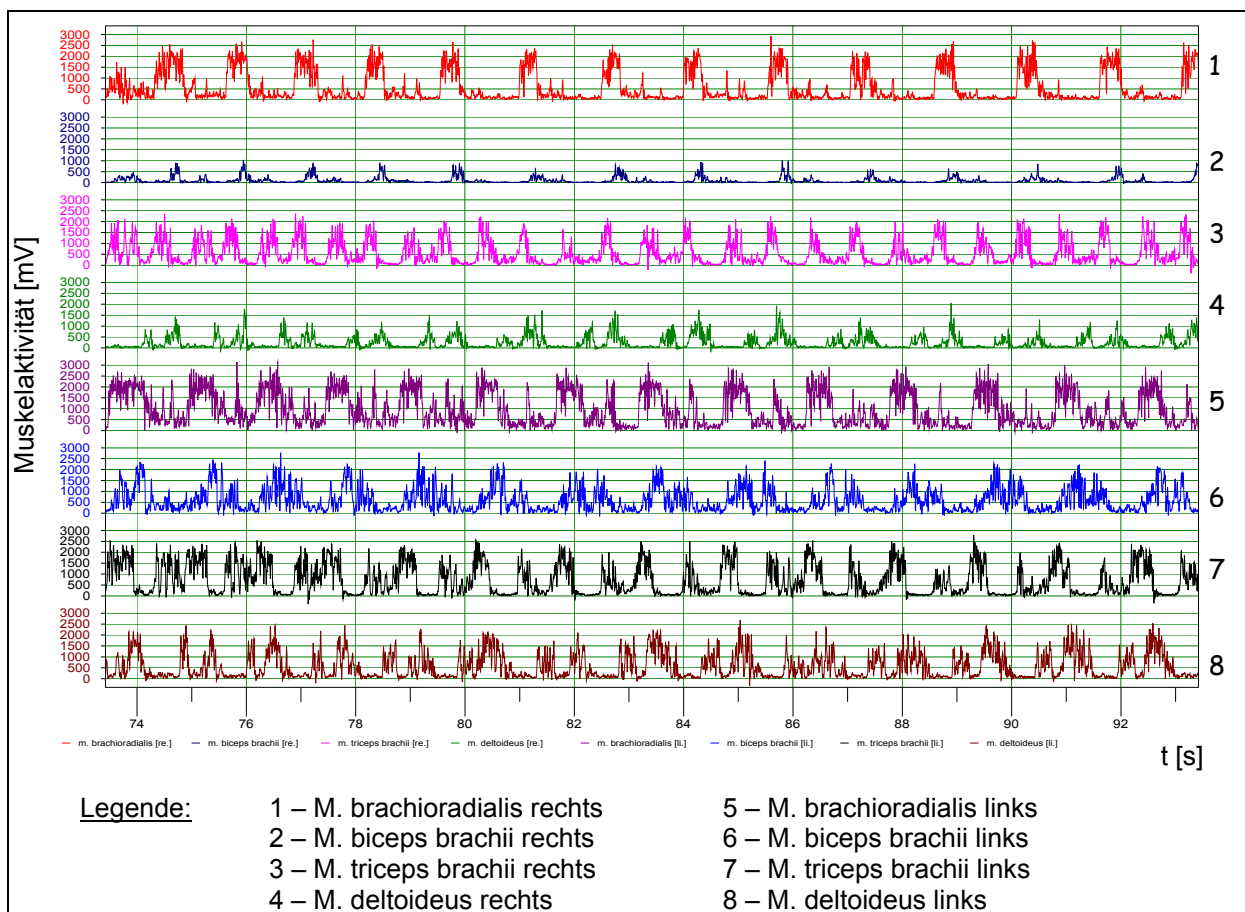


Abb. 127: EMG–Muster von SPORTLER 2 in der GA2–Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Diese Signalmuster scheinen jedoch keine grundlegende Gesetzmäßigkeit zu belegen, da bei vier weiteren Sportlern (alle Rechtshänder mit linksgedrehtem Paddel) gegenläufige Muster zu beobachten waren. Bei zwei Sportlern (RW_106, ML_105) weisen beide Anteile des M. brachioradialis Amplitudenspitzen in der jeweils kontralateralen Durchzugsphase auf, während bei den anderen beiden Sportlern (RP_433, FK_422) diese Amplitudenspitzen überraschenderweise nur beim rechtsseitigen M. brachioradialis auftreten. Des Weiteren zeigt ein Sportler (SJ_407) als Rechtshänder

mit rechtsgedrehtem Paddel ein gegenläufiges Bild mit Amplitudenspitzen des M. brachioradialis rechts in der Durchzugsphase links, dass zu den Ergebnissen von SPORTLER 1 und SPORTLER 2 (linksgedrehtes Paddel) diametral interpretierbar ist (siehe Abbildungen A27 bis A56 im Anhang II), da Sportler (SJ_407) rechtsseitig das Paddel dreht.

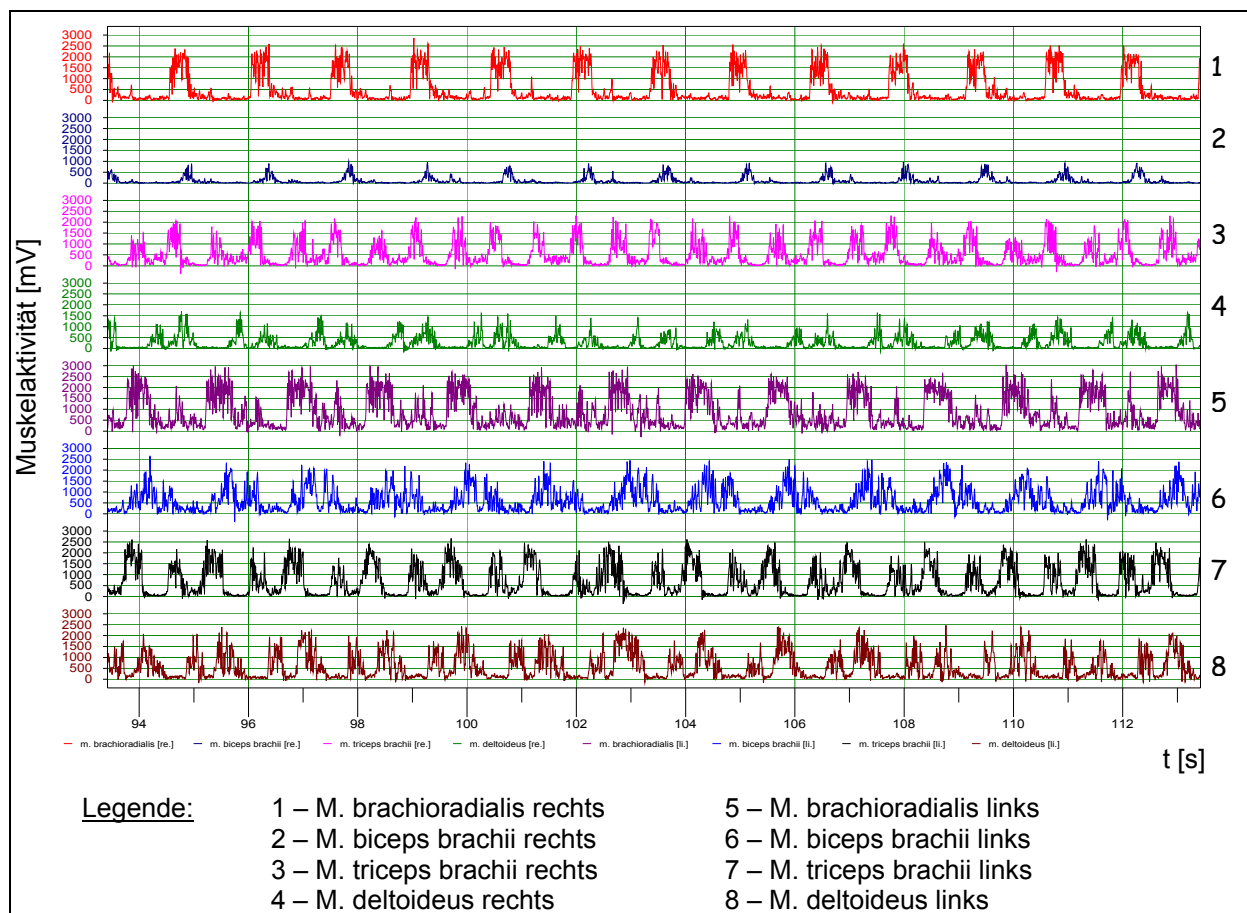


Abb. 128: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Im weiteren Messverlauf verlängern sich die Aktivierungszeiten und es treten häufiger Amplitudenspitzen auf, die im »Kanu-Gegenstromkanal« nicht zu beobachten sind. Diese „zusätzlichen“ Aktivierungsphasen der Muskulatur könnten auf die natürlichen Umwelteinflüsse (Strömungsrichtung des Wassers, Wellenstärke, Windrichtung) zurückzuführen sein (siehe in Abbildung 128 und 129 insbesondere die Verläufe des M. triceps brachii links, M. deltoideus links).

Dagegen ist der Signalverlauf des M. brachioradialis rechts bis zum Messende harmonisch und weist keine deutlichen Zwischenaktionspotentiale auf.

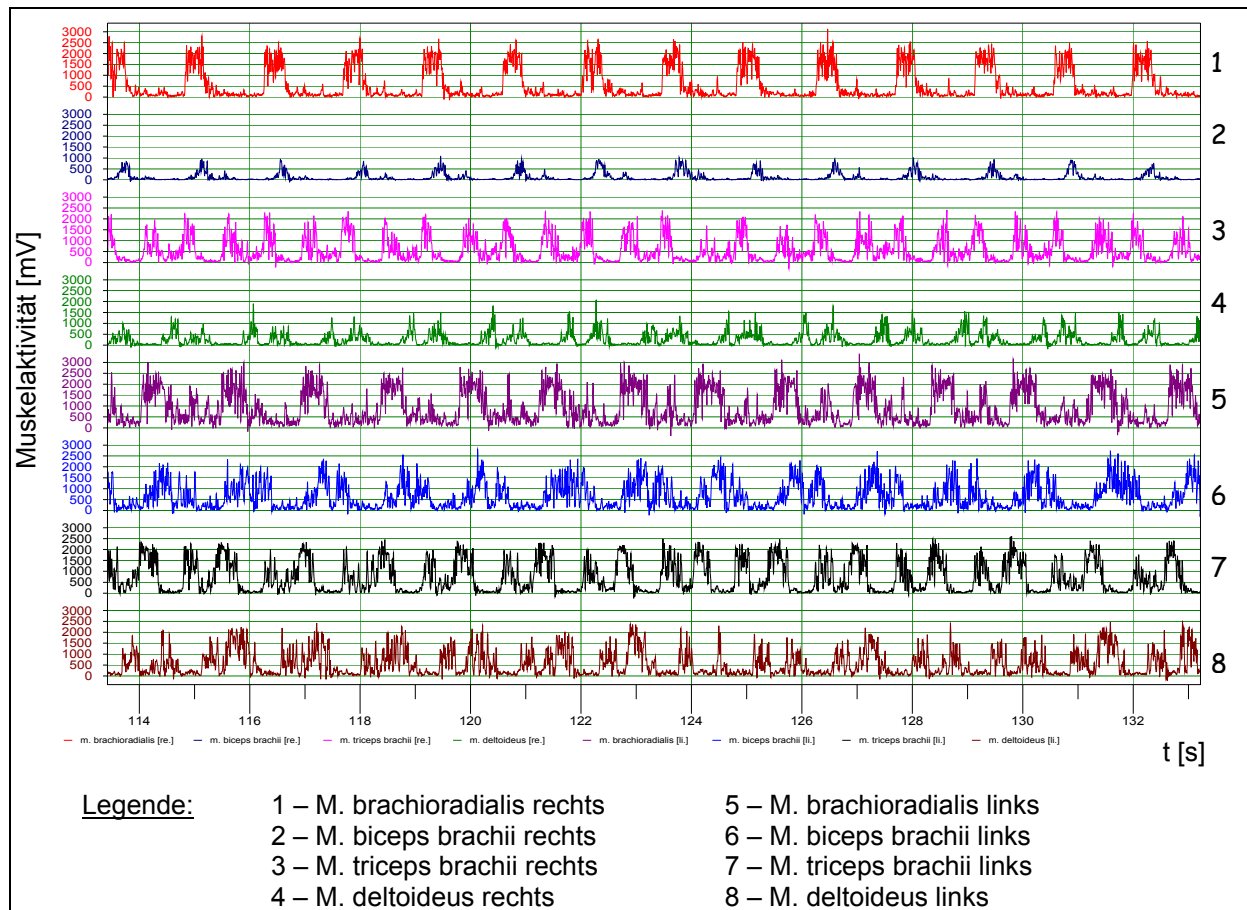


Abb. 129: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der GA2-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 59,79 s)

Innerhalb der GA2-Stufen im »Freiwasser« und der »Kanu-Gegenstromanlage« sind kaum Unterschiede im Kraftverlauf zu erkennen (vgl. Abbildung 130 mit 94, S. 197).

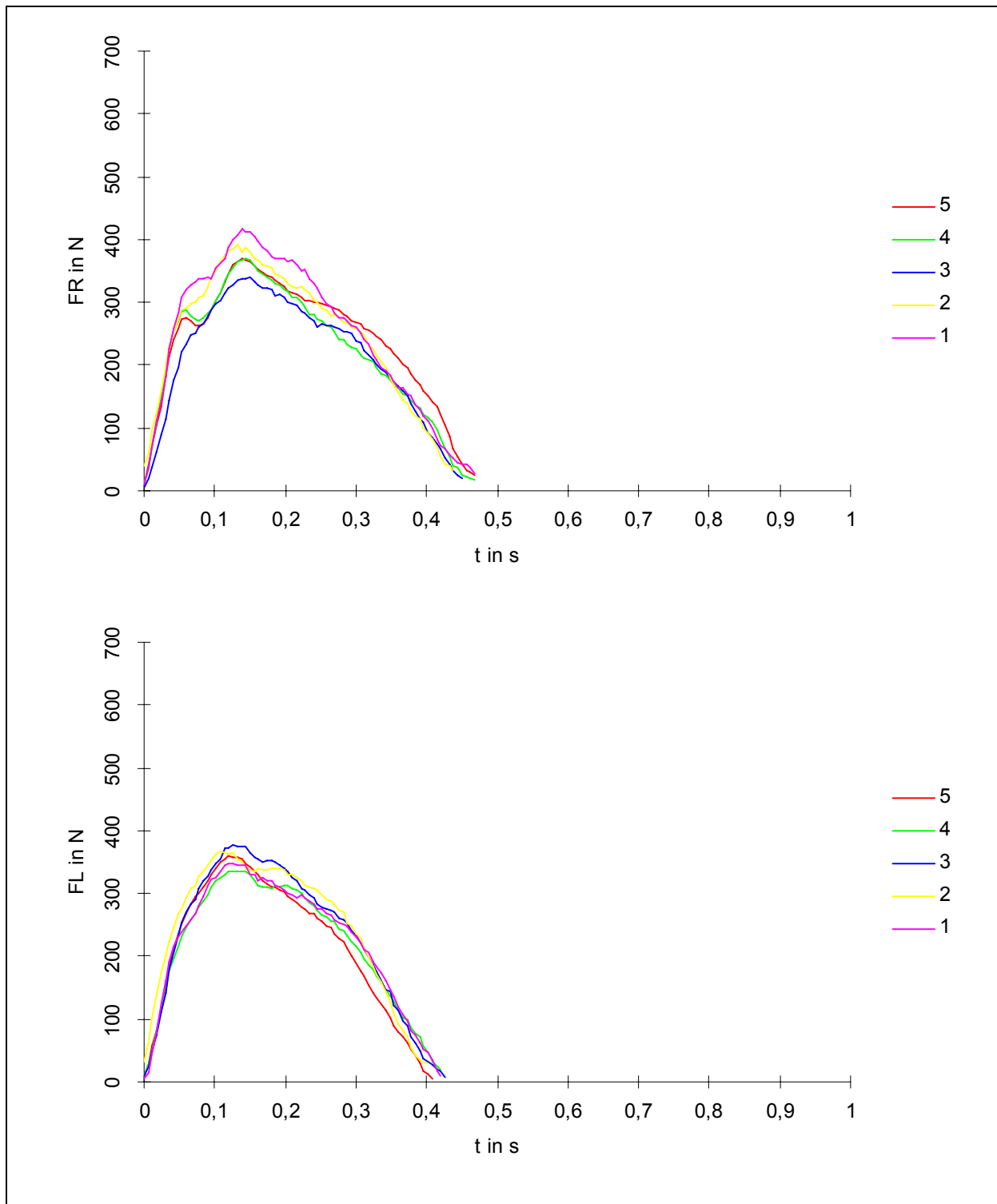


Abb. 130: Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der GA2-Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 1

EMG–Signalverläufe in der SA–Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 1

Der Signalverlauf in der SA–Stufe im »Freiwasser« ist den EMG–Mustern in der GA2–Stufe ähnlich. Rückführend auf die höhere Belastung durch die höhere Geschwindigkeitsstufe werden von Beginn an bei der Messfahrt in der SA–Stufe höhere Aktionspotentialspitzen im Vergleich zur GA2–Stufe gemessen.

Bei SPORTLER 1 zeigen sich die schon zuvor beschriebenen Charakteristika in den Signalen der einzelnen Muskeln. Der M. brachioradialis rechts zeigt nicht den harmonischen Wechsel von Aktivierungs- und Entspannungsphasen wie der linksseitige M. brachioradialis. Der Verlauf spiegelt eine höhere Grundaktivität über die Messfahrt mit Aktionsspitzen in der Durchzugsphase rechts wieder. In der »Kanu–Gegenstromanlage« ist hingegen das typische EMG–Muster (vgl. Abbildung 131 mit 116, S. 217) ausgeprägt.

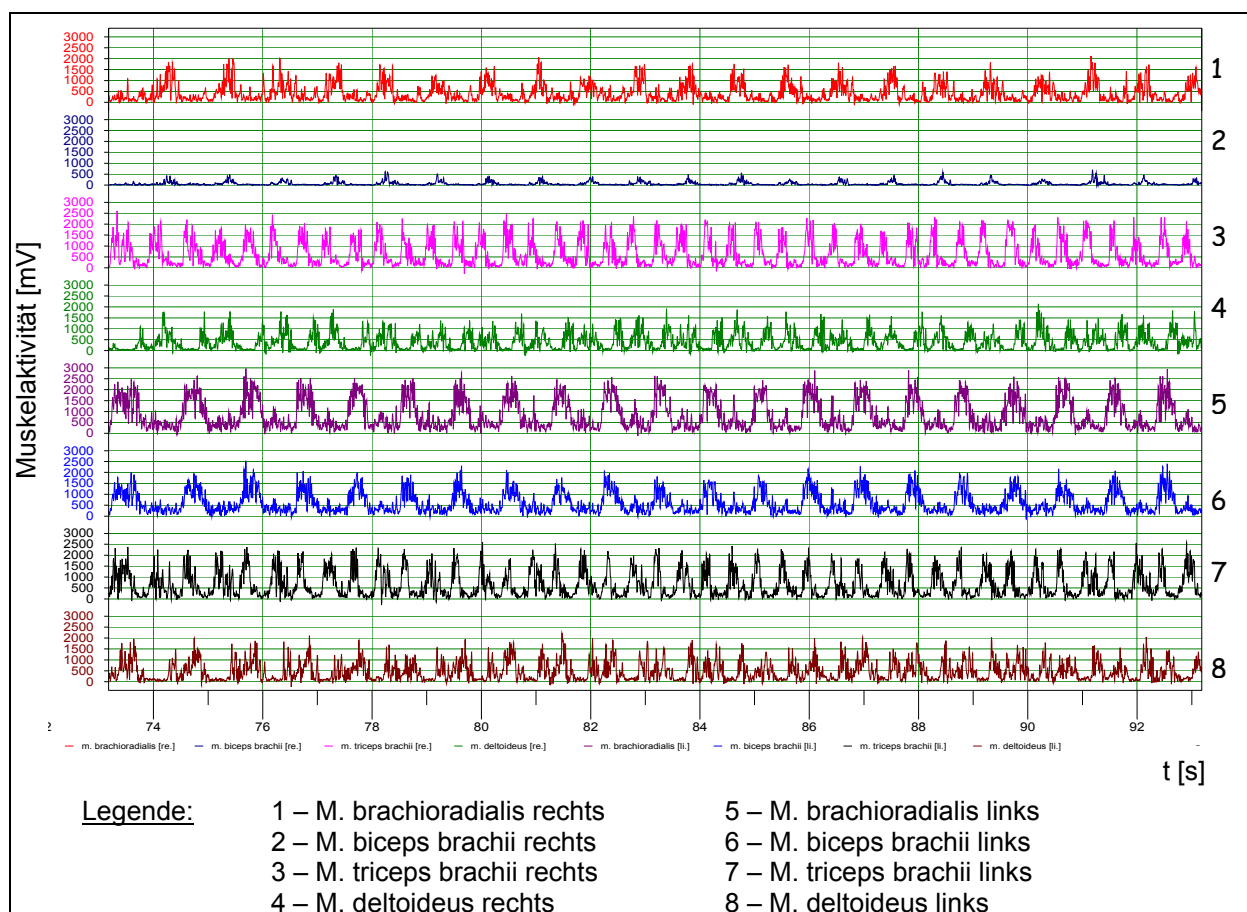


Abb. 131: EMG–Muster von SPORTLER 1 in der SA–Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Im weiteren Verlauf der Messung bleiben die beobachteten EMG–Strukturen erhalten, wobei das Verlaufsverhalten der einzelnen Muskeln der rechten und linken Seite

relativ ähnlich ist; im Paarvergleich weisen allerdings die linken Muskeln höhere Amplitudenwerte auf. Somit bleibt das Verhältnis, dass bereits in der »Kanu–Gegenstromanlage« in der GA2– und SA–Stufe vorlag, mit einer höheren Aktivität der linken Extremitätenseite bestehen (vgl. Abbildung 132).

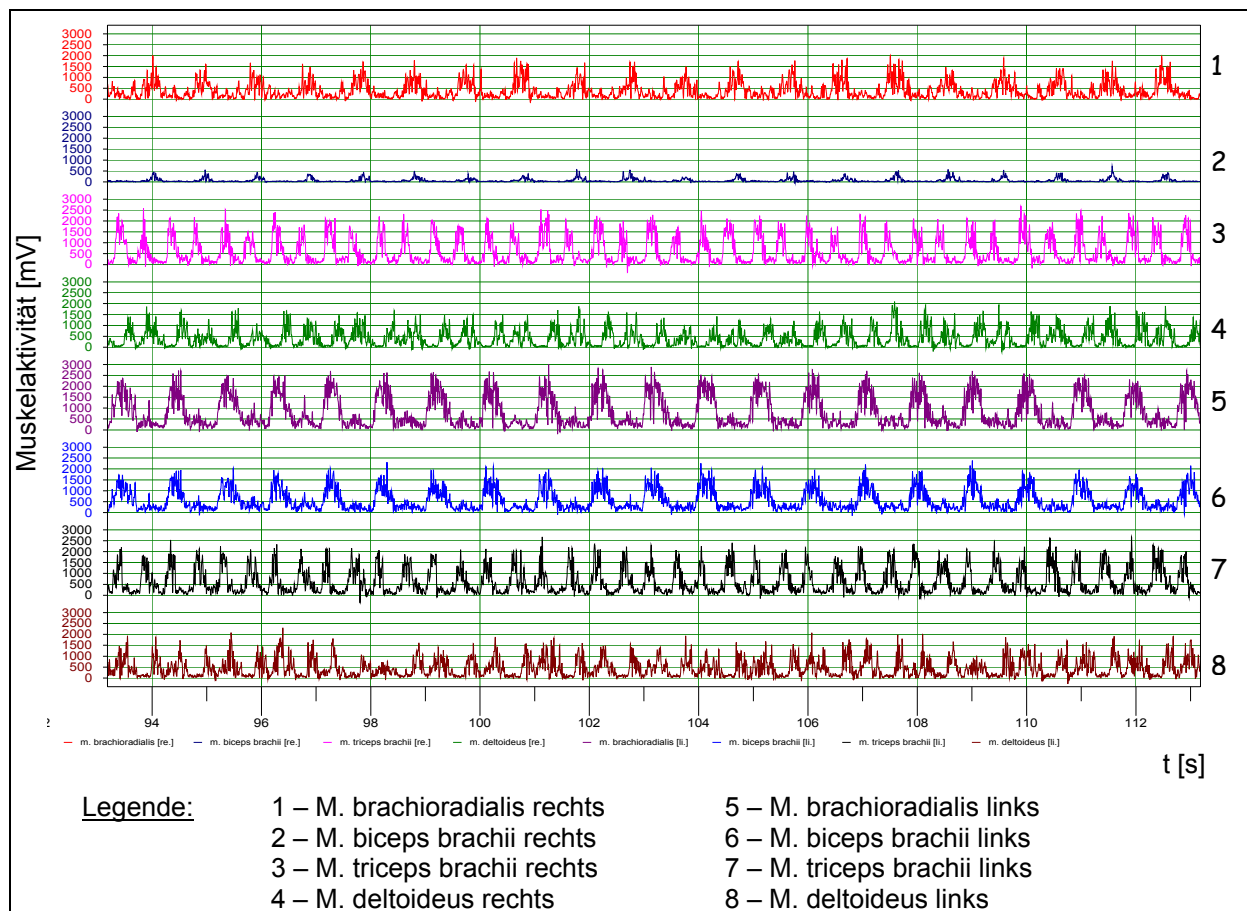


Abb. 132: EMG–Muster von SPORTLER 1 in der SA–Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Auch im dritten Messintervall (siehe Abbildung 133) bleiben die aufgezeigten Charakteristika aus den vorangegangenen Abschnitten im Wesentlichen bestehen. Das höhere Aktivierungsniveau in den Entspannungsphasen der einzelnen Muskeln ist deutlich ausgeprägt, womit belegt werden kann, dass die Muskeln bei den Freiwasserfahrten stärker aktiviert werden.

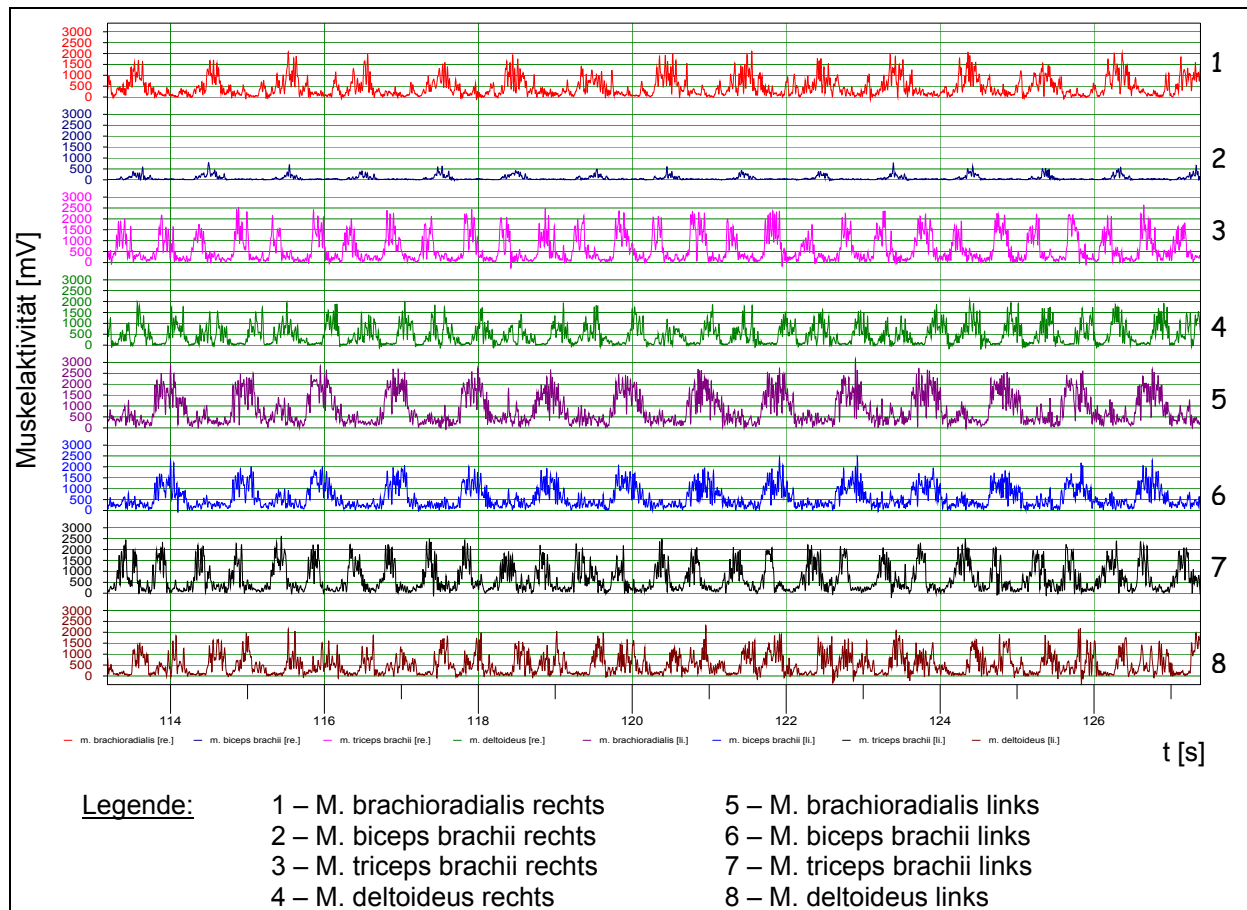


Abb. 133: EMG-Muster von SPORTLER 1 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 54,20 s)

Die höheren Aktivierungen der Muskeln zeigen sich bei SPORTLER 1 im Vergleich der muskulären Arbeitsleistungen in der SA-Stufe im »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser«. Im »Freiwasser« werden von SPORTLER 1 von allen Muskeln (M. biceps brachii rechts ausgenommen) höhere Leistungen als im »Kanu-Gegenstromkanal« vollbracht (vgl. Tabelle 61 und 55, S. 216).

Tab. 61: Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 1 in der SA-Stufe im »Freiwasser«

Messintervall	Arbeitsleistungen in V·s							
	M. brachioradialis		M. biceps brachii		M. triceps brachii		M. deltoideus	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
1. Intervall (Start – 20 s)	8,35	16,92	1,24	12,05	12,69	13,47	8,18	9,48
2. Intervall (20 – 40 s)	7,87	16,23	1,21	11,32	12,04	12,56	8,13	9,17
3. Intervall (40 – 54,20 s)	6,42	11,99	1,02	8,51	8,89	9,62	6,71	7,27
Gesamt	22,64	45,14	3,47	31,88	33,62	35,65	23,02	25,92

Zum Teil werden deutlich höhere Leistungen durch die Muskeln in der SA–Stufe erbracht. Der M. brachioradialis links leistet in der »Kanu–Gegenstromanlage« 30,00 V·s und im »Freiwasser« 45,14 V·s. Eine ähnlich hohe Differenz zwischen »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser« weist der M. triceps brachii rechts von SPORTLER 1 auf.

EMG–Signalverläufe in der SA–Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 2

Etwas anders zeichnet sich das Bild von SPORTLER 2 ab. Während der M. brachioradialis und M. biceps brachii höhere Werte in der SA–Stufe im »Freiwasser« realisieren, sinken die Leistungskennwerte vom M. triceps brachii und M. deltoideus unter diese Werte im »Kanu–Gegenstromkanal« ab (siehe Tabelle 62 und 56, S. 220).

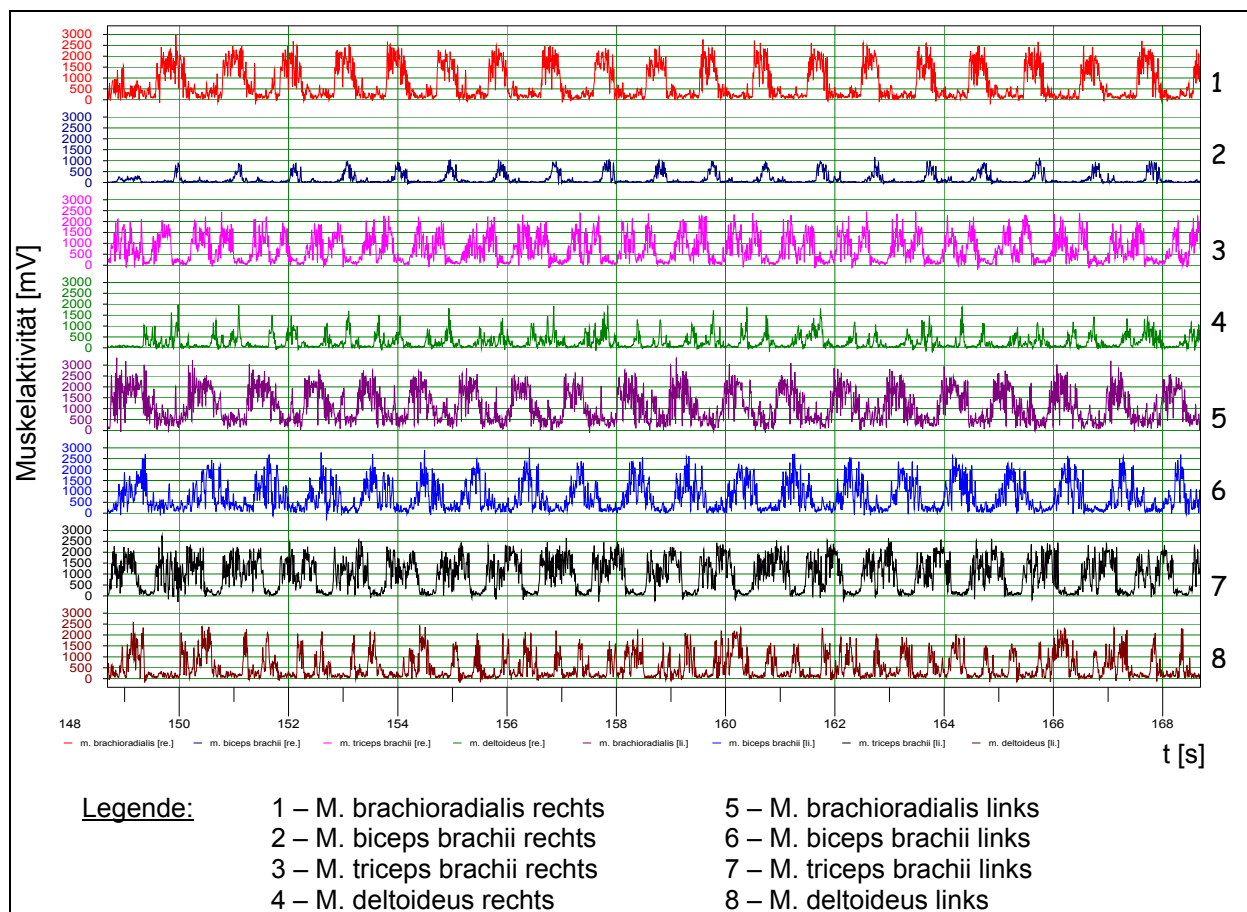


Abb. 134: EMG–Muster von SPORTLER 2 in der SA–Stufe im »Freiwasser« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

Die EMG–Signalverläufe in den Messintervallen (Abbildung 134 bis 136) widerspiegeln die Charakteristik der zyklischen, alternierenden Bewegung. Auffällig bei SPORTLER 2 sind die unmittelbar aufeinander folgende Amplitudenspitzen des M.

triceps brachii rechts, die zeitlich verschoben zur Durchzugsphase der Muskeln M. brachioradialis und M. biceps brachii rechts auftreten. Dagegen weist der M. triceps brachii links im ersten Messintervall (siehe Abbildung 134) eine längere Plateauphase auf.

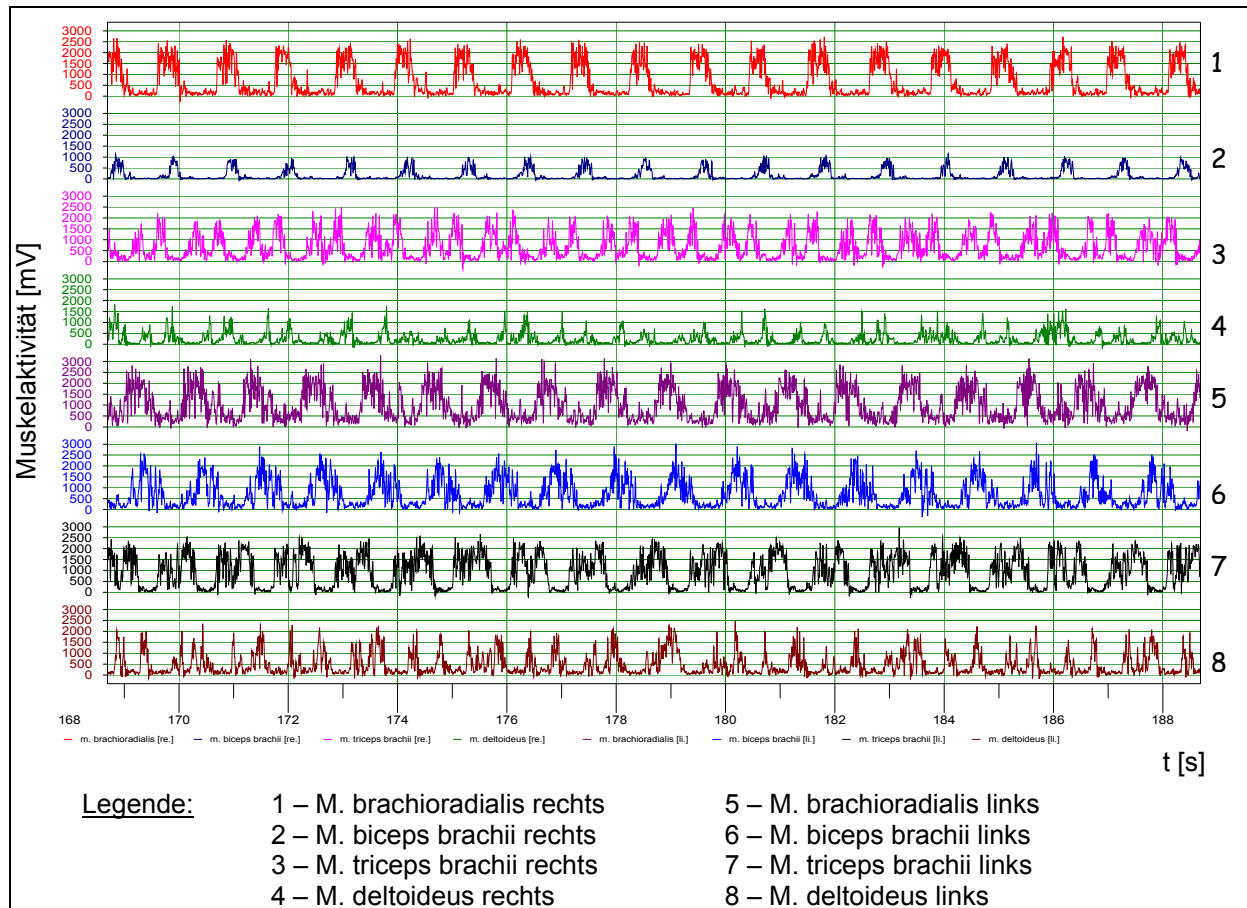


Abb. 135: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

Erst im weiteren Verlauf der Messfahrt (vgl. Abbildung 135) wird dieses Plateau durch kurze Entspannungsphasen unterbrochen, um im letzten Messabschnitt (Abbildung 136) das Muster aus dem ersten Messintervall wieder anzunehmen.

Im letzten Messintervall ist die zeitliche Verschiebung der Aktivitäten in der Durchzugsphase des M. triceps brachii links und des M. deltoideus links gegenüber dem linken M. brachioradialis und M. biceps brachii zu erkennen.

Die Erzeugung der Muskelleistung in den einzelnen Messintervallen ist bei SPORTLER 2 im »Kanu-Gegenstromkanal« und »Freiwasser« unterschiedlich.

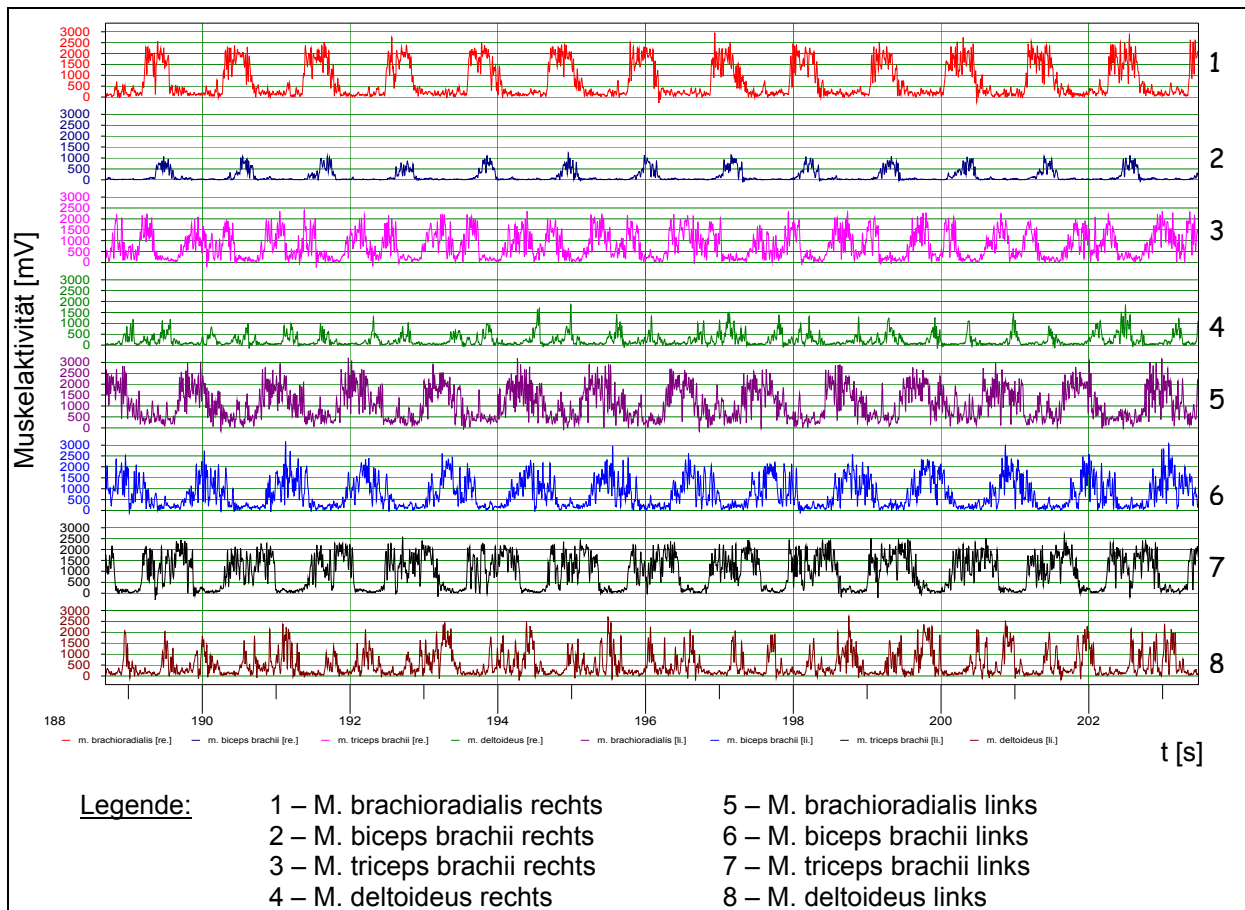


Abb. 136: EMG-Muster von SPORTLER 2 in der SA-Stufe im »Freiwasser« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 54,80 s)

Während im »Kanu-Gegenstromkanal« annähernd gleiche Werte beschrieben werden können, fallen die Leistungskennwerte im letzten Messabschnitt im »Freiwasser« deutlich unter die Kennziffern aus den ersten beiden Intervallen (vgl. Tabelle 62). Nur mit Blick auf das zeitlich kürzere dritte Messintervall kann dieser Befund nicht begründet werden.

Tab. 62: Muskelarbeitsleistungen von SPORTLER 2 in der SA-Stufe im »Freiwasser«

Messintervall	Arbeitsleistungen in V·s							
	M. brachioradialis		M. biceps brachii		M. triceps brachii		M. deltoideus	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
1. Intervall (Start – 20 s)	14,93	22,40	2,91	14,80	14,69	18,81	5,44	10,64
2. Intervall (20 – 40 s)	13,76	20,22	3,08	14,03	13,45	18,31	4,77	9,39
3. Intervall (40 – 54,80 s)	3,21	5,26	0,68	3,64	3,46	4,12	0,97	2,38
Gesamt	31,90	47,88	6,67	32,47	31,60	41,24	11,18	22,41

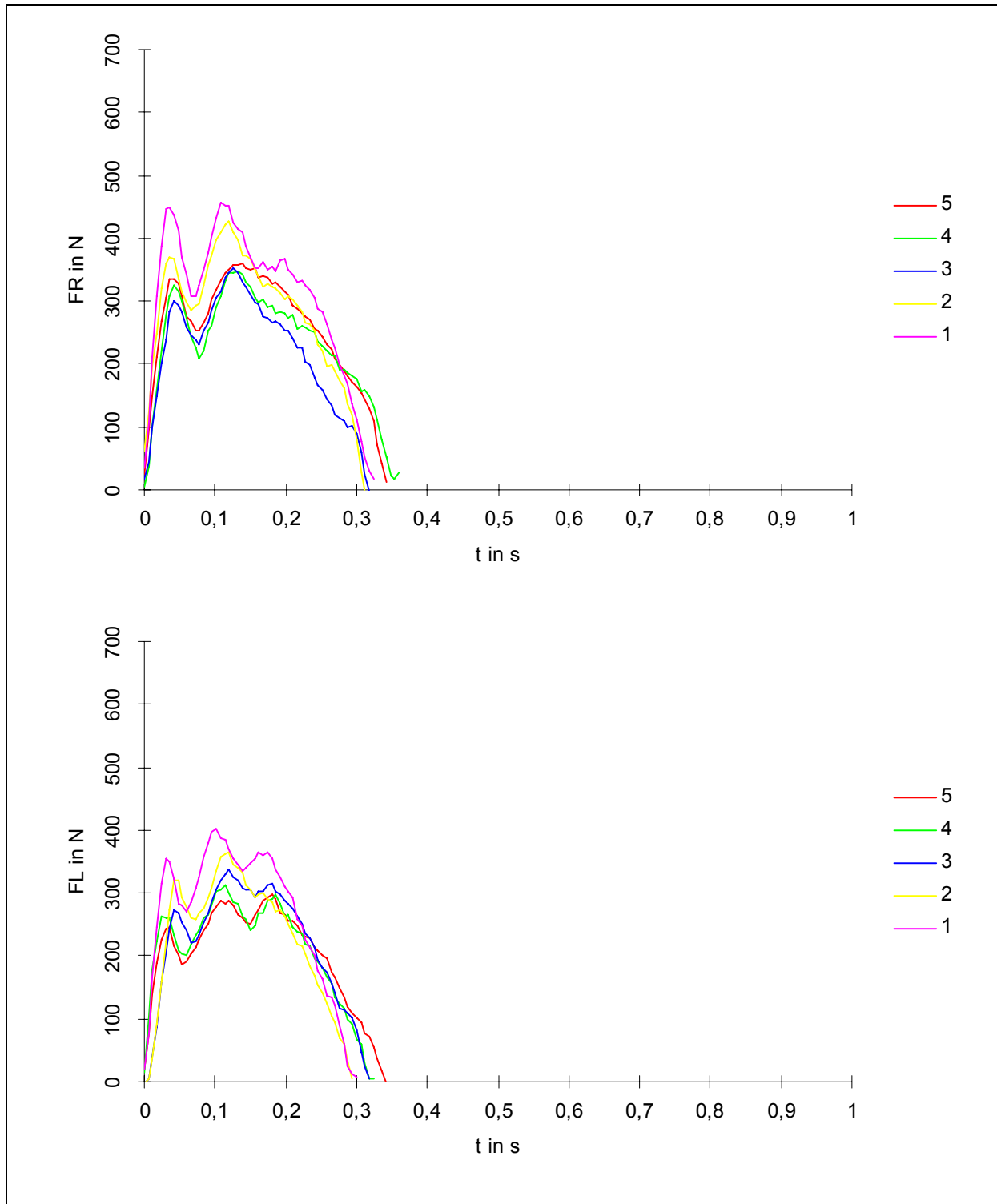


Abb. 137: Kraftkurven rechts (oberes Diagramm) und links (unteres Diagramm) am Paddel während des Durchzuges zu fünf Messpunkten in der SA-Stufe im »Freiwasser« von SPORTLER 1

Deutlich verschieden präsentieren sich die Kraftkurvenverläufe im »Freiwasser« gegenüber der »Kanu-Gegenstromanlage«. Während im »Kanu-Gegenstromkanal« das Idealbild des Kraftverlaufes beim Paddelschlag nachgezeichnet werden kann, treten im »Freiwasser« deutliche Variationen in der SA-Stufe auf. Prägnant ist der

Kraftabfall nach dem »Wasserrassen« in der vorderen Durchzugsphase, dem rechts ein und links zwei weitere Kraftspitzen folgen (siehe Abbildung 137).

Eine kontinuierliche Kraftentfaltung und Übertragung auf das Wasser wird somit nicht erreicht. Dieses typische Muster lässt sich nahezu bei allen untersuchten Nachwuchssportlern finden. Hier liegen wahrscheinlich technisch-koordinative Schwächen vor, die es im weiterführenden Trainingsprozess abzubauen gilt.

Tab. 63: Kanuspezifische Messdaten der GA2- und SA-Stufe vom Sportler SPORTLER 1 im »Freiwasser«

Mess-Nr.	GA2-Stufe													
	Links							Rechts						
	Messzeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Messzeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:08,89	80	353	140	95	0,422	62	0:09,57	80	418	152	117	0,466	61
2	0:16,22	83	369	150	101	0,402	60	0:16,89	83	391	154	110	0,436	61
3	0:30,57	83	377	142	99	0,428	61	0:31,27	83	341	125	97	0,450	58
4	0:44,89	86	336	141	93	0,424	64	0:45,55	86	371	150	104	0,468	67
5	0:53,36	85	359	138	90	0,412	64	0:54,01	85	371	156	113	0,470	65
Mittelwert		83	359	142	96	0,418	62		83	378	147	108	0,458	62

Mess-Nr.	SA-Stufe													
	Links							Rechts						
	Messzeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Messzeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:08,17	131	404	181	80	0,300	67	0:08,61	131	462	212	100	0,322	68
2	0:15,52	133	364	149	67	0,298	66	0:15,97	133	427	190	88	0,314	67
3	0:29,88	123	343	147	71	0,322	67	0:30,36	123	357	147	70	0,318	66
4	0:45,62	123	312	141	68	0,324	67	0:46,11	123	351	160	83	0,358	69
5	0:50,52	120	305	139	70	0,344	68	0:51,03	120	366	185	89	0,342	71
Mittelwert		126	346	151	71	0,318	67		126	393	179	86	0,331	68

Legende: SF = Schlagfrequenz ($1 \cdot \text{min}^{-1}$) FS = Kraftstoß (N·s)
 FM = Kraftmaximum (N) TT = Tauchzeit (s)
 FN = Kraftniveau (N) TTP = prozentuale Tauchzeit (%)

In den Tabellen 63 und 64 sind die spezifischen Paddelkennwerte aus den Messfahrten von SPORTLER 1 und SPORTLER 2 abgetragen.

SPORTLER 1 erzielt die höhere Bootsgeschwindigkeit in der SA-Stufe durch eine gesteigerte Schlagfrequenz gegenüber der GA2-Stufe. Gleichzeitig zeigt die rechte Seite in der SA-Stufe höhere Werte beim Kraftmaximum (FM) und beim Kraftniveau (FN). Linksseitig liegt in der SA-Stufe das Kraftmaximum unter dem in der GA2-Stufe (vgl. Tabelle 63). In der GA2- als auch in der SA-Stufe erzielt SPORTLER 1 rechtsseitig höhere Parameter als auf der linken Paddelseite.

Auch SPORTLER 2 zeigt ein ähnliches Verhalten wie SPORTLER 1. In beiden Stufen werden mit der rechten Seite höhere Parameter als mit der linken Seite realisiert.

In der SA–Stufe kommt es zu einer Steigerung der Schlagfrequenz. Auf beiden Schlagseiten erreichen die Kraftparameter höhere Werte als in der GA2–Stufe.

Tab. 64: Kanuspezifische Messdaten der GA2– und SA–Stufe vom Sportler SPORTLER 2 im »Freiwasser«

Mess–Nr.	GA2–Stufe													
	Links							Rechts						
	Mess–zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Mess–zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:09,73	79	340	146	11 5	0,532	67	0:10,52	79	34 0	14 8	10 5	0,464	65
2	0:20,33	82	269	135	10 1	0,526	70	0:21,07	82	34 9	16 9	11 6	0,468	68
3	0:30,56	84	280	136	10 2	0,524	70	0:31,31	84	32 8	15 0	10 7	0,484	68
4	0:44,92	83	299	133	98	0,500	68	0:45,66	83	32 3	15 0	10 2	0,472	69
5	0:54,89	84	255	118	91	0,536	70	0:55,65	84	32 3	15 9	10 8	0,482	71
Mittelwert		82	289	134	10 1	0,524	69		82	33 3	15 5	10 8	0,474	68

Mess–Nr.	SA–Stufe													
	Links							Rechts						
	Mess–zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP	Mess–zeit	SF	FM	FN	FS	TT	TTP
1	0:08,28	125	331	177	90	0,378	74	0:08,79	12 5	43 9	24 2	11 1	0,386	84
2	0:15,15	122	345	176	92	0,390	74	0:15,67	12 2	35 1	20 8	93	0,338	75
3	0:29,97	110	318	160	96	0,414	69	0:30,57	11 0	34 7	19 7	96	0,382	78
4	0:45,30	110	306	157	93	0,434	73	0:45,90	11 0	34 8	19 3	95	0,376	76
5	0:52,88	110	285	153	91	0,436	73	0:53,48	11 0	37 1	20 5	10 3	0,424	85
Mittelwert		115	317	165	92	0,410	73		11 5	37 1	20 9	10 0	0,381	80

Legende: SF = Schlagfrequenz (1·min⁻¹) FS = Kraftstoß (N·s)
 FM = Kraftmaximum (N) TT = Tauchzeit (s)
 FN = Kraftniveau (N) TTP = prozentuale Tauchzeit (%)

Trotz geringerer Kraftmaxima und einer geringeren Schlagfrequenz ist SPORTLER 2 in der Lage ähnlich hohe Leistungen wie SPORTLER 1 zu erbringen. Ausschlaggebend dafür sind höhere Kraftstöße (FS), mit denen ein größerer Schlagvortrieb (SA–Stufe: SPORTLER 1 SV = 2,21 m zu SPORTLER 2 SV = 2,38 m) erzielt wird.

Zusammenfassung

In den EMG–Signalverläufen können die unterschiedlichen Belastungen der Labor– und Feldbedingungen nachgezeichnet werden. Deutlich sind die individuellen Reaktionen auf die vorgegebenen Belastungen.

Aus den Signalen kann die Charakteristik der zyklisch–alternierenden Bewegung nachgezeichnet werden. Es gibt Unterschiede zwischen den Elektromyogrammen im »Kanu–Gegenstromkanal« und im »Freiwasser«, ohne dass jedoch die wesentlichen Merkmale verloren gehen. In den EMG–Verläufen im »Freiwasser« können deutlich die Einflüsse der Feldbedingungen (z.B. Strömungsrichtung des Wassers, Wellenstärke, Windrichtung) beobachtet werden. Darüber hinaus sind auch die unterschiedlichen Belastungsanforderungen der GA2–Stufe und der SA–Stufe zu berücksichtigen.

Beide Sportler reagieren durch eine erhöhte Schlagfrequenz auf die höheren Anforderungen in der SA–Stufe. Damit können die geringeren Kraftmaxima in der SA–Stufe trotz gestiegener Arbeitsleistung der Muskulatur erklärt werden. Auffallend zwischen beiden Sportlern ist, dass SPORTLER 1 in beiden Stufen rechtsseitig das Paddel länger taucht, während SPORTLER 2 eine linksseitig längere Tauchphase realisiert. Ein weiterer Parameter, der geringere Kräfte am Paddel erklären kann, ist die in der SA–Stufe bei beiden Sportlern verkürzte Tauchzeit des Paddels gegenüber der GA2–Stufe (Zusammenhang Schlagfrequenz und Tauchzeit).

Zusammengefasst kann gesagt werden, dass bei den beiden rechtshändigen Sportlern (SPORTLER 1 und SPORTLER 2) rechtsseitig höhere Paddelkraftparameter in der Schnelligkeitsausdauer–Stufe (SA, $4,70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) erzeugt werden. In der Grundlagenausdauer–Stufe 2 (GA2, $4,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) werden jedoch linksseitig höhere Aktionspotentiale der Muskulatur gemessen. Höhere linksseitige Amplituden im Elektromyogramm sprechen für eine höhere Beanspruchung und möglicherweise schnellere Ermüdung der linken oberen Extremität.

Deutlich unterscheiden sich die Kraftverläufe im »Freiwasser« gegenüber den Kraftverläufen in der »Kanu–Gegenstromanlage«. Während im »Kanu–Gegenstromkanal« das Idealbild des Kraftverlaufes beim Paddelschlag nachgezeichnet werden kann, treten im »Freiwasser«, besonders in der SA–Stufe, deutliche Variationen auf. Der Kraftabfall nach dem »Wasserfassen« in der vorderen Durchzugsphase in der SA–Stufe ist gravierend, und im weiteren Paddeldurchzug sind periodisch aufeinander-

derfolgende und im Zeitverlauf ansteigende, kurzzeitige Kraftentwicklungen festzustellen, denen Phasen des Kraftniveauverlustes folgen. Eine kontinuierliche Kraftübertragung vom Paddel auf das Wasser wird somit nicht erreicht. Ursachen könnten im technisch–koordinativen Bereich liegen oder den Feldbedingungen geschuldet sein.

Feldbedingungen (»Freiwasser«) stellen grundsätzlich höhere Anforderungen an die Arbeitsleistung der Muskulatur als Bedingungen im Labor (»Kanu–Gegenstromanlage«), dass durch höhere EMG–Werte in beiden Geschwindigkeitsstufen im »Freiwasser« belegt werden kann.

7 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, Einflüsse der Seitigkeit von Kraftleistungen und der Höhe der Unterschiede zwischen beiden oberen Extremitäten zu identifizieren, die sich in einer hohen sportartspezifischen Leistung bei KanurennsportlerInnen manifestieren.

Bisherige Forschungsarbeiten lieferten für azyklische Bewegungen den Nachweis der Leistungsdominanz einer Extremität. Hierbei handelte es sich vorwiegend um feinmotorische Bewegungen (z.B. Tapping–Aufgaben von FETZ & WERNER, 1992; FLOWERS, 1975), schnelligkeitsorientierte Sportarten (Tischtennis; PORAC & COREN, 1981) oder schnellkraftdominierte Disziplinen in der Leichtathletik (Speerwerfen; FISCHER 1988; Weit- und Hochsprung; LANDGRAF & STEINBACH, 1963; WASMUND, 1976). Auch Befragungen wurden im Bereich des Sports durchgeführt (SPILLE, 1959), um Dominanzen in den Extremitäten zu ermitteln. RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN (2001) beschäftigten sich mit einer vergleichenden Studie von Versuchspersonen mit geringem, mittlerem und hohem Niveau bei zyklischen Bewegungen und der Symmetrie beider oberer Extremitäten. Weitere Untersuchungen zu Einflüssen von Seitigkeit wurden u.a. von STAROSTA (1997) im Bereich des Schwimmsports durchgeführt. BIERMANN & WICK (1997), WICK & KRÜGER (1998) sowie KRÜGER (1998) beschrieben Ausprägungen der unterschiedlich hohen Kraftentwicklung bei KanurennsportlerInnen. WICK (2001) zeigt in Bezug auf die Lateralitätsforschung, dass Muskelumfänge des Ober- und Unterarms in der bevorzugten Extremität höher ausfielen als in der nicht bevorzugten oberen Extremität. Messungen bei verschiedenen Winkelstellungen im Ellenbogengelenk zeigen, dass die Unterarmmuskulatur im bevorzugten Arm der Probanden (Sportstudenten, n=20) kräftiger ausgebildet ist als in der nicht bevorzugten Extremität (Umfangsmessung). Kraftdifferenzen zwischen dem linken und rechten Arm nehmen mit kleiner werdendem Ellenbogenwinkel (180°–135°–90°) ab. Damit ist einerseits der Einfluss des M. flexor carpi radialis und des M. brachioradialis auf die maximale Kraftentwicklung belegt, andererseits wird ihre Wirkung auf die Flexion des Armes nachgewiesen. Die korrelativ–positive Beziehung der Unterarmmuskulatur bei der Ausbringung von Maximalkraftleistungen der oberen Muskel–Beuge–Schlinge wurde in dieser Untersuchung tendenziell belegt.

Die Komplexität des menschlichen Gehirns und damit verbundene Regelungs- und Steuerungsmechanismen der Extremitäten werden durch die Entwicklung in der Hirn-

forschung dokumentiert. Unterschiedlichste Einflüsse wurden diagnostiziert und als Erklärungen für die Herausbildung der menschlichen Händigkeit (Seitigkeit) herangezogen. Eindeutige Befunde dieser bis heute andauernden Nature–Nurture–Debatte lassen sich nicht herausstellen. Die überwiegende Mehrzahl der Forschungsarbeiten zu diesem Thema stützt sich auf die biologisch-genetische Erklärungsweise. Aus materialistischer Sicht ist dieser Ansatz leicht nachvollziehbar. Somit ist eine Ausrichtung der Seitigkeitsentwicklung im menschlichen Organismus genetisch angelegt. Die Ausformung erfolgt jedoch durch Anpassung und Modelllernen (sozio–kulturelle und familiäre Einflüsse).

7.1 Die Bedeutung der Rechts- und Linksseitigkeit bei KanurennsportlerInnen

7.1.1 Selbstbewertung der Dominanz und Kraftleistungen von Rechts- und Linkshändern

Ausgehend von den theoretischen Überlegungen zielt die zentrale Fragestellung der Untersuchung darauf ab, ob KanurennsportlerInnen mit einer relativ identischen Maximalkraftleistung der linken und rechten oberen Extremität (geringe Maximalkraftdifferenz) schnellere Fahrzeiten erzielen als SportlerInnen mit gravierenden Maximalkraftunterschieden zwischen beiden Armen. Es konnte gezeigt werden, dass die Maximalkraftvoraussetzungen bei den SportlerInnen einen hohen determinierenden Einfluss auf die spezifischen Leistungen im Boot besitzen. Höhere Maximalkräfte in den oberen Extremitäten gehen mit besseren Fahrzeiten im Freiwasser und höheren Geschwindigkeitsstufen bei der komplexen Leistungsdiagnostik im »*Kanu–Gegenstromkanal*« einher. Es zeigt sich weiter, dass die bevorzugte Armseite größtenteils auch die Seite mit einem höheren Kraftpotential ist, ohne einen eindeutigen Schluss von der Händigkeit auf die Seite mit der höheren Kraftleistung schließen zu können.

Die Daten der längsschnittlichen Untersuchung widerspiegeln nicht die prozentuale Verteilung der Anteiligkeit von Links- und Rechtshändern in der Gesamtpopulation. Wird in der Literatur immer wieder auf einen Anteil von 10–15% Linkshändern verwiesen (SPRINGER & DEUTSCH, 1998; FISCHER, 1992; FISCHER, 1992), findet sich unter den Probanden des Längsschnitts kein Linkshänder. Demzufolge überrascht, dass bei den Mädchen eine rechtshändige Sportlerin linksseitig höhere Maximalkräfte erzielt. Bei den Jungen sind es zum letzten Untersuchungszeitpunkt sogar drei rechts-

händige Sportler, die mit dem linken Arm höhere Maximalkraftleistungen produzieren als mit dem rechten Arm. Messtechnische Fehler und muskuläre Verletzungen innerhalb der Untersuchungsserie können weitgehend ausgeschlossen werden. Aus trainingsphysiologischer Erklärungssicht kann kein Argument angeführt werden, dass diesen Sachverhalt im Entwicklungsprozess schlüssig begründen kann.

Auch die Ergebnisse der querschnittlichen Analysen führen zu dem Punkt, dass Linksseitigkeit nicht die einfache Spiegelung der Rechtsseitigkeit ist und der bevorzugte Arm nicht eindeutig der Arm (Schreibhand) mit den höchsten Kraftleistungen ist. Die Komplexität des menschlichen Nervensystems scheint Befunde hervorzurufen, die den allgemeinen Annahmen widersprechen. Linkshänder in der querschnittlichen Analyse bestätigen deutlich die Ablehnung der These, dass die bevorzugte Seite die kräftigere ist. **Auch wenn der Anteil der Linkshänder unter den Probanden in der Untersuchung unterrepräsentiert ist, zeigen die Ergebnisse, dass Linkshänder der Stichprobe überwiegend rechts höhere Maximalkraftfähigkeiten aufweisen als mit dem bevorzugten linken Arm.** Ein Wechsel der Handbevorzugung konnte im Untersuchungsverlauf nicht festgestellt werden. Da für alle Probanden die gleichen Messarrangements gelten, können untersuchungstechnische Einflüsse ausgeschlossen werden. Statistisch können diese deskriptiven Befunde nicht belegt werden. Dennoch kann hervorgehoben werden, dass eine Seitenbevorzugung nicht zwingend gleichbedeutend mit der Ausprägung der größeren Kraftfähigkeit im seitengleichen Arm ist.

Es könnte einschränkend argumentiert werden, dass die Bestimmung der Händigkeit relativ einfach durch die Erfragung der Schreibhand erfolgte. Auf eine hinreichend abgestufte Bestimmung der Händigkeit (z.B. Edinburgh Handedness Inventory (OLD-FIELD, 1971); Harris Test of Lateral Dominance (HARRIS, 1958); Hand-Dominanz-Test (STEINGRÜBER, 1976)) wurde aus testökonomischen Gründen verzichtet. Es ist jedoch aus den verschiedenen Inventaren zur Händigkeitsbestimmung abzuleiten, dass die Schreibhandseite sehr hoch mit der Händigkeitsbevorzugung korreliert (Retest-Reliabilität (n=20) bei Item „schreiben Sie?“ $r=.99$ (WIRTH & LIPHARDT, 1999, S. 8)).

7.1.2 Kraftunterschiede zwischen der dominanten und subdominanten Seite bei SportlerInnen in zyklischen Sportarten

Die Annahme, dass bevorzugte Extremitäten höhere Leistungszuwächse auf Trainingsreize aufweisen (HOLLMANN & HETTINGER, 2000; FISCHER, 1988), kann nach den vorliegenden Befunden bestätigt werden. Daneben gibt es, trotz der zyklischen Bewegung und einem bilateral ausgerichteten Training, bei KanurennsportlerInnen eine Leistungsdominanz (Funktionslateralität), die sich durch höhere Kraftpotentiale in einer Extremität unter Feld- und Laborbedingungen nachweisen lässt.

Als ein Beleg für die Zusammenhänge von Maximalkraftniveau und der Höhe der Kraftdifferenz zwischen beiden Extremitäten können Untersuchungsergebnisse von WIRTH & LIPHARDT (1999) herangezogen werden, die bei Frauen eine geringe und bei Männern eine höhere Kraftdifferenz zwischen den oberen Extremitäten fanden. Bei durchschnittlichen Erwachsenen kann davon ausgegangen werden, dass Männer im Hinblick auf physiologische Gesichtspunkte über höhere Maximalkraftpotentiale verfügen als Frauen.

Unterschiede der inter- und intramuskulären Koordination sowie dem neuralen Ansteuerungsverhalten für die bevorzugte und subdominante Extremität durch längere Reaktionszeiten auf der nicht bevorzugten Handseite lieferten bereits FLOWERS (1975) und BIERMANN & WICK (1996).

Unter dem Aspekt der situationsadäquaten Anwendung von Bewegungsfertigkeiten (variable Verfügbarkeit) und den Ergebnissen von PORAC & COHEN (1981), nämlich dass eine wechselnde Handbevorzugung mit einem höheren Leistungsniveau im Eishockey, Feldhockey und Basketball zusammenhängt, während in Rückschlagsportarten das Leistungsniveau durch die fixierte Schlägerhaltung in überwiegend einer Hand bestimmt wird, könnte vermutet werden, dass KanurennsportlerInnen zwar eine Seitenbevorzugung aufweisen, jedoch über eine gewisse Variabilität verfügen müssen, um auf äußere Störungen besser reagieren zu können.

Aus den gefundenen unterschiedlich großen Kraftleistungen beider Extremitäten der leistungsstärkeren SportlerInnen könnte abgeleitet werden, dass eine Seite den Vortrieb durch hohe Kraftpotentiale sichert, während die andere Seite korrigierend eingreift (z.B. längere Paddeltauchzeiten) und dadurch geringere Kraftleistungen entfaltet.

Durch äußere Einflüsse bedingt, durch ständig ablaufende Regulations- und Steuerungsprozesse auf neuraler Ebene und im Sinne der Synergetik und auf der systemischen Theorie fußenden Selbstorganisationsprozesse im menschlichen Organismus, ist der folgende Paddelschlag nie die identische Wiederholung des vorangegangenen Schlages.

Kontrovers diskutiert wird der Bezug von bevorzugter Extremität (Präferenzdominanz) und der Höhe der Kraftentfaltung (Leistungsdominanz). Im Alltagsverständnis wird vorschnell auf „klare“ Zusammenhängen verwiesen, nämlich dass ein höheres Maximalkraftniveau in der Extremität vorliegen muss, die auch die bevorzugte (z.B. Schreibhand) ist (WIRTH & LIPHARDT, 1999). Die Ergebnisse aus dem Längsschnitt belegen bei ausschließlich rechtshändigen Probanden, dass nicht eineindeutig von der bevorzugten Extremität auf ein höheres Kraftniveau geschlossen werden kann. Wie bereits dargestellt, kann bei den Mädchen in der Längsschnittgruppe eine rechtshändige Sportlerin zum zweiten Untersuchungszeitpunkt identifiziert werden, die linksseitig eine höhere Maximalkraft besitzt. In der Jungengruppe konnte über alle Messzeitpunkte hinweg eine zunehmende Anzahl von Versuchspersonen festgestellt werden, die von einer rechtsseitig höheren Maximalkraft zu einer linksseitig höheren Kraftausprägung wechseln. Vermutet wird, dass durch die morphologische (strukturelle) Gestaltung des menschlichen Bewegungsapparates (v.a. Knochen und Muskeln) lokomotorische Bewegungssymmetrien erst ermöglicht werden. Durch vielfältige Faktoren, wie unterschiedliche Länge der Extremitäten und deren Kraftniveau, Bewegungsasymmetrien bei zyklischen Bewegungen (Gehen, Laufen) treten diese auf (siehe STAROSTA, 2002). Da auch der Kanurennsport in die Gruppe der lokomotorisch, zyklisch–alternierenden Bewegungsarten einzuordnen ist, könnte dieser Erkenntnisschluss übertragen werden. Ontogenetisch hervorgerufene Wachstumsdifferenzen der oberen Extremitäten würden zu unterschiedlichen Hebellängen und damit verbundenen Kraftwirkungen führen, womit der Wechsel von rechtsseitig höheren Kraftleistungen zu linksseitig höheren Parametern im Zeitverlauf erklärt werden könn-

te. Die linkshändigen SportlerInnen innerhalb der Untersuchung belegen die getroffenen Aussagen und zeigen auch, dass Linkshändigkeit keine „spiegelbildliche“ Rechtshändigkeit ist, da die Mehrzahl der linkshändigen AthletInnen über rechtsseitig höhere Kraftleistungen verfügen. Scheinbar können vorherrschende Präferenzdominanzen in speziellen Situationen in kontralaterale Leistungsdominanzen überführt werden, wie in dieser Untersuchung Linkshänder zu einer höheren rechtsseitigen Maximalkraft in der Lage sind. Demnach gibt es *„...keine generelle Seitigkeit unabhängig von einer speziellen Aufgabenstellung...“* (OBERBECK, 1989, S. 55).

In Bezug auf die auftretenden Funktionsasymmetrien bei zyklischen Bewegungen und um die gerade im Leistungssport störenden Wirkungen zu kompensieren, führen die Sportler Ausgleichsbewegungen aus. *„...Der Erfolg in einer Sportart hängt also nicht unwesentlich von der Lateralität ab...“* (FISCHER, 1992, S. 124; Hervorheb. d. Verf.).

7.1.3. Funktionslateralisation und Kraftentwicklung bei bilateralem Training in zyklischen Sportarten

Als relativ unstrittig kann die Verfestigung der präferenzdominanten Seitigkeit im Kindes- und Jugendalter (GESELL & AMES, 1947; ULLMANN, 1974; STUTTE, SCHILLING & WEBER, 1977; KICHERT, 1977) betrachtet werden. Ist der Herausbildungsprozess abgeschlossen, kann auch durch ein kontralaterales Training die Seitigkeit nicht mehr transferiert werden (vgl. FISCHER, 1992, S. 126). Vielmehr kehrt sich dieser Prozess ins Gegenteil um. Ein Training auf der subdominanten Seite wirkt sich in einem kontralateralen Leistungstransfer auf die dominante Seite aus (vgl. FISCHER, 1992; HOLLMANN & HETTINGER, 2000).

Somit scheint es, dass ganz gleich

„...welche Seite trainiert wird, beide profitieren scheinbar gemäß ihren anteiligen genetischen Kapazitäten. Dies ist nur zu verstehen, wenn man einräumt, dass Händigkeit nur das periphere Merkmal zentraler (= cerebraler) Kapazitäten darstellt...“ (FISCHER, 1992, S. 126).

Die Ausführungen von BERNSTEIN (1991, zitiert nach STAROSTA, 2002) zur morphologischen Symmetrie des Bewegungsapparates lassen den Schluss zu,

„...dass der Mensch seitig undifferenzierte Bewegungen ausführen kann. Angesichts des morphologischen und funktionellen Kontrasts des Bewegungsapparates erwuchs sicherlich der Gedanke: „...aus vollkommen unbekanntem und bisher nicht geklärten Gründen

dominiert⁷² die rechte Hand über die linke (bei den meisten Rechtshändern). Sie ist ihr auch überlegen, was die Genauigkeit, die Schnelligkeit der Beherrschung neuer Koordination und Kraft betrifft...“ (BERNSTEIN, 1991; zitiert nach STAROSTA, 2002, S. 59; Hervorheb. d. Verf.).

Diesem Erklärungsansatz folgend, können die Unterschiede der Kraftleistungen bei der oberen Extremitäten nur zu Beginn eines systematischen Trainings zufällig sein. Der »*Crossing Effect*« (HOLLMANN & HETTINGER, 2000) zeigt sich bei den Maximalkraftleistungen zwischen beiden Extremitäten in der Längsschnittgruppe sehr deutlich. **Neben den höheren Kraftwerten rechtsseitig, sind die Unterschiede der Maximalkraftleistung zwischen beiden Extremitäten sowohl bei den Mädchen als auch bei den Jungen signifikant.** Neben dem Zugewinn an physischer Leistungsfähigkeit und der Manifestation höherer Absolutleistungen im bevorzugten Arm hängen die Maximalkraftunterschiede auch vom Maximalkraftniveau ab. Die Ergebnisse zeigen in den Gruppen der jüngeren Sportler geringere Differenzen, während mit zunehmendem biologischen Alter und fortschreitendem Trainingsalter die Unterschiede höher ausfallen. Bei einem bilateral ausgerichteten Training mit gleichseitigen Belastungen profitiert die dominante Körperseite stärker von den Reizsetzungen als die subdominante Seite⁷³. Damit bestätigen die vorliegenden Befunde die Aussagen von FISCHER (1988) und können auch auf zyklische Sportarten übertragen werden. Untersuchungen zum kontralateralen Transfer („cross-transfer-effect“) belegen den Einfluss neuronaler Mechanismen auf der trainierten zur kontralateralen Seite, während eines einseitigen Trainings zur Steigerung der Kraftausdauerfähigkeit der oberen Extremität (YUZA, ISHIDA & MIYAMURA, 2000).

Ein Beleg dafür könnten die aufgetretenen Schwankungen der Maximalkraftdifferenzen zwischen beiden oberen Extremitäten im Untersuchungsverlauf sein.

⁷² Die Dominanz bezieht sich auf koordinative, feinstkoordinative und konditionelle Aspekte.

⁷³ Dieser Umstand bedingt auch, dass beide Seiten mit unterschiedlicher Beanspruchung auf die Trainingsreize reagieren. Die nichtdominante Körperseite müsste einer höheren Beanspruchung unterliegen gegenüber der dominanten Seite.

Offen bleibt die Frage, ob die leistungsstärkeren SportlerInnen diese Variabilität der Kraftdifferenzen brauchen, um die hohen sportartspezifischen Leistungen zu erbringen, oder könnten sie letztendlich noch besser werden, wenn sie bestehenden Differenzen in Richtung der kräftigeren Extremität angleichen würden? Ist weiterhin die Hypothese möglich, dass höhere Kraftdifferenzen unabdingbar mehr Ausgleichsbewegungen und damit mehr Zeit und Kraft erfordern?

Die Ergebnisse der Untersuchung scheinen diese Annahme zu widerlegen. Durch das umfangreiche Training über mehrere Jahre hinweg (Expertise) wird ein Lernmechanismus für koordinative Fähigkeiten und Wahrnehmungsprozesse hervorgerufen, der sich in einer besseren Wahrnehmungssensibilität für komplexe Handlungsabläufe widerspiegelt und zu Automatismen in der Bewegungsausführung führt (WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK, 2003).

Für azyklische Bewegungsaufgaben wird ableitend aus verschiedenen Untersuchungen eine frühzeitige und systematische Einbeziehung der linken Körperseite in Übungs- und Trainingsprozess empfohlen (WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK, 2003; MAURER, 2003). Grund dafür ist die Annahme, dass eine effizientere neuromotorische Verschaltung von Nervenzellen innerhalb der für diese Aufgaben spezialisierten Hirnhemisphäre provoziert wird. Diese neuen Neuronennetzwerke stehen für das neurophysiologische Korrelat zur kognitiven Bewegungsrepräsentation (vgl. WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK, 2003). Innerhalb einer Aufgabe mit ausgeprägter räumlicher Anforderung kann es bei frühzeitiger Einbeziehung der linken Körperseite zu einem gesteigerten Fertigkeitlernen beider Körperseiten führen. Beide Körperseiten können letztlich von einer besser strukturierten Bewegungsrepräsentation⁷⁴ im motorischen Gedächtnis profitieren (WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK, 2003). Ob eine eindeutige Übertragbarkeit dieser Erkenntnisse von azyklischen Bewegungen auf zyklische Handlungsabfolgen gegeben ist, bleibt noch offen, da in den zyklischen Bewegungen die Forderung der Einbindung der linken Körperseite aus bewegungsmorphologischer Sicht unumgänglich ist.

Regressionsanalytische Analysen zeigen den Einfluss von sportartspezifischen Variablen und dem physischen Faktor an Maximalkraft. Anhand von Paddelzeiten im »Freiwasser« über 2.000 m können relativ genau die Leistungen über 250 m und

umgekehrt vorhergesagt werden. Gleichzeitig konnte die Trainingsübung »Bankziehen« als sehr spezifische Krafttrainingsform mit hoher Vorhersagekraft für die Bootsleistungen im Kanurennsport herausgestellt werden. Bestätigung erfährt das Ergebnis durch die in der Trainingswissenschaftlichen und sportartspezifischen Literatur bekannten Ausführungen (siehe HARRE, 1986; SCHNABEL, HARRE & BORDE, 1994; HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, WEINECK, 2000; ZINTL & EISENHUT, 2001; LENZ, 1987, 1994; SCHMIDT, 1992). Eine negative Vorhersagerichtung, bezogen auf Freiwasserleistungen über 2.000 m zur Bestimmung der Güte einer 250 m-Zeit, deutet auf die Unterscheidung von SportlerInnen mit Schnelligkeits- und Ausdauerfähigkeiten hin. AthletInnen mit einem höheren Leistungspotential im Mittel- und Langzeitausdauerbereich verfügen im Schnelligkeits-, Schnellkraftausdauer- und Kurzzeitausdauerbereich, trainingsphysiologisch begründbar, über niedrigere Leistungen im maximalen Bereich als Schnelligkeitstypen unter den SportlerInnen. Dieses Ergebnis stimmt mit den bisherigen Erkenntnissen in der Trainingswissenschaft überein (vgl. HARRE, 1986; SCHNABEL, HARRE & BORDE, 1994; HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001, WEINECK, 2000; ZINTL & EISENHUT, 2001; SHEPHARD & ÅSTRAND, 1993; KOMI, 1994).

Der Leistungsfaktor »Technik«, der das Bindeglied zwischen dem hohen Niveau der konditionellen Fähigkeiten und sportartspezifischen Leistung bildet, muss in diesem Zuge stärker in den Mittelpunkt gerückt werden. Wird der Technik ungenügend Beachtung geschenkt, kann es zu negativen Einflüssen und einer „...Nichtaus-schöpfung der vollen Leistungsfähigkeit kommen...“ (SCHMIDT, 1992, S. 8).

Die festgestellten Leistungsdifferenzen beider oberer Extremitäten am »Kraftmessplatz Kanu« und im »Kanu-Gegenstromkanal« sind auch bei einer hohen Bewertung im Einzelfall geringe Unterschiede (z.B. Kraftdifferenz=98 N oder Kraftstoßdifferenz=15 N·s) der Kraftdifferenz. Bei einer Abfolge von Paddelschlägen auf der Fahrstrecke könnten allerdings Differenzen kumuliert werden, die Größenordnungen von 12 linksseitig mehr ausgeführten Schlägen ergeben können (vgl. BIERMANN & WICK, 1997, S. 173). Bei dieser theoretischen Schlagdifferenzberechnung muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Tauchzeiten der jeweiligen Paddeldurchzüge unterschiedlich lang sind. Somit könnten längere Paddeltauchzeiten mit Korrekturen und Lenkschlägen erklärt werden, die nicht vortriebswirksam, aber unerlässlich für eine

⁷⁴ WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK (2003) leiten daraus eine höhere kontralaterale Kompetenz ab. Als kontralaterale Kompetenz wird die Fähigkeit bezeichnet, Handlungen mit links und rechts ausführen zu können (vgl. MAGILL, 1993).

spurtreue Führung des Bootes sind. Während der gesamten Tauchzeit können am Paddel Kräfte gemessen werden, die die SportlerInnen mit ihrer Muskelarbeit in das Wasser übertragen. Entsprechend dem Leitbild zur Paddeltechnik wird auf einen steilen Kraftanstieg mit Beginn der Durchzugsphase unmittelbar nach dem Eintauchen verwiesen. Diesen Kraftanstieg leisten in dieser Phase der M. triceps brachii und der M. brachioradialis, wobei der M. brachioradialis zeitverzögert zum M. triceps brachii mit höheren Aktionspotentialen aktiviert wird, und sich durch eine längere Kontraktionsdauer am weiteren Erhalt des Kraftplateaus beteiligt. Zum Ende des Durchzugs und Vorbereitung der Phase des Paddelaushubs wird die Arbeit hauptsächlich durch den M. brachioradialis und den M. biceps brachii verrichtet. In der Aushubphase weisen die in dieser Phase entscheidenden Muskeln, M. triceps brachii und M. deltoideus, nur geringe Aktivitätsmuster gegenüber den Durchzugsaktivitäten auf.

Die vorgelegten Ergebnisse könnten abschließend durch die Feststellung zusammengefasst werden:

„... ist die Lateralität einmal erfolgt, kann die Seitigkeit durch kontralaterales Training nicht mehr umgepolt werden. Im Gegenteil: jetzt wirkt sich ein Üben der subdominanten Seite in einem Leistungstransfer auf die dominante Seite aus ...“ (STUTTE & SCHILLING, 1976, S. 210).

7.1.4 Prozentuale Kraftdifferenz im Entwicklungsverlauf bei SportlerInnen in zyklischen Sportarten

Wie aus den Ergebnissen ersichtlich wird, hängt die Maximalkraftdifferenz zwischen den beiden oberen Extremitäten mit dem Maximalkraftniveau zusammen. Steigende Maximalkraftleistungen sind mit einer Zunahme der Kraftdifferenz zwischen linker und rechter Extremität verbunden. Die dominante Körperseite reagiert mit einer höheren Anpassung auf Trainingsreize als die nichtdominante Seite, womit die leistungsdominante Extremität mehr vom bilateralen Training profitiert als die nicht dominante Seite. Dieses Ergebnis kann mit Berechnungen der prozentualen Kraftdifferenz belegt werden. Bei der prozentualen Kraftdifferenz zeigen sich über die Messzeitpunkte hinweg keine gravierenden Änderungen. **Da die relative Kraftdifferenz einerseits vom Maximalkraftniveau (Maximalkraftmittelwert der linken und rechten oberen Extremität) und andererseits aus den Kraftleistungen links und rechts errechnet wurde, ist der Zusammenhang mit diesen Variablen sehr groß. Damit sollte die prozentuale Kraftdifferenz auch über die Zeit betrachtet, stabil**

bleiben. Dieser Sachverhalt könnte somit die genetische und anatomisch–physiologische Determination der Leistungsausprägung der oberen Extremitäten bestätigen. Deutlich wird auch, dass die Leistungsdominanz auf die Präferenzdominanz zurückzuführen ist und ebenso Lernprozessen sowie Umwelteinflüssen unterliegt.

Innerhalb azyklischer Bewegungen der verschiedenen Sportarten wird von einer leistungsmäßigen Überlegenheit der bevorzugten Extremität ausgegangen, um die gewünschten sportlichen Erfolge erzielen zu können. Um eine optimale Leistungsentfaltung bei zyklischen Sportarten zu gewährleisten, steht eine homogene Kraftausprägung und -umsetzung dem sportlichen Ziel näher als eine Dysbalance. Lässt man vorerst Korrekturmaßnahmen in den Bewegungsabschnitten unberücksichtigt, wäre es durchaus verständlich, dass seitenungleiche Kraftübertragungen ins Wasser zu keiner geradlinigen Bootsführung führen würden. Da sich SpitzenathletInnen durch eine solide Technik und überdurchschnittliche physisch–konditionelle Fähigkeiten auszeichnen, optimieren diese SportlerInnen die Paddeltechnik dahingehend, dass Kraftunterschiede in den oberen Extremitäten ausgeglichen werden und die Ressourcen für einen optimalen Vortrieb umgesetzt werden können.

Es wurde gezeigt, dass mit steigender Maximalkraftleistung auch die Differenz der Maximalkräfte links und rechts anstieg. Das kann als eindeutiger Beleg gewertet werden, dass die dominierendere Körperseite vom beidseitigen Training mehr profitiert als die subdominante Extremität. In der prozentualen Gegenüberstellung lassen sich somit keine Schwankungen nachweisen.

7.2 Zur homogenen Ausprägung von Kraftpotentialen

7.2.1 Spezifische Leistungen bei SportlerInnen mit unterschiedlichen Kraftpotentialen links und rechts

Alle SportlerInnen weisen in den Kraftparametern Unterschiede zwischen der linken und rechten oberen Extremität auf. In den jüngeren Kohorten waren die Differenzen geringer, bei den Älteren vergrößerten sich die Seitigkeitsdifferenzen.

Die Ergebnisse stellen heraus, dass SportlerInnen mit einer hohen Differenz der Maximalkraftleistung zwischen links und rechts überwiegend bessere spezifische Leistungen erbringen. Zum einen wird damit die Bedeutung der konditionellen Fähigkeit »Maximalkraft« für die Determinierung spezifischer Fahrleistungen untermauert, zum

anderen können diese Differenzen durch ein gleichseitiges und belastungsreizidentisches Training nicht abgebaut werden. An dieser Stelle ist festzuhalten, dass es durch Trainingseinflüsse sogar zu einer weiteren Anhebung der Differenz zwischen der linken und rechten Extremität kommt. Ein Erklärungsansatz könnte darin zu suchen sein, dass die dominante Extremität instinktiv zur Bewegungsführung beim Krafttraining, gerade bei der Arbeit mit Freihanteln, genutzt wird bzw. sich herauskristallisiert hat und bei der Paddelbewegung durch Griffveränderungen am Paddelschaft Hebelverhältnisse verändert werden, die zu unterschiedlich starken Belastungen der Extremitätenmuskulatur links- und rechtsseitig führen (Fähigkeit versus Fertigkeit). Das Abstellen des „Führhandphänomens“ bedarf der ständigen Kontrolle durch den Trainer, was in der Trainingspraxis kaum realisierbar ist und innerhalb der Untersuchungsreihe nicht erfasst werden konnte.

Da die Feststellung der zunehmenden Kraftdifferenz im Trainingsprozess die Annahme einschließt, dass die neurophysiologischen Ansteuerungsprozesse vorgegeben sind, kann es zu keiner Verringerung der Differenz im weiteren bilateralen Trainingsprozess kommen. Ausgehend von der neurophysiologischen Befundlage zur Struktur des menschlichen Gehirns werden feinmotorische Bewegungen von Händen und Fingern durch die kontralaterale Hirnhemisphäre, die proximalen Bewegungsaufgaben der Oberarme ipsilateral oder sogar von beiden Hemisphären gesteuert (GAZZANIGA, 2002). Sollten räumlich große motorische Bewegungen der oberen Extremitäten durch beide Hemisphären zu steuern sein, könnte hier die Begründung für die allgemeine Annahme zu suchen sein, dass Rechtshänder „logischerweise“ auch rechts mehr Kraft entwickeln. Dass diese Annahme keine Allgemeingültigkeit besitzt, konnte bereits gezeigt werden. Durch die alternierende Bewegungsfolge des Paddelschlages wird die Maßgabe des wechselseitigen oder alternierenden Trainings der linken und rechten Körperseite umgesetzt. Die vielfachen Wiederholungen im Trainingsprozess gestatten es dem Gehirn, eine strukturierte und stabile Repräsentation der Bewegungsaufführung zu sichern (vgl. auch RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN, 2001). Untersuchungen zum Lernerfolg beim Einsatz der linken Hand lassen vermuten, dass Wahrnehmung und Ausführung von Bewegungen nicht isoliert, sondern gemeinsam im Gehirn codiert werden (WEIGELT, 2001). Ein Beleg dafür scheint der neue Nervenzellentyp (Spiegelneuron) zu sein, bei denen gleichzeitig sensorische und motorische Funktionen umgesetzt werden (GASCHLER, 2002). Wie die Mehrzahl der publizierten Untersuchungen beziehen sich diese Ergebnisse auf

azyklische Bewegungen. Die Frage bleibt, kann man den Paddelschlag zur Gruppe der räumlich–anspruchsvollen Bewegungen zählen, und profitiert die rechte Körperseite (linke Gehirnhemisphäre) durch das Training der linken Körperseite (rechte Gehirnhemisphäre)? An dieser Stelle müssten weiterführende Untersuchungen Aufschluss geben.

Kritisch ist jedoch aus Sicht der Unterschiede im Maximalkraftbereich das Verhalten der Schnellkraftleistungen zu sehen. Ähnlich wie die Maximalkraft spielen neben den fasertypischen Eigenschaften neurophysiologische Ansteuerungsprozesse für die Leistungserzeugung eine wichtige Rolle. Dennoch konnten bei den Schnellkraftleistungen die Ergebnisse zur Maximalkraft nicht reproduziert werden. Stellenweise waren die Ergebnisse sogar gegenläufig (SportlerInnen mit geringen Maximalkraftdifferenzen zeigten bessere Schnellkraftleistungen als SportlerInnen mit hohen Maximalkraftdifferenzen). Diese Problematik müsste im Weiteren geprüft werden, z.B. ob es sich dabei um eine verschiedenartige neuromuskuläre Ansteuerung handelt. Generell konnte kein Unterschied zwischen Mädchen und Jungen festgestellt werden. Auf die Ergebnisse wirken sich sicherlich die geringen Probandenzahlen in der Längsschnittgruppe negativ beeinflussend aus. Daher können diese Ergebnisse vorsichtig, aber immerhin als Trend innerhalb dieser Gruppe beschrieben werden.

Bei einzelnen Trainingsübungen könnten SportlerInnen mit einer geringeren Kraftdifferenz Vorteile haben, wenn es um bilaterale Bewegungen, wie beim Bankdrücken und Bankziehen, geht. Die Bewegungsausführung kann symmetrischer erfolgen als bei größeren Kraftunterschieden in den Armen, da in diesem Fall eine Extremität augenscheinlich die Bewegung führt. Es sei an dieser Stelle auf den Einfluss von koordinativen Fähigkeiten und technischer Umsetzung der Bewegungsausführung hingewiesen.

Koordinative Anpassungen oder Ausführungsbedingungen könnten dazu geführt haben, dass die bei den Jungen zu T2 und T4 nachweisbaren Zusammenhänge und Leistungsunterschiede zwischen Maximalkraftdifferenz und allgemeinen Kraftleistungen sowie spezifischen Testleistungen zum Messzeitpunkt T6 nicht mehr nachgewiesen werden konnten. Die Ergebnisse spiegeln eine hohe Variabilität in den Kraftdifferenzen zwischen der Maximalkraft der linken und rechten oberen Extremität wider. Ausgehend von den vorliegenden Befunden, wird vermutet, dass die leistungsstärksten SportlerInnen diese Variabilität benötigen, um hohe sportliche Leistungen

zu erbringen. Weiterhin wirken die Einflüsse auf die Ausprägung der Leistungsdominanz und deren Anpassung auf Trainingsbelastungen geschlechtsunabhängig.

Die Ergebnisse zu dieser Fragestellung lassen den Schluss zu, dass KanurennsportlerInnen, die hohe Maximalkraftdifferenzen aufweisen, über ein hohes Maximalkraftniveau verfügen und somit sportartspezifisch bessere Leistungen erbringen können als SportlerInnen mit einem geringeren Maximalkraftniveau.

7.2.2 Verfestigung der Leistungsdominanz als Ausdruck höherer Kraftwerte auf der bevorzugten Seite während Messfahrten

Könnten AthletInnen andererseits noch bessere Leistungen im Freiwasser erzielen, wenn die Kraftdifferenzen minimiert werden könnten?

Diese Frage scheint wieder mehr und mehr an Bedeutung zu gewinnen, wenn man die Forschungslandschaft im Bereich der zyklischen Sportarten betrachtet. So werden z.B. Forschungsvorhaben im Schwimmsport gefördert, die durch experimentelle Untersuchungsdesigns dieses Problem lösen wollen (WOLFF & HERMSDORF, 2003).

Mit dem derzeitigen Stand der Erkenntnisse zur Ausprägung der Präferenz- und Leistungsdominanz lässt sich die Frage zur Differenzminimierung mit praktikablen Methoden nicht beantworten.

Der Kanurennsport ist eine zyklische Sportart, somit ist nicht der numerische Wert der Differenz zwischen einem Schlag links und rechts entscheidend, sondern die kumulierte Summendifferenz, die sich über die gesamte Fahrstrecke aus den erzeugten Kraftunterschieden ergibt. Diese Summendifferenz zeigt letztendlich das Potential des Leistungsverlustes.

Wie bereits weiter oben ausgeführt, leiten WEIGELT, SENFF, KIRCHNER & SCHACK (2003) aus den Ergebnissen ihrer Untersuchung ab, dass es bei frühzeitiger Einbeziehung der linken Körperseite innerhalb einer Aufgabe mit ausgeprägter räumlicher Anforderung zu einem besseren Fertigkeitlernen beider Körperseiten kommt. Trifft diese Aussage zu, wird damit auch implizit bestätigt, dass die dominierendere Körperseite gegenüber der subdominanten Seite bevorteilt wird. Das zeigt sich in der Manifestation der Kraftparameter auf einer Körperseite.

Ein einheitliches Bild der Kraftparameter am Messpaddel aus dem »Kanu–Gegenstromkanal« zeichnet sich nicht ab. Liegen die Vorteile bei den Maximalkraftwerten rechtsseitig, müssen für die Parameter Kraftmaximum und Kraftstoß linksseitige Vor-

teile bei den Jungen der Längsschnittgruppe beschrieben werden. Die Verläufe von Kraftmaximum und Kraftstoß zeigen deutliche Gemeinsamkeiten gegenüber dem Kraftniveauverlauf. Der Verlauf der Messpaddelparameter bei den Mädchen ist durch ein unklares Bild gekennzeichnet. Diese Unregelmäßigkeiten könnten in technischen Faktoren zu suchen sein, wie eine wechselnde Sitzposition der AthletInnen durch ansteigende Beanspruchung in Folge erhöhter Geschwindigkeitsparameter (unruhige Sitzposition), veränderte Griffhaltung des Paddels zwischen den Belastungsstufen (Ablegen und erneutes Aufnahmen des Paddels), Anstellung bzw. Eintauchwinkel des Paddels sowie durch das Strömungsverhalten des Wasser.

Rückblickend auf die Erkenntnisse zur kontralateralen Steuerung bei distalen Hand- und Fingerbewegungen und der hemisphärengleichen Steuerung proximaler Bewegungen scheinen hier Besonderheiten aufzutreten, die vielleicht gegenseitigen „Übersprechungen“ der Hemisphären geschuldet sind, jedoch nicht unbedingt negativ wirken müssen. Könnten diese diffusen Verläufe eine notwendige Variabilität belegen, die SpitzenathletInnen brauchen, um Höchstleistungen erzielen zu können? Diese Annahme bleibt jedoch spekulativ. Unterstützt werden die Argumente durch die Ergebnisse der Expertisegruppe (Jungen aus der EMG-Gruppe). Auch bei der geringen Stichprobengröße ($n=9$) sprechen die Daten deskriptiv für die geführte Argumentation.

Es besteht eine Leistungsdominanz in den oberen Extremitäten, die in der sportart-spezifischen Paddelbewegung in einigen Kraftparametern in eine Leistungsdominanz oder Funktionspräferenz umschlägt. Zu Beginn des Techniktrainings ist die gesamte Aufmerksamkeit auf die Bewegungsausführung gerichtet. Erst durch vielfache Wiederholungen verfestigen sich die Bewegungsmuster zu automatisierten Programmabläufen und neuronalen Netzwerkstrukturen. Dieser Prozess ermöglicht die Freigabe von kognitiven Ressourcen, die nun wieder für andere Abläufe zur Verfügung stehen. Training kann somit die Grenzen der selektiven Aufmerksamkeit überwinden. Diese freigewordenen Ressourcen könnten im Trainingsprozess genutzt werden, um die Aufmerksamkeit auf die bestehenden Ungleichheiten im Kraftverlauf zu richten und an dieser Stelle eine bewusste Steuerung der rechts- und linksseitigen Paddelschläge auszuführen.

7.3 Muskelaktivitäten bei Kanurennsportlern im »Kanu–Gegenstromkanal« und »Freiwasser«

7.3.1 EMG–Signale der bevorzugten und nicht bevorzugten oberen Extremität

Argumente für eine Leistungslateralisation ergeben sich aus elektromyographischen Daten der leistungsdeterminierenden Muskelgruppen, die linksseitig höhere Amplitudenwerte bei rechtshändigen Sportlern zeigen. Diese Argumentationslinie der Funktionslateralisation wird auch von KUHN (1986; 1987), FISCHER (1988; 1992), WEINECK (2000) und HOLLMAN & HETTINGER (2000) verfolgt. ILJIN (1963) zeigte, dass die angelegte Asymmetrie der Handkraft mit zunehmendem Alter unverändert erhalten bleibt. Diese Erkenntnisse spiegeln sich in den Ergebnissen der Untersuchung wieder, mit dem Vermerk, dass durch systematisches- und planmäßiges Training unterschiedlich hohe Leistungszuwächse erreicht werden. Der Vorteil der Leistungszuwächse liegt auf der funktionspräferierten Extremitätenseite. Die Präferenzdominanz scheint somit die Leistungsdominanz zu bedingen. Bereits FISCHER (1988) wies daraufhin, dass die bevorzugte Extremität (Körperseite) stärker vom Training profitiert, auch wenn es bilateral ausgerichtet ist.

Die Funktionslateralisation wird durch die aufgezeichneten Elektromyogramme in den unterschiedlichen Bedingungen und Belastungssituationen (Labor- und Feldbedingungen sowie GA2- und SA-Stufe) nachgezeichnet. Es zeigt sich, dass bei den beiden rechtshändigen Sportlern (SPORTLER 1 und SPORTLER 2) rechtsseitig höhere Paddelkraftparameter in der Schnelligkeitsausdauer-Stufe (SA, $4,70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) erzeugt werden. In der Grundlagenausdauer-Stufe 2 (GA2, $4,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) werden jedoch linksseitig höhere Kraftparameter und Aktionspotentiale der Muskulatur gemessen. Höhere linksseitige Amplituden im Elektromyogramm sprechen für eine höhere Beanspruchung und möglicherweise schnellere Ermüdung der linken oberen Extremität.

Deutliche Unterscheide sind bei den Kraftverläufen im »Freiwasser« gegenüber den Kraftverläufen in der »Kanu–Gegenstromanlage« zu verzeichnen. Während im »Kanu–Gegenstromkanal« das Idealbild des Kraftverlaufes beim Paddelschlag erreicht wird, treten im »Freiwasser« deutliche Variationen in der SA-Stufe auf. Der Kraftabfall nach dem Wasserfassen in der vorderen Durchzugsphase in der SA-Stufe ist besonders augenscheinlich, dem dann weitere Kraftspitzen im fortgesetzten Paddeldurchzug folgen. Eine kontinuierliche Kraftübertragung vom Paddel auf das Wasser

kann unter diesen Bedingungen nicht erreicht werden. Ursachen hierfür liegen im technisch–koordinativen Anforderungsprofil der Sportler, die Schwierigkeiten haben, die Kraftmaxima über den ersten Teil der Durchzugsphase hinweg aufrechtzuerhalten (trotz der Qualität der besten untersuchten Sportler). Deutlich ist der Abfall des Schlagvortriebs in beiden Geschwindigkeitsstufen vom »Kanu–Gegenstromkanal« zum »Freiwasser« mit einer signifikanten Zunahme der Schlagfrequenz. Entsprechend dieser Konstellation müsste im Nachwuchsbereich verstärkt darauf geachtet werden, dass die Bewegungskoordination stabilisiert und die Beherrschung einer optimalen Technik gesichert wird. Erst durch eine solide Paddeltechnik können höhere Kraftpotentiale ins Wasser übertragen und in einen größeren Vortrieb pro Schlag umgesetzt werden. Geringere Schlagfrequenzen führen auch zu einer ruhigeren Bootsführungen, da weniger hochfrequente Schlagaktionen links und rechts ausgeführt werden müssen, um die Bootsgeschwindigkeit aufrechtzuhalten.

Feldbedingungen (»Freiwasser«) stellen eindeutig höhere Anforderungen an die Arbeitsleistung der Muskulatur als Bedingungen im Labor (»Kanu–Gegenstromanlage«). Das kann durch höhere EMG–Werte in beiden Geschwindigkeitsstufen im »Freiwasser« belegt werden.

Bei der Betrachtung der Kraftverläufe am Paddel und den Muskelaktivitäten können einige Zusammenhänge hergestellt werden. Höhere Aktivitätsmuster in der Arbeitsmuskulatur zeigen sich in höheren Kraftleistungen während des Paddeldurchzuges. Diskussionsbedürftig ist jedoch das Bild, dass sich bei rechtshändigen Sportlern mit einem höheren Maximalkraftniveau in der rechten oberen Extremität linksseitig verstärkte Aktivitäten im EMG zeigen. Die höheren Muskelaktivitäten liegen in den linksseitigen Muskeln M. brachioradialis, M. biceps brachii und M. triceps brachii vor. Der M. deltoideus zeigt dagegen eine seitigkeitskonforme Charakteristik mit höheren Arbeitswerten rechtsseitig. Beachtet werden sollte, dass eventuell andere, tieferliegende Muskelgruppen im Schulterbereich aktiviert werden.

Mit steigender Belastung, hier mit der Steigerung der Fahrgeschwindigkeit (SA–Stufe), ist auch eine zunehmende Beanspruchung in Form stärkerer Muskelaktivität und Muskelarbeitsleistung nachweisbar. Deutliche Unterschiede der Aktivitätscharakteristik zwischen den Fahrten im »Kanu–Gegenstrom-

kanal« und dem »Freiwasser« konnten in den Elektromyogrammen aufgezeigt werden.

Wirkungsvollere muskuläre Anpassungen unter vergleichbaren Bedingungen (»Kanu–Gegenstromkanal«) könnten für SPORTLER 2 gegenüber SPORTLER 1 interpretiert werden, da die für den Vortrieb in der vorderen Durchzugsphase entscheidenden Muskeln (M. brachioradialis und M. biceps brachii) trotz der höheren vorgegebenen Belastung mit niedrigeren Muskelarbeitsleistungen bei SPORTLER 2 reagieren. Weiterhin könnte die individuelle Besonderheit bei SPORTLER 2 damit belegt, dass die vortriebswirksamen Muskeln (M. brachioradialis und M. biceps brachii) beider Arme in der SA–Stufe niedrigere Muskelarbeitsleistungen als in der GA2–Stufe aufweisen. Dies spricht für eine ökonomischere Reaktion des Körpers von SPORTLER 2 auf steigende Belastungen und deutet auf eine bessere Anpassungsfähigkeit hin. Auffallend zwischen beiden Sportlern ist, dass SPORTLER 1 in beiden Stufen rechtsseitig das Paddel länger taucht, während SPORTLER 2 eine linksseitig längere Tauchphase realisiert. Dies scheint optimaler zu sein, da SPORTLER 2 in der SA–Stufe linksseitig ein höheres Kraftmaximum erreicht und somit über eine längere Zeit die Kraft wirken lassen kann.

Höhere Amplitudenwerte und damit höhere Arbeitswerte der Muskulatur zum Ende der sportlichen Bewegung deuten auf eintretende Ermüdung der Arbeitsmuskulatur hin. Letztlich belegt werden kann dies jedoch nur durch frequenzanalytische Auswertungen des EMG–Signals. Im Rahmen dieser frequenzanalytischen Auswertung müssten sich deutliche Frequenzminimierungen zeigen. Ursache hierfür ist die Verschiebung im Faserspektrum der Muskulatur. Schnellkontrahierenden Fasern (Typ IIb und IIa) ermüden schneller und es müssen Fasern vom Typ I im größeren Maß aktiviert werden, um den Anforderungen gerecht zu werden (vgl. JÖLLENBECK, 2004; HERING, 2001 und WILLIAMS, SHARMA & BILODEAU, 2002).

In Bezug auf die Ermüdung der oberen Extremitätenmuskeln der rechten und linken Seite beschreiben WILLIAMS, SHARMA & BILODEAU (2002) keine signifikanten Unterschiede zwischen der dominanten und nichtdominanten Handseite, entgegen den Befunden z.B. von DELUCA, SABBAHI & ROY (1986). Das vermeintlich verschiedene Muskelfaserspektrum in dominanter und nichtdominanter Handseite, auf Grund des Alltagsgebrauchs, schließen WILLIAMS, SHARMA & BILODEAU (2002) in den Ellbogenflexoren aus. Erklärt wird dies mit einem symmetrischen Einsatz dieser Muskeln (vgl. WILLIAMS, SHARMA & BILODEAU, 2002, S. 293). Wenngleich keine Aussage über

die Faserzusammensetzung in den abgeleiteten Muskeln getroffen werden kann, so ist davon auszugehen, dass bei einer Belastung im submaximalen Bereich, von etwa einer Minute, Ermüdungserscheinungen nicht ausgeschlossen werden können. Ausschlaggebend sind der Trainingszustand der Muskulatur und die Anpassung des Sportlers an die Belastung. Somit können die niedrigeren Arbeitswerte in der SA–Stufe mit einer ökonomischeren Arbeitsweise interpretiert werden, was letztlich eine Auswirkung auf die sportliche Leistung und Expertise hat.

Ausgewiesene Experten im Kanurennsport (z.B. Birgit Fischer) können als Unterstützung für diese Aussagen herangezogen werden. So zeigt diese Sportlerin in einer vergleichbaren Belastungssituation in der GA2–Stufe relativ ausgeglichene Kraftverläufe auf der linken und rechten Paddelseite mit leicht höheren Werten rechtsseitig. Mit Belastungssteigerung in der SA–Stufe kommt es zu einem Shift zu linksseitig höheren Kraftverläufen. Im EMG zeigen sich im vergleichbaren Muskel (M. biceps brachii) in der GA2–Stufe fast gleich hohe Muskelarbeitsleistungen mit einer Linksseitigkeit, die in der SA–Stufe zu höheren linksseitigen Aktivitäten führt (vgl. KAHL, 1996).

7.4 Ausblick

Mit den eingesetzten methodischen Untersuchungsverfahren ist die Grenze der äußeren Objektivierungsverfahren erreicht. Kraftanalysen allein scheinen keinen hinreichenden Erklärungsansatz für das Phänomen der differentiellen Leistung beider oberer Extremitäten zu liefern. Eine weiterführende elektromyographische Auswertung der Signale könnte neben einer Fehlerkorrekturanalyse im »*Kanu–Gegenstromkanal*« und »*Freiwasser*« weiteren Aufschluss bringen. Hier stehen vor allem die frequenzanalytischen Auswerteverfahren (Wavelet–Analysen, Fast–Fourier–Transformation (FFT), ARMA etc.) bereit. Eine perspektivische Erweiterung dieses Forschungsansatzes zum Erlangen weiterer grundlegender Erkenntnisse über das Phänomen der Lateralität, insbesondere der Orte der funktionalen Verursachung in den Großhirnhemisphären, besteht in der Anwendung von EEG–Ableitungen zur Lokalisierung der Zentren im Gehirn und deren Differenzierung bei sportlichen Leistungsvollzügen in zyklischen Sportarten. Es gilt die Ergebnisse und Untersuchungsansätze aus der Neurophysiologie hinsichtlich ihrer Praktikabilität und Übertragbarkeit auf sportliche Bewegungsvollzüge kritisch zu prüfen. Bisherige Ergebnisse (z.B. OOSTENVELD, STEGEMAN, PRAAMSTRA & OOSTEROM, 2003; VERLEGER, ADAM, ROSE,

VOLLMER, WAUSCHKUHNS & KÖMPF, 2003; HOF, 2003) zu Hirnaktivitätsbeurteilungen und neuromuskulären Kontrollvorgängen bei neurologisch beeinträchtigten Versuchspersonen zeugen von einem sehr hohem gerätetechnischen Aufwand (Mehrkanal-EEG, Positronemissionstomographie (PET), funktionale Magnetresonanztomographie (fMRT [fMRI])). Diese Technik ist nur bedingt für die Analyse sportlicher Bewegungen, selbst unter Laborbedingungen (*»Kanu-Gegenstromkanal«*, Kanuergometer, Laufband, Schwimmkanal, Ruderbecken, Fahrradergometer etc.), einsetzbar.

Um die Expertise und Genauigkeit der Bewegungsausführung des Paddelschlages als Grad der Symmetrie zwischen der linken und rechten oberen Extremität nachzuweisen, sind weiterhin bewegungsanalytische Untersuchungen mit Hochfrequenzaufnahmen durchzuführen. Damit könnte der Nachweis erbracht werden, dass einerseits eine annähernd deckungsgleiche Bewegungsamplitude der rechten und linken Schlaghand⁷⁵ vorliegen sollte und das Boot relativ ruhig und fahrlinientreu (nur geringe Ablenkungen des Systems *»Boot-Sportler«* von der Mittschiffslinie) geführt wird.

In der Grundlagenforschung zur Methodik des Trainings gab es in den letzten Jahren keine neueren Ansätze und Erkenntnisse. Die Erkenntnisse aus den „Meisterlehren“ des Kanurennsports, der allgemeinen und speziellen Trainingslehre (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001) scheinen weitestgehend in der Praxis umgesetzt und bekannt zu sein. Kybernetische Erklärungsmodelle (Regelkreis) können keine vollständigen Erklärungen liefern, da sie von der mathematischen Beschreibbarkeit und somit auch von einer genauen Steuerung des Trainingsprozesses ausgehen. Nach HOHMANN, LAMES & LETZELTER (2001) lassen sich sportliche Trainingsprozesse mit Hilfe reduktionistischer Modelle⁷⁶ nicht eindeutig beschreiben.

Vielmehr werden derzeit Ansätze aus der Synergetik, Chaostheorie und systemischen Theorie (Selbstorganisationsprozesse, Neuronale Netze oder Emergenz) für Vorhersagen und Erklärungen im Sport evaluiert (HOHMANN & CARL, 2002; HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001). Dieser Forschungsansatz wird zwar bereits seit dem letzten Jahrhundert in der mathematisch-physikalischen Grundlagenforschung bei der Betrachtung von natürlichen Rückkopplungssystemen (z.B. Wettervorhersageberechnungen) intensiv genutzt (vgl. KRIZ, 1999). In der sportwissenschaftlichen For-

⁷⁵ Erste Ergebnisse am Kanuergometer liegen bereits vor (vgl. RODANO, SQUADRONE, SACCHI & MARZEGAN, 2001).

⁷⁶ Prinzip des Reduktionismus von Descartes: Ein Prozess wird in bestimmte Teilprozesse zergliedert und für Analysezwecke werden wesentliche Bedingungen des Versuches konstant gehalten.

schung fand die Synergetik „...als Lehre vom Zusammenwirken...“ (HAKEN, 1995) jedoch erst Mitte der 80ziger Jahre ihren Zugang.

Im Sinne der Synergetik sind die menschliche Bewegung und sportliche Bewegungsvollzüge des Menschen ein überaus komplexes System, das sich nicht im Kontext linearer „...Ursache–Wirkungs–Relationen (Kausalitäten)...“ (KRIZ, 1999, S. 73) erschöpft.

Das komplexe System „sportliche Bewegung“ unterliegt dem Zusammenhang von Ordnungs- und Kontrollparametern, die Gesetzmäßigkeiten bedingen, aber auch Phänomene erzeugen können, welche mit herkömmlichen Methoden nur unzureichend erklärt werden können (vgl. dazu SCHÖLLHORN, 1996; WITTE, 2002).

Der theoretische Ansatz der Synergetik geht davon aus, dass sich eine bestimmte Ordnung in komplexen (aus vielen Subsystemen bestehend) Systemen, häufig durch wenige Parameter (Ordnungsparameter) beschreiben lässt (KRIZ, 1999). Der Übergang zwischen den Ordnungszuständen des Systems (Zustandsdynamik) wird durch unspezifische und von geringer Komplexität gekennzeichnete Kontrollparameter⁷⁷ bewirkt. Sportliche Bewegungen des Menschen als komplexes System im Sinne der Synergetik strukturieren sich häufig selbst nur aus Wechselwirkungen ihrer eigenen Elemente, ohne Einflüsse von außen, die als unmittelbare Ursache angesehen werden könnte. Sie verhalten sich selbstorganisierend.

„...Die Selbstorganisation (Einnahme eines Ordnungszustandes durch ein komplexes System bei einer gewissen Konstellation von Kontrollparametern (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001)) ist der zentrale Mechanismus der Synergetik und zudem nicht linear und folgt den Regeln des deterministischen Chaos“ (vgl. LOOSCH, 1999, S. 98).

Das beinhaltet stabile, mathematisch sehr präzise zu beschreibende Regeln im System, aber auch nicht vorhersagbare Entwicklungen, die sich durch geringfügige Änderungen der Anfangsbedingungen auf das Ergebnis der Entwicklung auswirken können. Die Nichtlinearität zeigt auch,

„...dass das System an bestimmten Stellen der Entwicklung Instabilitäten aufweisen kann, welche die Möglichkeit zu zwei unterschiedlichen Lösungen (Bifurkationen) eröffnet“ (KRIZ, 1999, S. 74).

Der synergetische Erklärungsansatz benötigt somit keine Kontrollinstanz (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001). Der kybernetische und biologisch–medizinische Erklä-

⁷⁷ Die Kontrollparameter determinieren nicht die Entstehung der Ordnung.

rungsansatz behält weiterhin seine Gültigkeit, auch wenn nicht alle Forschungsfragen geklärt werden können.

Der synergetische Ansatz verfügt zwar über eine höhere Erklärungskompetenz für viele Phänomene des sportlichen Trainings als die Kybernetik, jedoch fehlt noch die empirische Validierung des Modells (HOHMANN, LAMES & LETZELTER, 2001).

Die der Problematik zur Erklärung des Phänomens der Lateralität zugrundeliegenden Hypothesen orientieren auf eine mögliche Ausschöpfung von personellen Ressourcen, die bereits im Grundlagen- und Aufbau-Training Ansatzmöglichkeiten für eine Beeinflussung und damit Optimierung im Hochleistungsbereich sorgen könnten. Inwieweit sich Effekte wie Emergenz⁷⁸ oder Autopoiese⁷⁹ aus der synergetischen Theorie Erklärungen liefern können, müssen weiter verfolgt werden.

Die Bedeutung der Variation der Trainingsmittel, Bewegungsausführung und Übungsbedingungen zeigen die Arbeiten u.a. von WICK (1991), SCHÖLLHORN (2003) und SIMON & KRAMER (2004). Gerade bei SIMON & KRAMER (2004) werden neuste Erkenntnisse aus der Motorikforschung in praxisrelevante Trainingsübungen transformiert. Ausgangspunkt für die Überlegungen von SIMON & KRAMER (2004) sind die selbstorganisatorischen Prozesse, die in der Systemdynamik als Resultat der Bewegungskoordination angesehen werden. Hier bestehen Ansatzpunkte für ein variables und vielseitiges Training, gerade in ausdauerorientierten Sportarten wie dem Kanurennsport. Der Kanurennsport benötigt für die physiologischen Adaptationsprozesse grundlagenausdauerbestimmte Trainingseinheiten. Um der Gefahr monotoner Bewegungsstereotypen entgegen zu wirken, sollten bewegungsvariationsreiche Nachbereitungen dieser Trainingseinheiten zum Standard werden.

Weiterhin ist auf eine abwechslungsreiche Gestaltung und sinnvolle Kombination von Trainingsmitteln zu achten, die eine vielfältige Bewegungserfahrung schulen. Um die nötigen Spitzenleistungen abrufen zu können, müssen im Bereich des Leistungssports Variabilität und Instabilität der Bewegungen in einem gewissen Maße zur Verfügung stehen.

Im Zuge der Diskussion über die Einflüsse von Selbstorganisationsprozessen und Wahrnehmungskontrollen bleibt die Frage zu prüfen, ob den KanurennsportlerInnen

⁷⁸ Entstehung von selbstorganisierten Strukturen (Neuem) aus dem Chaos (ohne kausalen Zusammenhang) (vgl. KRIZ, 1999, S. 70).

⁷⁹ Beschreibt die Fähigkeit sich selbst erhalten, wandeln und erneuern zu können (KRIZ, 1999, S. 83).

bewusst ist, dass sie Korrekturen im Schlagverhalten vornehmen. Daraus ableitend könnte ein Eignungskriterium formuliert werden, das erfasst, wie befähigt KanurennsportlerInnen sind, besonders viele und komplexe Umweltreize zu verarbeiten.

8 Literatur

- AHONEN, J., LAHTINEN, T., SANDSTRÖM, M., POGLIANI, G. & WIRHED, R. (1994). *Sportmedizin und Trainingslehre*. Stuttgart–New York: Schattauer.
- ALKON, D. L. (1989). Gedächtnisspuren in Nervensystemen und künstliche neuronale Netze. *Spektrum der Wissenschaft*, 9, 66–75.
- BADTKE, G. (1989). *Sportmedizinische Grundlagen*. Thun–Frankfurt/M.: Harri Deutsch.
- BADTKE, G. (HRSG.) (1999). *Lehrbuch der Sportmedizin* (4. Aufl.). Heidelberg–Leipzig: UTB–J. A. Barth.
- BALTES, P. B. (1968). Longitudinal and cross-sectional sequences in the study of age and generation effects. *Human–Development*, 11 (3), 145–171
- BARTELS, H. & BARTELS, R. (1991). *Physiologie – Lehrbuch und Atlas* (4. Aufl.). München–Wien–Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
- BAUMANN, H. & REIM, H. (1994). *Bewegungslehre*. Frankfurt/M.–Aarau: Diesterweg–Sauerländer.
- BAUR, J., BÖS, K. & SINGER, R. (1994). *Motorische Entwicklung – Ein Handbuch*. Schorndorf: Hofmann.
- BECKMANN, J., FISCHER, A. & KRÜGER, T. (2000). *Leistungs- und Persönlichkeitsentwicklung von Sportinternatsschülern in Potsdam*. Abschlussbericht (Förderkennzeichen: VF 0407 / 11 / 01 / 2000) an das Bundesinstitut für Sportwissenschaft Köln 2000. unveröffent. Manuskript. Potsdam.
- BERNSTEIN, N. A. (1988). *Bewegungsphysiologie*. Leipzig: J. A. Barth.
- BIERMANN, U. & WICK, D. (1997). Leistungsdiagnostische Ergebnisse von Untersuchungen im Nachwuchsbereich des Kanurennsports. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 170–176). Hamburg: Czwalina.
- BLUME, D.-D. & RAUCHMAUL, H. (1984). *Der sportmotorische Test. Lehrheft zum Lehrgebiet Allgemeine Theorie und Methodik des Trainings (ATMT)*. Leipzig: Deutsche Hochschule für Körperkultur Leipzig.
- BOGEN, J. E. & GAZZANIGA, M. S. (1965). Cerebral commissurotomy in man: Minor hemisphere dominance for certain visuo-spatial functions. *Journal of Neurosurgery*, 23, 394–399.

- BORTZ, J. (1999). *Statistik für Sozialwissenschaftler* (5. vollst. überarb. Aufl.). Berlin–Heidelberg: Springer.
- BÖS, K. (1987). *Handbuch sportmotorischer Tests*. Göttingen–Toronto–Zürich: Hogrefe.
- BRETTSCHEIDER, W.–D. & RICHARTZ, A. (1996). Jugendliche im Leistungssport – Entwicklung im Spannungsfeld von Schule und Sport. *Leistungssport*, 26 (5), 6–10.
- BRETTSCHEIDER, W.–D. (1994). *Schulen mit sportlichem Schwerpunkt. Abschlussbericht zum Berliner Modellversuch 1994*. Berlin: Freie Universität Berlin.
- BRINKMANN, J. & KUYPERS, H. G. J. M. (1972). Cerebral control of contralateral and ipsilateral arm, hand and finger movements. *Brain*, 176, 536–539.
- BROCA, P. (1861). Remarques sur le siège de la faculté de langage articulé, suivies d'une observation d'aphémie. *Bulletins de la Société Anatomique*, 6, 330–357.
- BROCA, P. (1865). Sur le siège de la faculté de langage articulé. *Bulletins de la Société d'Anthropologie, Paris* 6, 377–393.
- BROWN, J. W. (1978). Lateralization: A brain model. *Brain and Language*, 5, 258–261.
- BRUNNER, J. S. (1968). *Process of cognitive growth: Infancy* (vol. 3). Worcester, Mass.: Heinz Werner Lecture Series. Clark Univ. Press.
- BRUNNER, J. S. (1968). Up from helplessness. *Psychology Today*, 30–33, 66–67
- CARDOSO, S. H. (1997). Why Einstein was a genius? Zugriff am 23. Mai 2001 unter <http://server.epub.org.br/cm/n11/mente/einstein/einstein.html>.
- CHAMBERLAIN, H. D. (1928). The inheritance of handedness. *Journal of Heredity*, 19, 557–559.
- CONZELMANN, A. (2002). Modelle sensibler Phasen als Leitkonzepte für ein entwicklungsgemäßes Training im Kindes- und Jugendalter? In A. HOHMANN, D. WICK & K. CARL (HRSG.), *Talent im Sport*. (S. 58–67). Schorndorf: Hofmann.
- COREN, S. & PORAC, C. (1977). Fifty centuries of righthandedness: The historical record. *Science*, 198, 631–632.
- DAL MONTE, A. (1989). Belastungsmessverfahren und Ergometer. In A. DIRIX, H. G. KNUTTGEN & K. TITTEL, *Olympia Buch der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- DALTON, S. E. (1992). Overuse injuries in adolescent athletes. *Sports Medicine*, 13 (1), 58–70.

- DAX, M. (1865). Lesions de la moitié gauche de l'endéphale coïncident avec l'oubli des signes de la pensée. Montpellier 1836. *Gazette Hebdomadaire Médicale Deuxième Série*, 2 (11), 259–262.
- DEETJEN, P. & SPECKMANN, E.–J. (1994). *Physiologie* (2. Aufl.). München–Wien–Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
- DELUCA, C. J., SABBAHI, M. A. & ROY, S. H. (1986). Median frequency of the myoelectric signal – Effects of hand dominance. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 457–464.
- DIAMOND, M. C., SCHEIBEL, A. B., MURPHY, J.G.M. & HARVEY, TH. (1985). On the brain of a scientist: Albert Einstein. *Experimental Neurology*, 88, 198–204.
- DICKHUTH, H.–H. (2004). Genetik und Grenzen der menschlichen Leistungsfähigkeit. *Leistungssport*, 34 (1), 5–11.
- DIERKES, ST. (LTG.) (2000). *Wörterbuch der Medizin* (2. Neubearb. u. erw. Aufl.). München: dtv.
- ERICSSON, K. A. (ED.) (1996). *The road to excellence*. Mahwah (New Jersey): Lawrence Erlbaum Associates, Publishers.
- ERICSSON, K. A., KRAMPE, R. TH. & TESCH–RÖMER, C. (1993). The role of deliberate practice in the acquisition of expert performance. *Psychological Review*, 100 (3), 363–406.
- FETZ, F. & KORNEXEL, E. (1993). *Sportmotorische Tests* (3. Aufl.). Wien: ÖBV pädagogischer Verlag.
- FETZ, F. & WERNER, I. (1992). Händigkeitdominanz. *Motorik*, 15 (3), 169–184.
- FISCHER, K. (1988). *Rechts – Links – Probleme in Sport und Training*. Schorndorf: Hofmann.
- FISCHER, K. (1992). Lateralität und Motorik. *Motorik*, 15 (3), 122–134.
- FLOWERS, K. (1975). Handedness and controlled movement. *British Journal of Psychology*, 66, 39–52.
- FRERIKS, B. & HERMENS, H. J. (DEVELOPERS) (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project (CD-rom)*. Roessingh Research and Development b.v., Enschede, Netherlands (ISBN: 90-75452-14-4).
- FRÖHNER, G. (2001). Belastbarkeit von Nachwuchs – Leistungssportlern aus sportmedizinischer Sicht. *Leistungssport*, 31 (4), 41–46.

- FRÖHNER, G. (2002). Die Normalität variabler Entwicklungsmerkmale des Körperbaus und die Wertung in Kenntnis determinierender Einflüsse. In A. HOHMANN, D. WICK & K. CARL (HRSG.), *Talent im Sport*. (S. 171–177). Schorndorf: Hofmann.
- FUGLEVAND, A.J., WINTER, D.A. & PATLA, A.E. (1993). Models of recruitment and rate code organization in motor unit pools. *Journal of Neurophysiology*, 70, 2470–2488.
- GASCHLER, K. (2002). Mit links rechts trainieren. *Gehirn & Geist*, 3, 2002, 19–21.
- GAZZANIGA, M. & SPERRY, R. W. (1967). Language after section of cerebral commissures. *Brain*, 90, 131–148.
- GAZZANIGA, M. S. & LE DOUX, J. E. (1978). *The integrated mind*. New York: Plenum Press.
- GAZZANIGA, M. S. & LE DOUX, J. E. (1983). Deutsch: *Neuropsychologische Integration kognitiver Prozesse*. Stuttgart: Enke.
- GAZZANIGA, M. S. (2002). Rechtes und linkes Gehirn: Split-Brain und Bewußtsein. *Spektrum der Wissenschaft – Digest: Rätsel Gehirn*, 3, 28–33.
- GAZZANIGA, M., BOGEN, S. & SPERRY, R. W. (1967). Dyspraxia following diversion of the cerebral commissures. In *Arch. Neurol.*, 16, 606–612.
- GESELL, A. & AMES, L. B. (1947). The development of handedness. *Journal of Genetic Psychology*, 70, 155–175.
- GOLLHOFER, A. (2000). Elektromyographie in der Bewegungsanalyse. In DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR BIOMECHANIK, *Kinematische, kinetische und neuromuskuläre Analyse menschlicher Bewegung*. Paper zum 1. Sommerkurs der Deutsche Gesellschaft für Biomechanik, Münster: Westfälische Wilhelms-Universität Münster. Zugriff am 22. Mai 2001 unter <http://medweb.uni-muenster.de/institute/orth/motionlab/aktuell/Handout.pdf>.
- HAKEN, H. (1995). *Erfolgsgeheimnisse der Natur – Synergetik: Die Lehre vom Zusammenwirken*. Reinbeck b. Hamburg: Rowohlt Taschenbuch.
- HÄNICKE, W., FRAHM, J. & WITTMANN, A. D. (2001). Magnetresonanz – Tomografie des Gehirns von Carl Friedrich Gauß. Zugriff am 22. Mai 2001 unter <http://www.mpibpc.gwdg.de/inform/MpiNews/cientif/jahrg5/12.99/scta.html>.
- HARDYCK, C. & PETRINOVICH, L. F. (1977). Left – Handedness. *Psychological Bulletin*, 84 (3), 385–404.
- HARRE, D. (1986). *Trainingslehre*. Berlin: Sportverlag.

- HARTMANN, CHR. (1997). Zum Beziehungsgefüge von Lateralitätsverhalten, dem Ausprägungsgrad koordinativer Fähigkeiten und Haltungserkrankungen bei jungen Menschen. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 177–181). Hamburg: Czwalina.
- HELLER, K. (2002). Theoretische Ansätze und empirische Befunde zur Hochbegabungs- und Expertiseforschung unter besonderer Berücksichtigung sportlicher Talente. In A. HOHMANN, D. WICK & K. CARL (HRSG.), *Talent im Sport*. (S. 52–66). Schorndorf: Hofmann.
- HERING, G. O. (2001). *Über mechanische und elektrophysiologische Eigenschaften von so genannten <<langsamen>> und <<schnellen>> Muskeln – Eine Untersuchung am M. quadriceps femoris von Marathonläufern, Sprintern, Volleyballspielern und Sportstudenten*. Dissertation an der Universität Konstanz. Zugriff am 18. März 2003 unter <http://www.ub.uni-konstanz.de/kops/volltexte/2001/611/>.
- HERMSDORF, M. (2001). *Vergleichende Untersuchung zu Muskelaktivitäten während des Freistillschwimmens im Strömungskanal und im Freiwasser sowie beim Krafttraining auf der Armkraftzugbank (AKZ)*. Diplomarbeit Humboldt – Universität zu Berlin, Institut für Sportwissenschaft. Berlin: unveröffentlicht.
- HOF, A. L. (2003). Muscle mechanics and neuromuscular control. *Journal of Biomechanics*, 36, 1031–1038.
- HOHMANN, A. & CARL, K. (2002). Zum Stand der sportwissenschaftlichen Talentforschung. In A. HOHMANN, D. WICK & K. CARL (HRSG.), *Talent im Sport*. (S. 13–43). Schorndorf: Hofmann.
- HOHMANN, A., LAMES, M. & LETZELTER, M. (2001). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiesbaden: UTB-Verlag.
- HOLLMANN, W. & HETTINGER, TH. (2000). *Sportmedizin – Arbeits- und Trainingsgrundlagen* (4. Aufl.). Stuttgart–New York: Schattauer.
- ILJIN, N. P. (1963). Die funktionelle Asymmetrie (Rechtshändigkeit) und ihre Verbindung mit den Wachstumsveränderungen des Nerven–Muskelsystems. *Fiz. Kult' Skoole*, 2, 15–18.
- JACKSON, J. H. (1880). On aphasia with left hemiplegia. *Lancet*, 1, 637–638.
- JANDA, V. (2000). *Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik* (4. Aufl.). München–Jena: Urban & Fischer.

- JOCH, W. & HASENBERG, R. (1999). Das biologische Alter. *Leistungssport*, 29 (1), 5–12.
- JÖLLENBECK, TH. (2002). *Die elektromechanische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur*. Hamburg: Verlag Dr. Kovač.
- JÖLLENBECK, TH. (2004). Wege aus der Sackgasse? Neue methodische Ansätze zur EMG-gestützten Bewegungsanalyse. In H. RIEHLE (HRSG.), *Biomechanik als Anwendungsforschung – Transfer zwischen Theorie und Praxis*. (S. 270–277). Symposiumsband der dvs-Sektion Biomechanik 2001 in Konstanz. Konstanz: Universität Konstanz.
- KAHL, J. (1996). EMG-Untersuchung in der Gegenstromanlage Potsdam. Unveröffentl. Projektbericht IAT Leipzig. Leipzig: IAT.
- KAMPER, E. (1985). Die meisten Läufer mit Linksdrall. *Olympisches Feuer*, 4, 46–47.
- KAUL, P. & ZIMMERMANN, K. W. (1994). *Eine Schematheorie über das Lernen diskreter motorischer Fertigkeiten*, Band 2: Psychomotorik in Forschung und Praxis (2. Aufl.). Kassel: Gesamthochschul-Bibliothek.
- KIRCHERT, C. (1977). Zur Entwicklung der Handbevorzugung. Längsschnittstudien vom 16.–30. Lebensmonat. In R. BAUSS & K. ROTH (HRSG.), *Motorische Entwicklung* (S. 372–377). Darmstadt: TH Darmstadt.
- KOMI, P. V. (HRSG.). (1994). *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- KÖRNDLE, H. & LIPENS, V. (1984). Gibt es eine Fußschrift des Ruderns? *Rudersport*, 102 (7), 172–174.
- KOS, H. & STAROSTA, W. (1997). Der Einfluss konditioneller Belastungen auf die Kraftdifferenzierungsfähigkeit (die Kraftgenauigkeit) mit der rechten und linken Hand bei trainierenden Schwimmern. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 270–274). Hamburg: Czwalina.
- KRIZ, J. (1999). *Systemtheorie für Psychotherapeuten, Psychologen und Mediziner*. Wien: UTB-Facultas Verlag.
- KRÜGER, T. (1998). *Lateralität in zyklischen Sportarten am Beispiel von Nachwuchsathleten im Kanurennsport*. Diplomarbeit Universität Potsdam, Institut für Sportwissenschaft. Potsdam: unveröffentlicht.

- KRÜGER, T. (2000). *Kraftdifferenzierung im Grundlagen- und Aufbautraining – Trainingsempfehlungen für die Entwicklung der Maximal- und Schnellkraft sowie für Kraftausdauer*. Potsdam: unveröffentlichtes Manuskript.
- KUHN, W. (1986). Kontralateraler Transfer. *Sportwissenschaft*, 16 (4), 422–442.
- KUHN, W. (1987). *Zum Phänomen des kontralateralen Transfers*. Köln: bps-Verlag.
- LANDGRAF, F. K. & STEINBACH, M. (1963). Beitrag zum Rechts–Links–Problem unter besonderer Berücksichtigung des prävalierten Beines. *Der Sportarzt*, 14 (12), 267–273.
- LAURIG, W. (1983). Elektromyographie. In K. WILLIMCZIK (HRSG.), *Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft* (S. 63–87) (2. überarb. Aufl.). Hamburg: Czwalina.
- LENZ, J. (1987). *Kanu–Lehrheft zum Lehrgebiet Theorie und Methodik des Trainings der Sportarten –Kanurennsport/Spezialausbildung–*. Leipzig: Deutsche Hochschule für Körperkultur Leipzig.
- LENZ, J. (1994): *Leistungs- und Trainingslehre Kanusport*. Magdeburg/Leipzig: LKV Sachsen–Anhalt.
- LENZ, J., ALBERT, H. & LANGE, F. (1986). Reserven der Leistungsentwicklung im Kanurennsport auf der Grundlage von Erkenntnissen aus dem Olympiazzyklus 1981/1984 und aus dem Wettkampffjahr 1985. *Theorie und Praxis Leistungssport*, 24 (7), 26–43.
- LIEPMANN, H. (1908). *Drei Aufsätze aus dem Apraxiegebiet*. Berlin: Karger.
- LINDINGER, ST. & MÜLLER, E. (1995). Biomechanische Beschreibung ausgewählter moderner Skatingtechniken im Skilanglauf. *Leistungssport*, 25, (2), 45–49.
- LIPHARDT, M. & WIRTH, D. (1997). *Methodensammlung zur Untersuchung der morphologischen und funktionellen Lateralität des Menschen*. Dresden: Technische Universität Dresden.
- LOOSCH, E. (1999). *Allgemeine Bewegungslehre*. Wiebelsheim: UTB–Limpert Verlag.
- MAGILL, R. A. (1993). *Motor learning: Concepts and applications* (4th ed.). Madison, WI: Brown & Benchmark.
- MARSH, A. P. & MARTIN, P. E. (1995). The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Medical Science and Sport Exercise*, 27 (2), 217–225.
- MATURANA, H. R. & VARELA, F. J. (1987). *Der Baum der Erkenntnis* (11. Aufl.). Bern und München: Scherz (Goldmann).

- MAURER, H. (2003). Effektivität von beidseitigem Üben beim Erlernen der Rückhand-Kontertechnik im Tischtennis. *Bewegung und Training*. Zugriff am 16.02.2004 unter <http://www.bewegung-und-training.de/Journal/index.asp> (limitierter Zugriff).
- MEINEL, K. & SCHNABEL, G. (1998). *Bewegungslehre – Sportmotorik*. Berlin: Sportverlag.
- MISKE-FLEMMING, D. (1996). *Theorie und Methode der Behandlung von perzeptionsgestörten Kindern*. Neue Reihe Ergotherapie: Reihe 2, Band 4: Fachbereich Pädiatrie (8. Aufl.). Idstein: Schulz-Kirchner.
- NEUBERT, A. (1999). *Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhalten*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- NEUMAIER, A. (1999). *Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- OBERBECK, H. (1989). *Seitigkeitsphänomene und Seitigkeitstypologie im Sport*. Schorndorf: Hofmann.
- OBERBECK, H. (1992). Seitigkeitstypologie im Leistungssport. *Leistungssport*, 22 (1), 35–40.
- OOSTENVELD, R., STEGEMAN, D. F., PRAAMSTRA, P. & VAN OOSTEROM, A. (2003). Brain symmetry and topographic analysis of lateralized event-related potentials. *Clinical Neurophysiology*, 114, 1194–1202.
- PASSIN, J., SUCHENWIRTH, R. & FERNER, U. (1969). Die Lateralisation der manuellen Leistung in Abhängigkeit vom Lebensalter. *Fortschritte der Neurologie und Psychiatrie*, 37, 319–331.
- PAUER, TH. (2001). *Die motorische Entwicklung leistungssportlich trainierender Jugendlicher*. Schorndorf: Hofmann.
- PORAC, C. & COREN, ST. (1981). *Lateral preferences and human behavior*. New York: Springer.
- RODANO, R., SQUADRONE, R., SACCHI, M. & MARZEGAN, A. (2001). 3-D Kinematic analysis of canoeing on a simulator: Differences between elite, intermediate and novice canoeists. In J. R. BLACKWELL (ED.), *Proceedings of Oral Sessions. XIX International Symposium on Biomechanics in Sports*. San Francisco: University of San Francisco.
- RÖNZ, B. & STROHE, G. (1994). *Lexikon Statistik*. Wiesbaden: Gabler Wirtschaftsverlag.

- ROTH, K. (1982). Strukturanalyse koordinativer Fähigkeiten. Bad Homburg v.d.H.: Limpert.
- RUBE, N. & SECHER, N. H. (1991). Effects of training on central factors following 2- and 1-leg static exercise in man. *Acta Physiol. Scand.*, 141 (1), 87–95.
- RYNKIEWICZ, T. & STAROSTA, W. (1997). Die Fähigkeit der Kraftdifferenzierung bei 10- bis 14jährigen Mädchen und Jungen. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 203–208). Hamburg: Czwalina.
- SATTLER, J. B. (1999). Linkshänder und umgeschulte Linkshänder in der Ergotherapie. *Praxis Ergotherapie*, 12 (2), 98–110.
- SCHACK, TH. (1997). Vygotsky und Bernstein – Psychologie und Bewegungskoordination. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 99–104). Hamburg: Czwalina.
- SCHENK, K. (1976). Theoretische Aspekte der Lateralität und Dominanz. In D. EGGERT & E. J. KIPHARD (HRSG.), *Die Bedeutung der Motorik für die Entwicklung normaler und behinderter Kinder* (2. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- SCHILLING, F. (1972). Zur Methode der Lateralitätsbestimmung. In D. EGGERT & E. J. KIPHARD (HRSG.), *Die Bedeutung der Motorik für die Entwicklung normaler und behinderter Kinder* (S. 248–265). Schorndorf: Hofmann.
- SCHILLING, F. (1974). *Manual zum Körperkoordinationstest für Kinder (KTK)*. Weinheim: Beltz – Verlag.
- SCHILLING, F. (1979). Die Bestimmung der Händigkeit. *Motorik*, 2, 43–49.
- SCHLAUG, G., JÄNCKE, L., HUANG, Y. & STEINMETZ, H. (1995) In vivo evidence of structural brain asymmetry in musicians. *Science*, 267 (2), 699–701.
- SCHMIDT, K.–H. (1992). *Techniktraining im Kanurennsport*. Schriftenreihe des Deutschen Kanu-Verbandes e.V., Band 9. Duisburg: Deutscher Kanu-Verband.
- SCHMIDT, R.–F. & THEWS, G. (HRSG.) (1997). *Physiologie des Menschen* (27. Aufl.). Berlin–Heidelberg–New York: Springer.
- SCHNABEL, G., HARRE, D. & BORDE, A. (HRSG.) (1994). *Trainingswissenschaft*. Berlin: Sportverlag.
- SCHNABEL, G., KRÜGER, H., MÜLLER, C., NORDMANN, L., ZIMMER, H. & KROPPE, P. (1995). *Bewegungsregulation im Sport*. Sankt Augustin: Academia Verlag.

- SCHÖLLHORN, W. (2003). *Eine Sprint- und Laufschnule für alle Sportarten* (Differenzielles Lernen). Aachen: Meyer & Meyer.
- SCHÖLLHORN, W. I. (1996). Komplexe Bewegungskoordination systemdynamisch betrachtet. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 66–75). Hamburg: Czwalina.
- SENIAM (2000). *Development of European Recommendations for Surface Electromyography*. Zugriff am 18. März 2003 unter http://www.rrd.nl/projects/content/file_100.htm.
- SHEPHARD, R. J. & ÅSTRAND, P.-O. (HRSG.). (1993). *Ausdauer im Sport*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- SILBERNAGEL, S. & DESPOPOULOS, A. (1991). *Taschenatlas der Physiologie*. Stuttgart–New York: Thieme.
- SIMON, CHR. & KRAMER, R. (2004). *Leichtathletik – Technikvariationstraining beim Laufen* (Schriftenreihe für Bewegung, Spiel und Sport – Praxis ideen, Band 10). Schorndorf: Hofmann.
- SMAK, W., NEPTUNE, R. R. & HULL, M. L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*, 32, 899–906.
- SPILLE, G. (1959). Über Rechts-, Links- und Beidseitigkeit im Sport. *Die Leibeserziehung*, 18, 46–51.
- SPRINGER, S. P. & DEUTSCH, G. (1998). *Linkes – Rechtes Gehirn* (4. Aufl.). Heidelberg–Berlin–Oxford: Spektrum Akademischer Verlag.
- STAROSTA, W. (1997). Das Problem der seitigen Bewegungsdifferenzierung in der Theorie von N. A. Bernstein angesichts des heutigen Wissens über die Motorik des Menschen. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet*. (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 91–98) Hamburg: Czwalina.
- STAROSTA, W. (2002). Die Symmetrie und Asymmetrie der Bewegung gemäß der Bernstein-Theorie. *Leistungssport*, 32 (1), 59–62.
- STEINACKER, J. M. & SECHER, N. H. (1993). Advances in physiology and biomechanics of rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 14 (1), S1–S2.
- STEINACKER, J. M. (1993). Physiological aspects of training in rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 14, (1), S3–S10.

- STEINACKER, J. M., WANG, L., LORMES, W., REIßNECKER, S. & LIU, Y. (2002). Struktur-
anpassungen des Skelettmuskels auf Training. *Deutsche Zeitschrift für Sport-
medizin*, 53 (12), 354–360.
- STEINGRÜBER, H.–J. & LIENERT, G. A. (1976). Hand–Dominanz–Test. H–D–T (2. Aufl.).
Göttingen: Verlag für Psychologie Hogrefe.
- STORJOHANN, K. (1969). Der Zeitpunkt der Lateralisation. Diss. Med. Erlangen.
- STRASS, D. & SCHENK, W. (1990). Schnellkraftniveau und neuromuskuläre Aktivität der
Arm–Schulter–Muskulatur bei Schwimmern unterschiedlicher Leistungsstärke.
Leistungssport, 20 (6), 32–37.
- STRASSER, H. (1996). Elektromyographische Beurteilung dynamischer Muskelarbeit.
In H. STRASSER (HRSG.), *Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung
manueller Tätigkeiten: Elektromyographie im Dienst der menschengerechten
Arbeitsgestaltung* (S. 35–72). Landsberg/Lech: ecomed.
- STRASSER, H. (1999, 09.September). *Elektromyographie in der Arbeitsphysiologie*.
Zugriff am 27. August unter [http://dgaum.med.uni-rostock.de/leitlinien/
emg.htm](http://dgaum.med.uni-rostock.de/leitlinien/emg.htm).
- STUTTE, H., SCHILLING, F. & WEBER, D. (1977). *Die Entstehung der Lateralität unter
dem Aspekt der Umweltadaptation. In Arbeitsberichte des Sonderforschungs-
bereiches Adaptation und Rehabilitation (SFB 122) der Philipps–Universität
Marburg. Berichtsband* (S. 391–416). Marburg: Philipps–Universität Marburg.
- SWELAM, A. (1992). Händigkeit in Orient und Occident. *Motorik*, 15 (3), 161–168.
- THIENES, G. (1999). Zyklische Schnelligkeit: Trainingswissenschaftliche Bestimmung,
empirische Befunde, Konsequenzen für die Trainingsgestaltung. *Leistungs-
sport*, 29 (2), 18–22.
- THIEß, G. & SCHNABEL, G. (1986). *Grundbegriffe des Trainings*. Berlin: Sportverlag.
- TITTEL, K. (1990). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. Stutt-
gart–New York: Gustav Fischer Verlag.
- TURKEWITZ, G. (1977). The development of lateral preferences in the human infant. In
S. HARNAD, R. W. DOTY, L. GOLDSTEIN, J. JAYNES & G. KRAUTHAMER (EDS.), *Lat-
eralization in the nervous system* (S. 251–259). New York: Academic Press.
- ULLMANN, J. F. (1974). *Psychologie der Lateralität*. Bern–Stuttgart–Wien: Huber.
- VAGENAS, G. & HOSHIZAKI, B. (1988). Evaluation of rear foot asymmetries in running
with worn and new running shoes. *International Journal of Sport Biomechan-
ics*, 4, 220–230.

- VERLEGER, R., ADAM, S., ROSE, M., VOLLMER, C., WAUSCHKUHN, & KÖMPF, D. (2003). Control of hand movement after striatocapsular stroke: high-resolution temporal analysis of the function of ipsilateral activation. *Clinical Neurophysiology*, 114, 1468–1476.
- WASMUND, U. (1976). Untersuchungen zur Lateralität im Sport bei Kindern und Erwachsenen. *International Journal of Physical Education*, 13 (2), 31–38; (3), 32–44.
- WATKINS, J. & PEABODY, P. (1996). Sports injuries in children and adolescents treated at a sports injury clinic. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 33 (1), 43–48.
- WEBER, K. (1997). *Konzept zur methodischen Gestaltung des Nachwuchstrainings im Kanurennsport*. Potsdam: unveröffentlichtes Manuskript.
- WEIGELT, M. (2001). Practice variability effects on bilateral transfer for a novel ball bouncing task. Unpublished Master's Thesis, University of Virginia, Charlottesville/USA.
- WEIGELT, M., SENFF, O., KIRCHNER, G. & SCHACK, TH. (2003). Mit links besser lernen? *Bewegung und Training*. Zugriff am 16.02.2004 unter <http://www.bewegung-und-training.de/Journal/index.asp> (limitierter Zugriff).
- WEINECK, J. (1991). *Sportanatomie* (7. Aufl.). Erlangen: perimed fachbuch.
- WEINECK, J. (2000). *Optimales Training* (11. Aufl.). Balingen: Spitta-Verlag.
- WERNICKE, C. (1874). *Der aphasische Symptomkomplex*. Breslau.
- WICK, D. & KRÜGER, T. (1998). *Bericht und Ergebnisdarstellung zum Projekt: Objektivierung der allgemeinen Krafftfähigkeiten und deren Zusammenhang im Nachwuchsbereich des Kanurennsports*. Potsdam: unveröffentlichtes Manuskript.
- WICK, D. (1991). Zu Aspekten der Technikentwicklung in den Ausdauersportarten. In N. OLIVIER & R. DAUGS (HRSG.), *Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung* (Schriftenreihe der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 44, S 196–200) Clausthal-Zellerfeld: dvs.
- WICK, D. (2001). *Erfassung der Krafftfähigkeiten der oberen Beugeschlinge*. Potsdam: unveröffentlichtes Manuskript.
- WILLIAMS, D. M., SHARMA, S. & BILODEAU, M. (2002). Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscle of dominant and non-dominant arms in healthy humans. *Journal of Electromyography*, 12, 287–294.

- WILLIMCZIK, K. (HRSG.) (1989). *Biomechanik der Sportarten*. Reinbek b. Hamburg: Rowohlt-Taschenbuch.
- WINTER, D. A. (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Normal Human Gait*. Waterloo, Ontario, Canada: University of Waterloo.
- WIRTH, D. & LIPHARDT, M. (1999). *Untersuchung der Händigkeit. Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. (DGAUM)*. Zugriff am 17. März 2000 unter <http://www-dgaum.med.uni-rostock.de/leitlinien/haendigkeit.htm>.
- WITELSON, S. F., KIGAR, D. L. & HARVEY, TH. (1999). The exceptional brain of Albert Einstein. *The Lancet*, 353, (June 19), 2149–2153.
- WITT, M. (1997). Nutzung der Elektromyographie zur Bewertung der muskulären Beanspruchung. In P. HIRTZ & F. NÜSKE (HRSG.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 87, S. 283–287). Hamburg: Czwalina.
- WITTE, K. (2002). *Stabilitäts- und Variabilitätserscheinungen der Motorik des Sportlers unter nichtlinearem Aspekt*. Aachen: Shaker.
- WOLFF, R. & HERMSDORF, M. (2003). *Lateraltät bei Leistungsschwimmern – Experimentelle Studie zur Verringerung von Seitigkeitsunterschieden*. Antrag auf Gewährung einer Bundeszuwendung an das Bundesinstitut für Sportwissenschaft in Bonn für die Jahre 2004 bis 2005. Berlin: unveröffentlicht.
- WOLLNY, R. (2002). *Motorische Entwicklung in der Lebensspanne: Warum lernen und optimieren manche Menschen Bewegungen besser als andere?* Schorndorf: Hofmann.
- WOZNIAK, K.–H. (1972). *Kanusport*. Berlin: Sportverlag.
- YUZA, N., ISHIDA, K. & MIYAMURA, M. (2000). Cross transfer effects of muscular endurance during training and detraining. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 40 (2), 110–117.
- ZIMMER, D. E. (1992). Sexualhormone und die Mathematik. *Motorik*, 15 (3), 157–160.
- ZINTL, F. & EISENHUT, A. (2001). *Ausdauertraining* (5. überarb. Aufl.). München: blv.

Anhang I

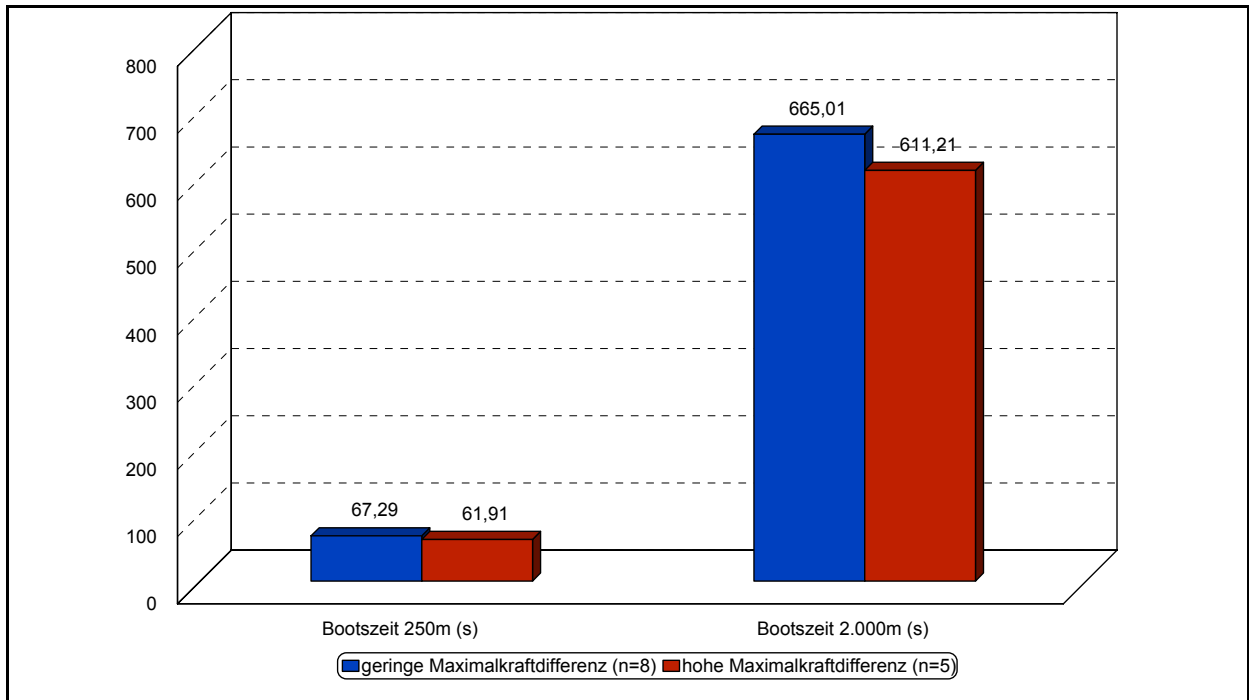


Abb. A1: Bootsleistungen über 250 m und 2.000 m im Vergleich von Jungen mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T4

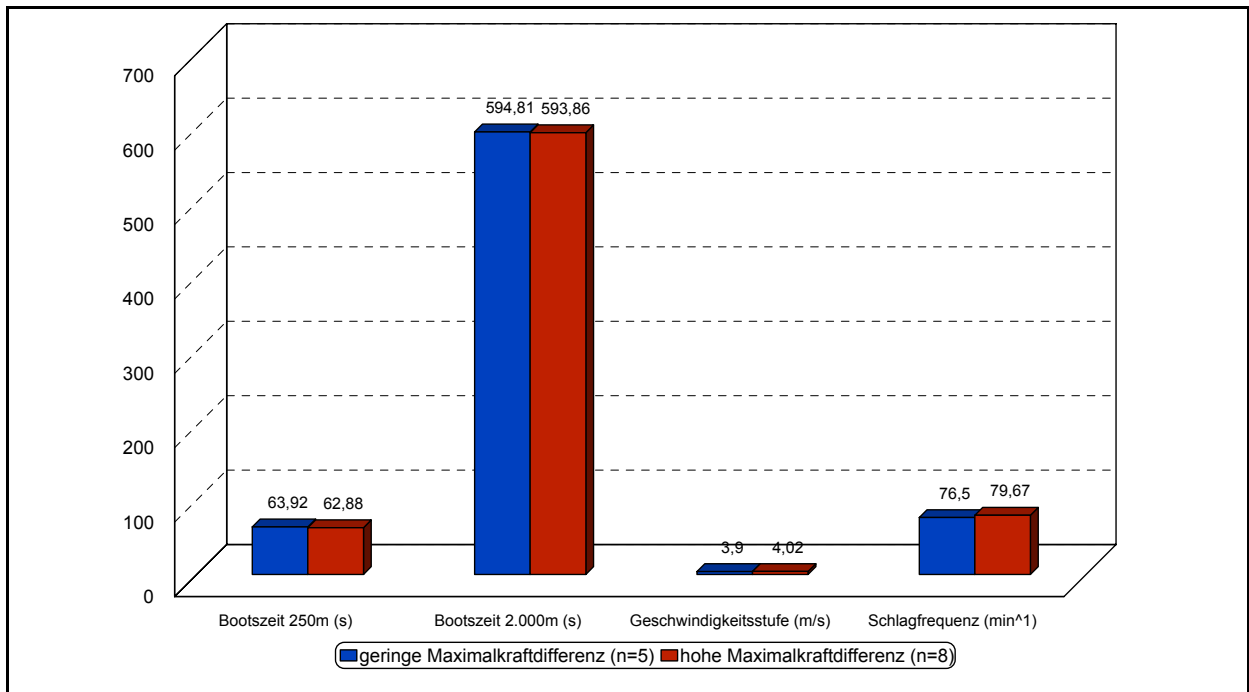


Abb. A2: Bootsleistungen von männlichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6

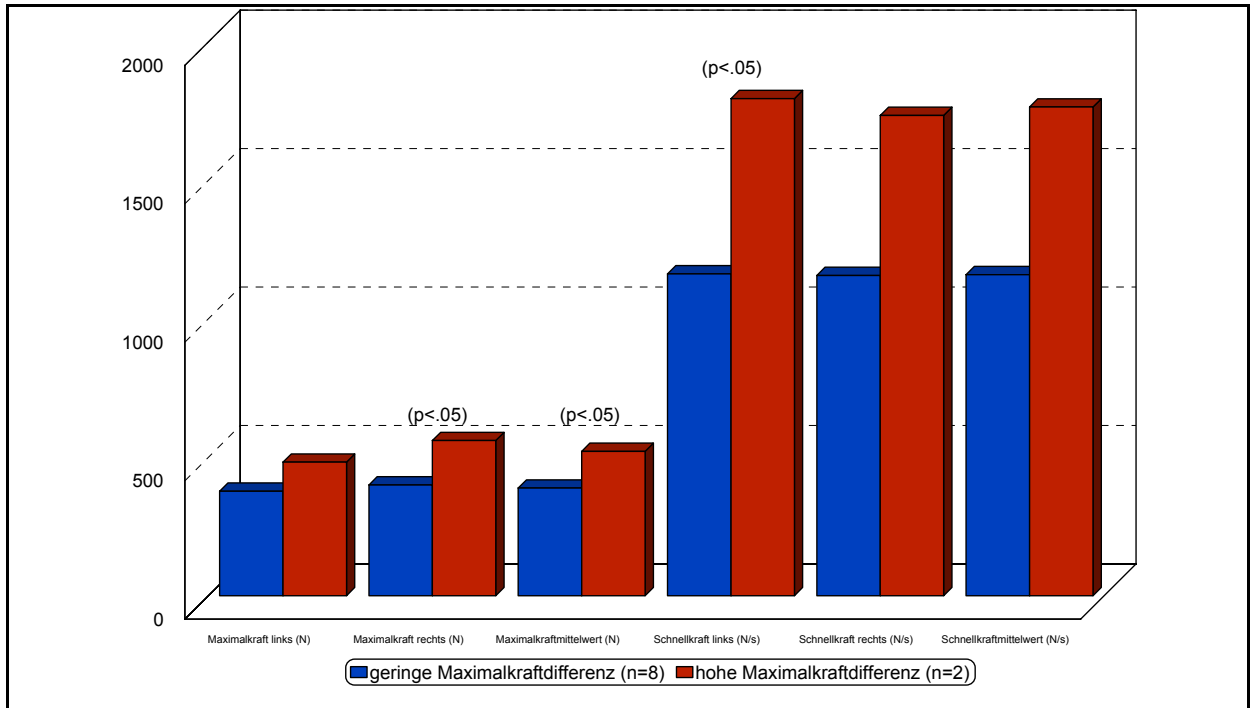


Abb. A3: Leistungsvergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T2

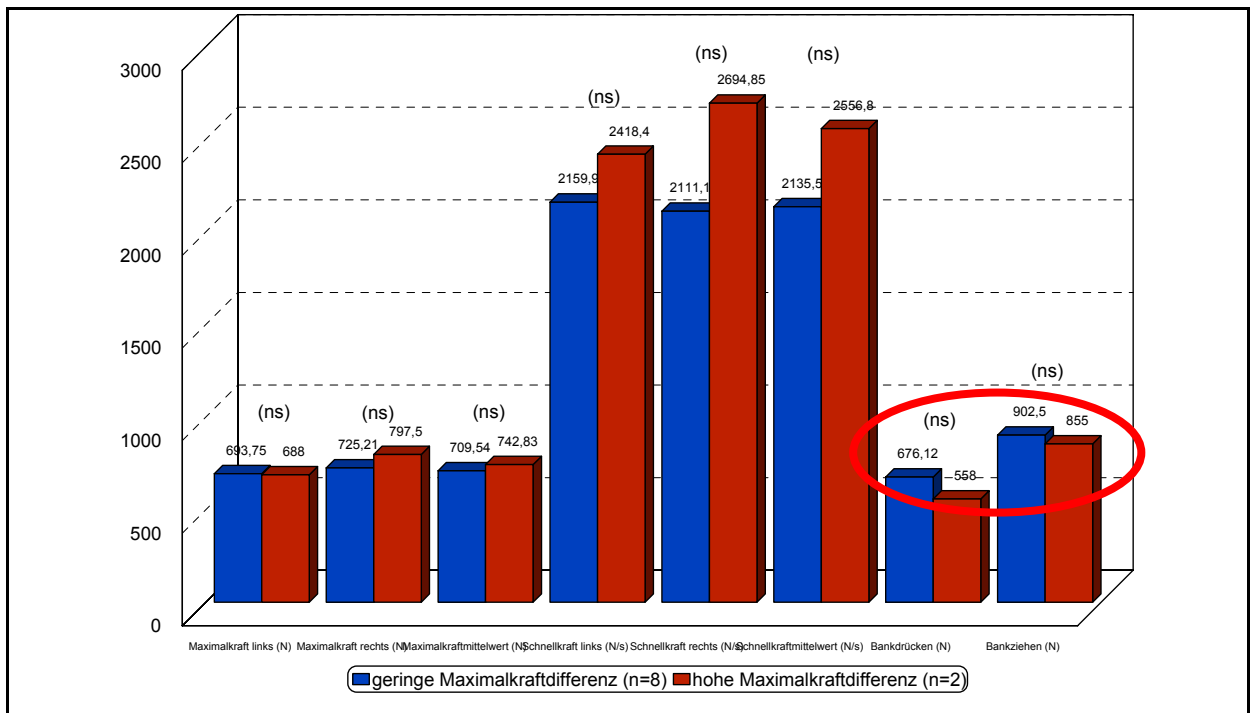


Abb. A4: Leistungsvergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6

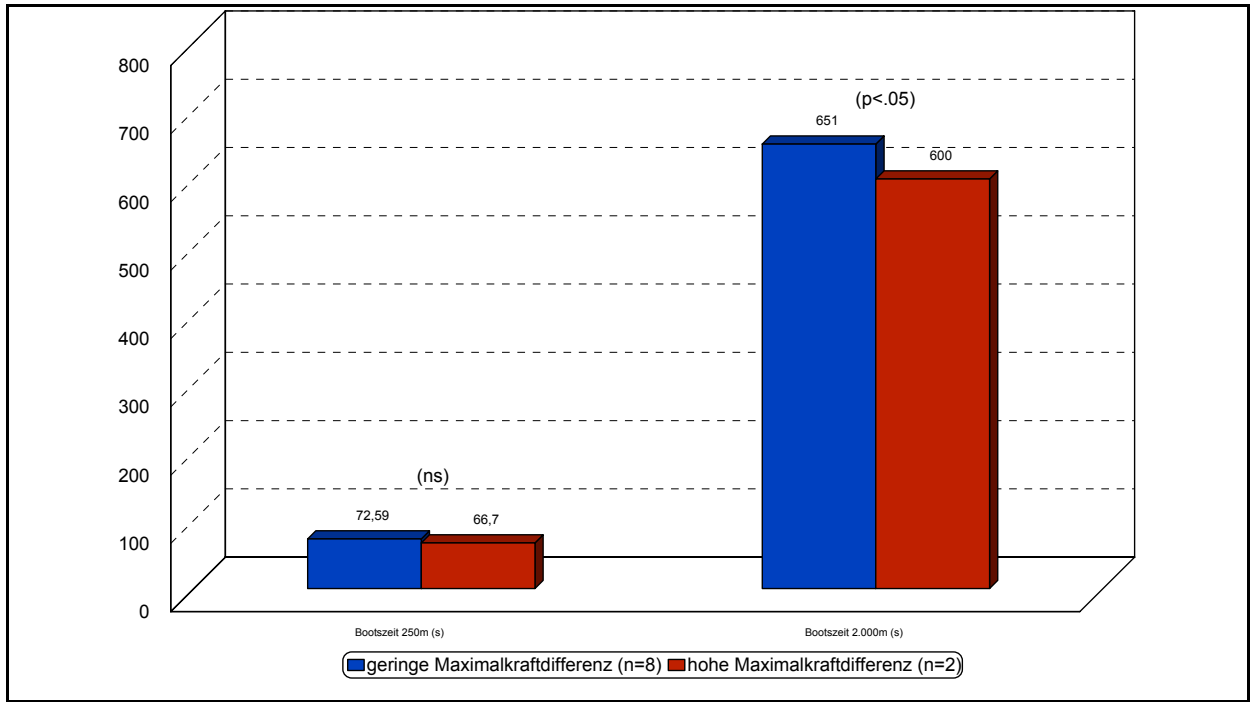


Abb. A5: Bootsleistungen im Vergleich von weiblichen Kanuten mit hoher und geringer Maximalkraftdifferenz aus dem Längsschnitt zu T6

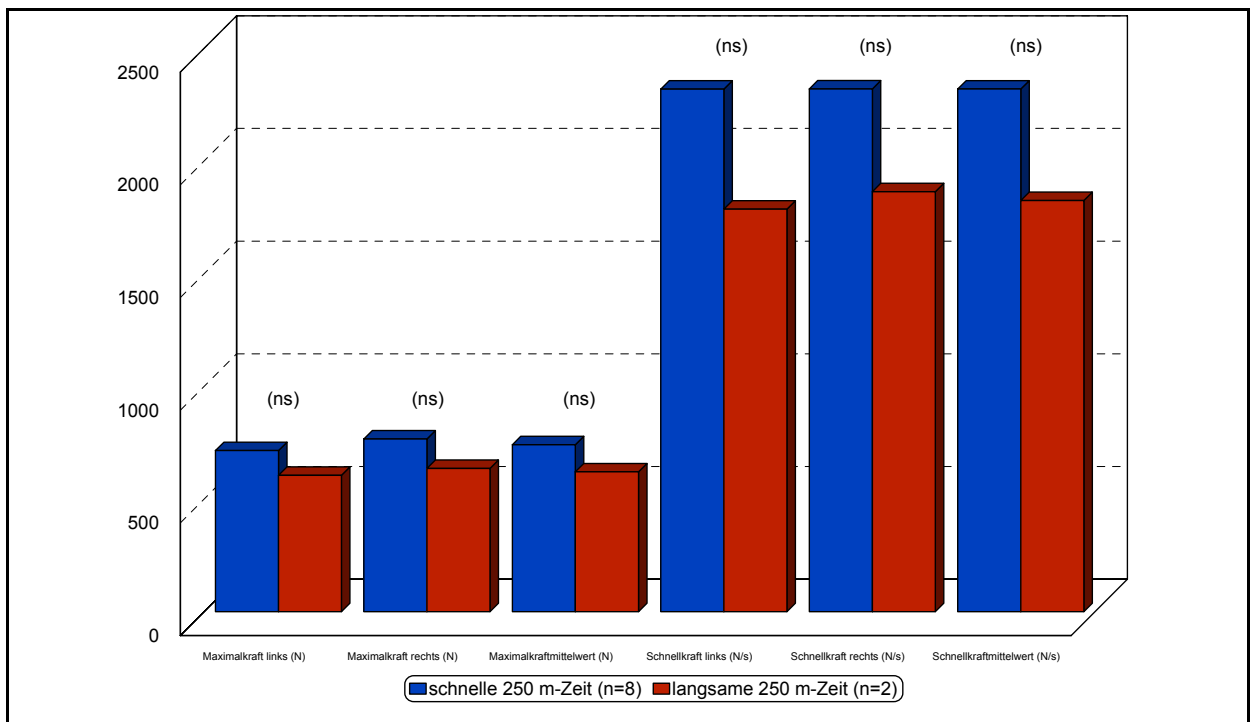


Abb. A6: Leistungsvergleich von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T6

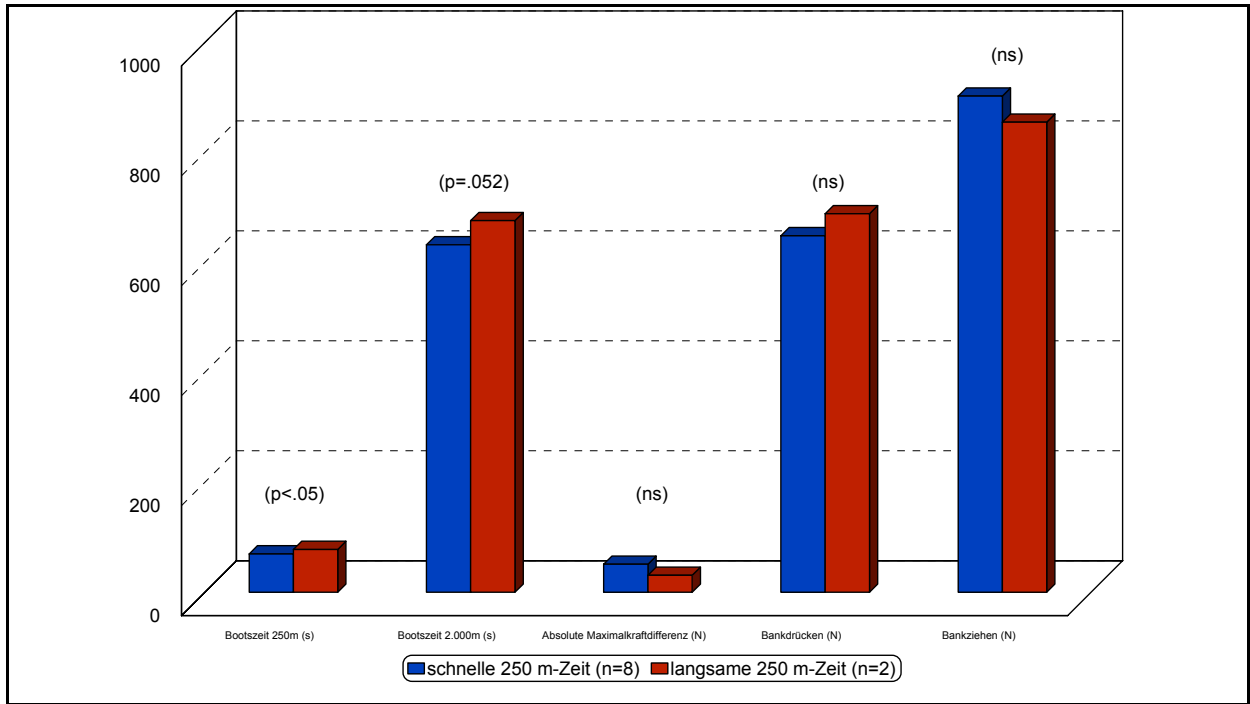


Abb. A7: Leistungsvergleich der Bootsleistungen und Maximalkraftdifferenz von Mädchen mit schneller und langsamer Fahrzeit über 250 m aus dem Längsschnitt zu T6

t1 Bewertung der Maximalkraftdifferenz * t1 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t1 Bewertung Maximalkraftmittelwert Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t1 Bewertung der Maximalkraftdifferenz	gut	Anzahl	28	21	49
		% von t1 Bewertung der Maximalkraftdifferenz	57,1%	42,9%	100,0%
		% von t1 Bewertung Maximalkraftmittelwert Links - Rechts	48,3%	52,5%	50,0%
	schlecht	% der Gesamtzahl	28,6%	21,4%	50,0%
		Residuen	-1,0	1,0	
		Anzahl	30	19	49
		% von t1 Bewertung der Maximalkraftdifferenz	61,2%	38,8%	100,0%
Gesamt	% von t1 Bewertung Maximalkraftmittelwert Links - Rechts	51,7%	47,5%	50,0%	
	% der Gesamtzahl	30,6%	19,4%	50,0%	
	Residuen	1,0	-1,0		
	Anzahl	58	40	98	
	% von t1 Bewertung der Maximalkraftdifferenz	59,2%	40,8%	100,0%	
	% von t1 Bewertung Maximalkraftmittelwert Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%	
	% der Gesamtzahl	59,2%	40,8%	100,0%	

Abb. A8: Bewertungsmatrix zu T1 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

t2 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts * t2 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t2 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t2 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	gut	Anzahl	3	81	84
		% von t2 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	3,6%	96,4%	100,0%
		% von t2 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	75,0%	73,6%	73,7%
		% der Gesamtzahl	2,6%	71,1%	73,7%
		Residuen	,1	-,1	
	schlecht	Anzahl	1	29	30
		% von t2 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	3,3%	96,7%	100,0%
		% von t2 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	25,0%	26,4%	26,3%
		% der Gesamtzahl	,9%	25,4%	26,3%
		Residuen	-,1	,1	
Gesamt		Anzahl	4	110	114
		% von t2 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	3,5%	96,5%	100,0%
		% von t2 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%
		% der Gesamtzahl	3,5%	96,5%	100,0%

Abb. A9: Bewertungsmatrix zu T2 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

t3 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts * t3 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t3 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t3 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	gut	Anzahl	24	32	56
		% von t3 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	42,9%	57,1%	100,0%
		% von t3 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	60,0%	69,6%	65,1%
		% der Gesamtzahl	27,9%	37,2%	65,1%
		Residuen	-2,0	2,0	
	schlecht	Anzahl	16	14	30
		% von t3 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	53,3%	46,7%	100,0%
		% von t3 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	40,0%	30,4%	34,9%
		% der Gesamtzahl	18,6%	16,3%	34,9%
		Residuen	2,0	-2,0	
Gesamt		Anzahl	40	46	86
		% von t3 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	46,5%	53,5%	100,0%
		% von t3 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%
		% der Gesamtzahl	46,5%	53,5%	100,0%

Abb. A10: Bewertungsmatrix zu T3 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

t4 Bewertung Maxcimalkraftdifferenz Links - Rechts * t4 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t4 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t4 Bewertung Maxcimalkraftdifferenz Links - Rechts	gut	Anzahl	18	42	60
		% von t4 Bewertung Maxcimalkraftdifferenz Links - Rechts	30,0%	70,0%	100,0%
		% von t4 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	42,9%	76,4%	61,9%
		% der Gesamtzahl	18,6%	43,3%	61,9%
		Residuen	-8,0	8,0	
	schlecht	Anzahl	24	13	37
		% von t4 Bewertung Maxcimalkraftdifferenz Links - Rechts	64,9%	35,1%	100,0%
		% von t4 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	57,1%	23,6%	38,1%
		% der Gesamtzahl	24,7%	13,4%	38,1%
		Residuen	8,0	-8,0	
Gesamt	Anzahl	42	55	97	
	% von t4 Bewertung Maxcimalkraftdifferenz Links - Rechts	43,3%	56,7%	100,0%	
	% von t4 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%	
	% der Gesamtzahl	43,3%	56,7%	100,0%	

Abb. A11: Bewertungsmatrix zu T4 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

t5 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts * t5 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t5 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t5 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	gut	Anzahl	24	27	51
		% von t5 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	47,1%	52,9%	100,0%
		% von t5 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	41,4%	60,0%	49,5%
		% der Gesamtzahl	23,3%	26,2%	49,5%
		Residuen	-4,7	4,7	
	schlecht	Anzahl	34	18	52
		% von t5 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	65,4%	34,6%	100,0%
		% von t5 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	58,6%	40,0%	50,5%
		% der Gesamtzahl	33,0%	17,5%	50,5%
		Residuen	4,7	-4,7	
Gesamt	Anzahl	58	45	103	
	% von t5 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	56,3%	43,7%	100,0%	
	% von t5 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%	
	% der Gesamtzahl	56,3%	43,7%	100,0%	

Abb. A12: Bewertungsmatrix zu T5 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

t6 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts * t6 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t6 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t6 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	gut	Anzahl	28	29	57
		% von t6 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	49,1%	50,9%	100,0%
		% von t6 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	47,5%	54,7%	50,9%
		% der Gesamtzahl	25,0%	25,9%	50,9%
		Residuen	-2,0	2,0	
	schlecht	Anzahl	31	24	55
		% von t6 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	56,4%	43,6%	100,0%
		% von t6 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	52,5%	45,3%	49,1%
		% der Gesamtzahl	27,7%	21,4%	49,1%
		Residuen	2,0	-2,0	
Gesamt		Anzahl	59	53	112
		% von t6 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	52,7%	47,3%	100,0%
		% von t6 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%
		% der Gesamtzahl	52,7%	47,3%	100,0%

Abb. A13: Bewertungsmatrix zu T6 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

t7 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts * t7 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts Kreuztabelle

			t7 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts		Gesamt
			gut	schlecht	
t7 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	gut	Anzahl	41	43	84
		% von t7 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	48,8%	51,2%	100,0%
		% von t7 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	53,2%	72,9%	61,8%
		% der Gesamtzahl	30,1%	31,6%	61,8%
		Residuen	-6,6	6,6	
	schlecht	Anzahl	36	16	52
		% von t7 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	69,2%	30,8%	100,0%
		% von t7 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	46,8%	27,1%	38,2%
		% der Gesamtzahl	26,5%	11,8%	38,2%
		Residuen	6,6	-6,6	
Gesamt		Anzahl	77	59	136
		% von t7 Bewertung Maximalkraftdifferenz Links - Rechts	56,6%	43,4%	100,0%
		% von t7 Bewertung Maximalkraftmittelwert aus Links - Rechts	100,0%	100,0%	100,0%
		% der Gesamtzahl	56,6%	43,4%	100,0%

Abb. A14: Bewertungsmatrix zu T7 von Maximalkraft und Maximalkraftdifferenz

Tab. A1: Gruppenstatistik zu T7 zum Vergleich zwischen Sportler mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz

Parameter	Maximalkraftdifferenz Links – Rechts	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Maximalkraft Links (N)	gering	62	654,3817	188,32677	23,91752
	hoch	35	698,2571	205,55021	34,74433
Maximalkraft Rechts (N)	gering	62	669,9301	194,33893	24,68107
	hoch	35	768,5429	226,59053	38,30079
Maximalkraftmittelwert aus Links und Rechts (N)	gering	62	662,1344	191,02605	24,26033
	hoch	35	733,4476	215,73174	36,46532
Schnellkraft Links (N·s ⁻¹)	gering	62	2292,3455	1000,35180	127,04481
	hoch	35	2507,2627	1027,38996	173,66060
Schnellkraft Rechts (N·s ⁻¹)	gering	62	2242,7942	1016,73779	129,12583
	hoch	35	2512,9033	895,63415	151,38980
Schnellkraftmittelwert aus Links und Rechts (N·s ⁻¹)	gering	62	2267,5790	994,19921	126,26343
	hoch	35	2510,0448	946,08937	159,91829
Bankdrücken (N)	gering	62	542,7258	239,63867	30,43414
	hoch	34	602,7353	287,48231	49,30281
Bankziehen (N)	gering	62	820,4839	373,71541	47,46190
	hoch	34	923,4706	400,97119	68,76599
Bootszeit über 250 m (s)	gering	62	70,7887	8,70642	1,10572
	hoch	34	69,5088	8,42911	1,44558
Bootszeit über 2.000 m Zeit (s)	gering	61	669,2295	70,34425	9,00666
	hoch	34	660,1765	64,54807	11,06990

Tab. A2: Test bei unabhängigen Stichproben zu T7 zum Vergleich zwischen Sportler mit geringer und hoher Maximalkraftdifferenz (Parameter aus Tabelle A1)

Messparameter		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifi-anz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Maximalkraft Links	Varianzen sind gleich	1,072	,303	-1,066	95	,289	-43,8754	41,15725	-125,58290	37,83206
	Varianzen sind nicht gleich			-1,040	65,642	,302	-43,8754	42,18076	-128,10058	40,34974
Maximalkraft Rechts	Varianzen sind gleich	2,267	,135	-2,259	95	,026	-98,6127	43,65105	-185,27104	-11,95446
	Varianzen sind nicht gleich			-2,164	62,129	,034	-98,6127	45,56430	-189,69074	-7,53476
Maximalkraftmittelwert aus Links und Rechts	Varianzen sind gleich	1,646	,203	-1,685	95	,095	-71,3132	42,33120	-155,35127	12,72485
	Varianzen sind nicht gleich			-1,628	63,793	,108	-71,3132	43,79821	-158,81565	16,18923
Schnellkraft Links	Varianzen sind gleich	,063	,802	-1,006	95	,317	-214,9172	213,56272	-638,89276	209,05844
	Varianzen sind nicht gleich			-9,99	69,100	,321	-214,9172	215,17060	-644,15967	214,32536
Schnellkraft Rechts	Varianzen sind gleich	,011	,916	-1,310	95	,193	-270,1091	206,16567	-679,39975	139,18146
	Varianzen sind nicht gleich			-1,357	78,351	,179	-270,1091	198,97827	-666,21647	125,99817
Schnellkraftmittelwert aus Links und Rechts	Varianzen sind gleich	,002	,962	-1,174	95	,244	-242,4658	206,61558	-652,64963	167,71794
	Varianzen sind nicht gleich			-1,190	73,650	,238	-242,4658	203,75552	-648,48961	163,55792
Bankdrücken	Varianzen sind gleich	,611	,436	-1,092	94	,278	-60,0095	54,94050	-169,09513	49,07615
	Varianzen sind nicht gleich			-1,036	58,357	,305	-60,0095	57,93966	-175,97322	55,95425
Bankziehen	Varianzen sind gleich	,498	,482	-1,258	94	,211	-102,9867	81,84100	-265,48394	59,51051
	Varianzen sind nicht gleich			-1,233	64,064	,222	-102,9867	83,55474	-269,90327	63,92984
Bootszeit über 250 m	Varianzen sind gleich	,150	,699	,697	94	,488	1,2799	1,83742	-2,36835	4,92812
	Varianzen sind nicht gleich			,703	69,956	,484	1,2799	1,81998	-2,34998	4,90975
Bootszeit über 2.000 m	Varianzen sind gleich	,297	,587	,619	93	,537	9,0530	14,62705	-19,99338	38,09946
	Varianzen sind nicht gleich			,634	73,449	,528	9,0530	14,27104	-19,38618	37,49225

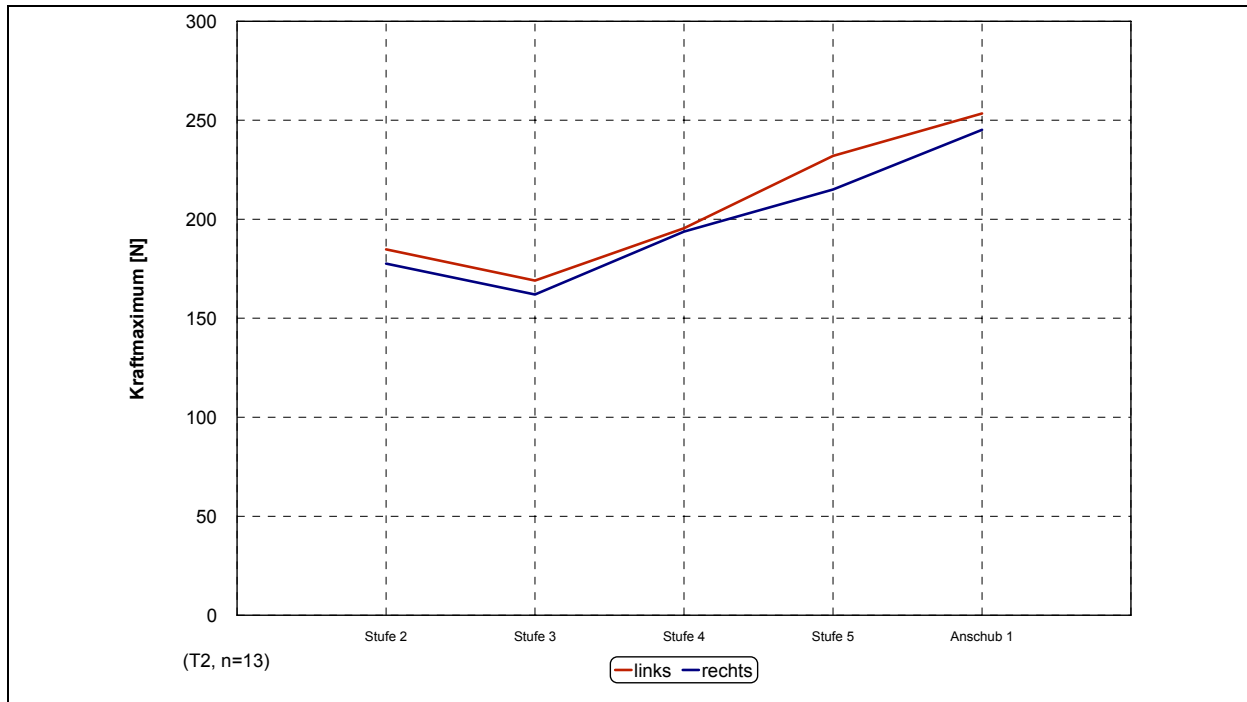


Abb. A15: Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T2

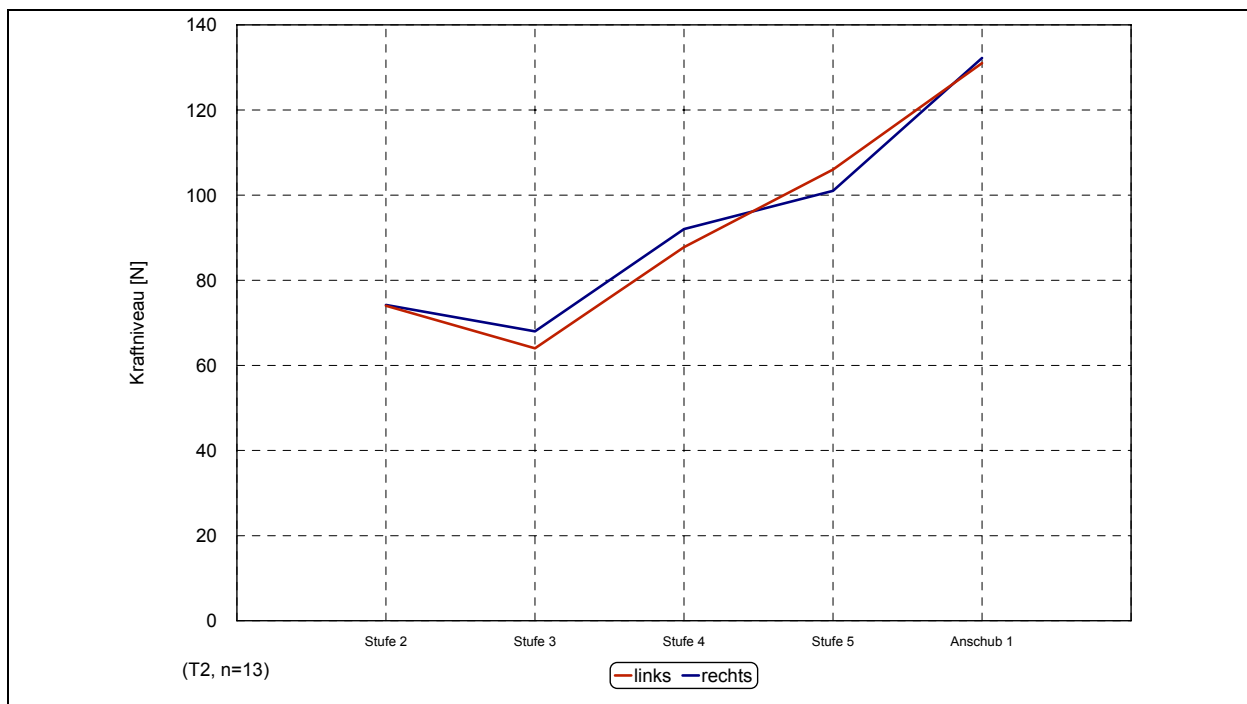


Abb. A16: Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T2

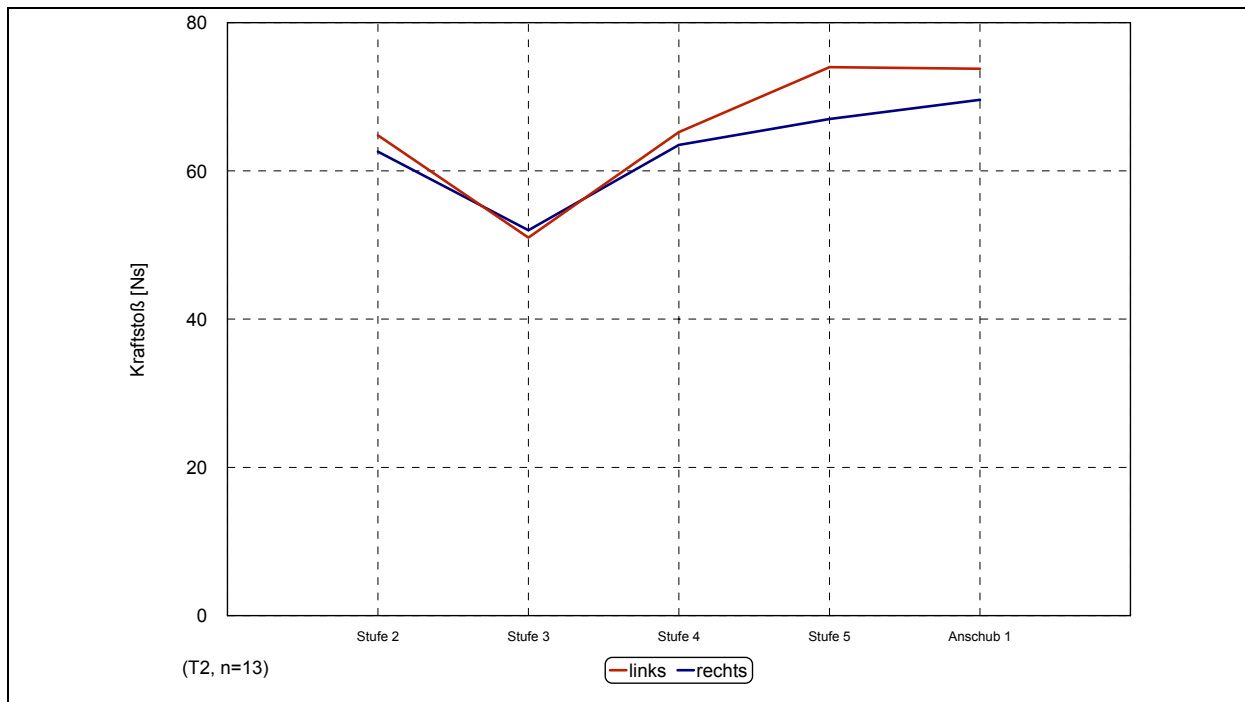


Abb. A17: Verlauf der Kraftstöße aus links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T2

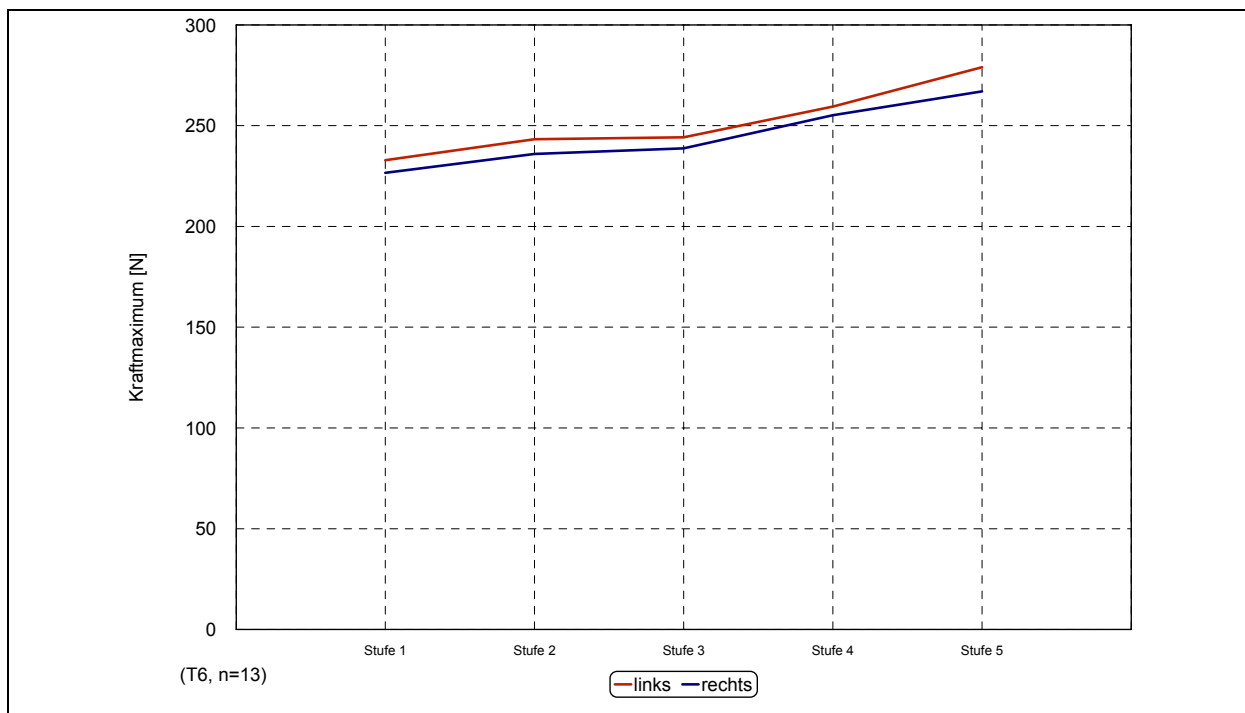


Abb. A18: Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T6

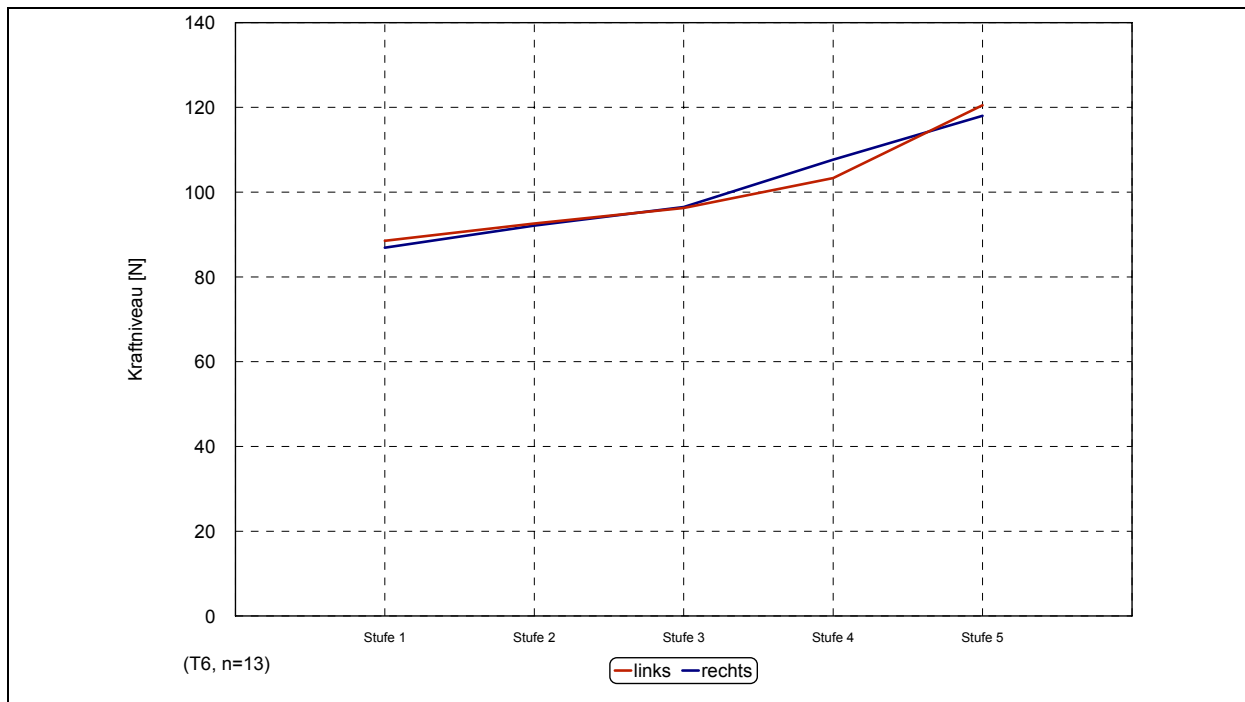


Abb. A19: Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T6

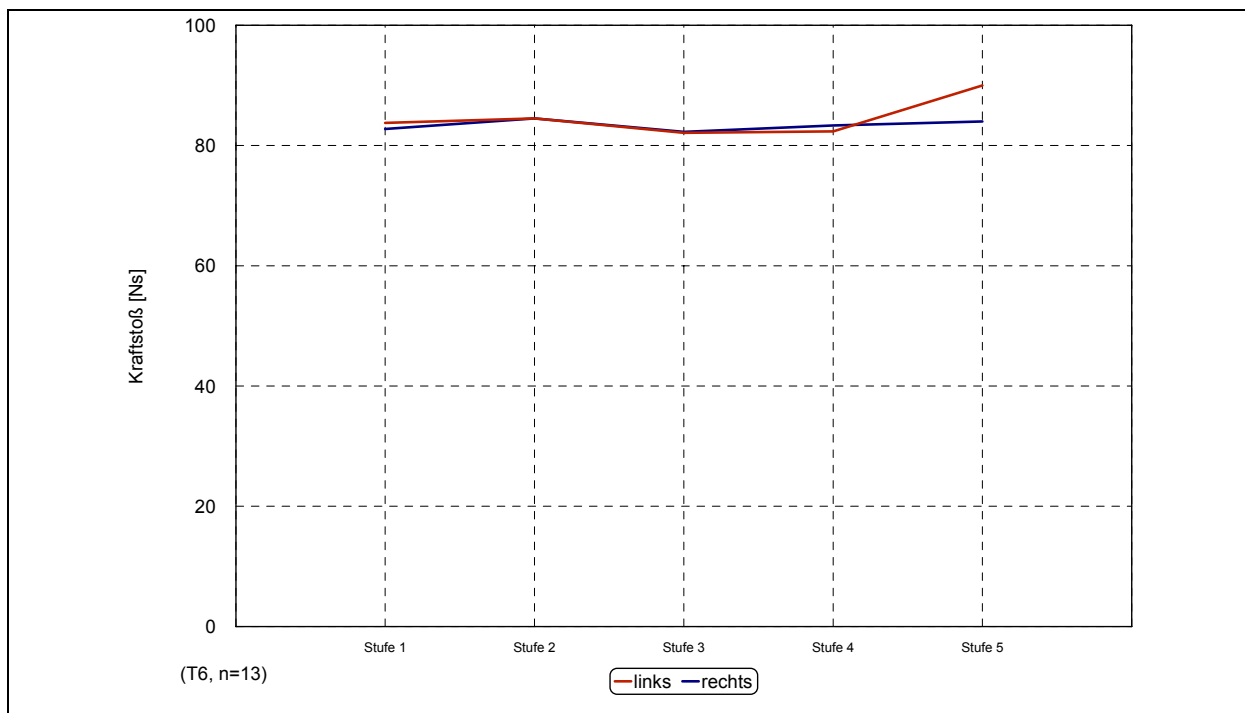


Abb. A20: Verlauf der Kraftstöße links und rechts bei Jungen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T6

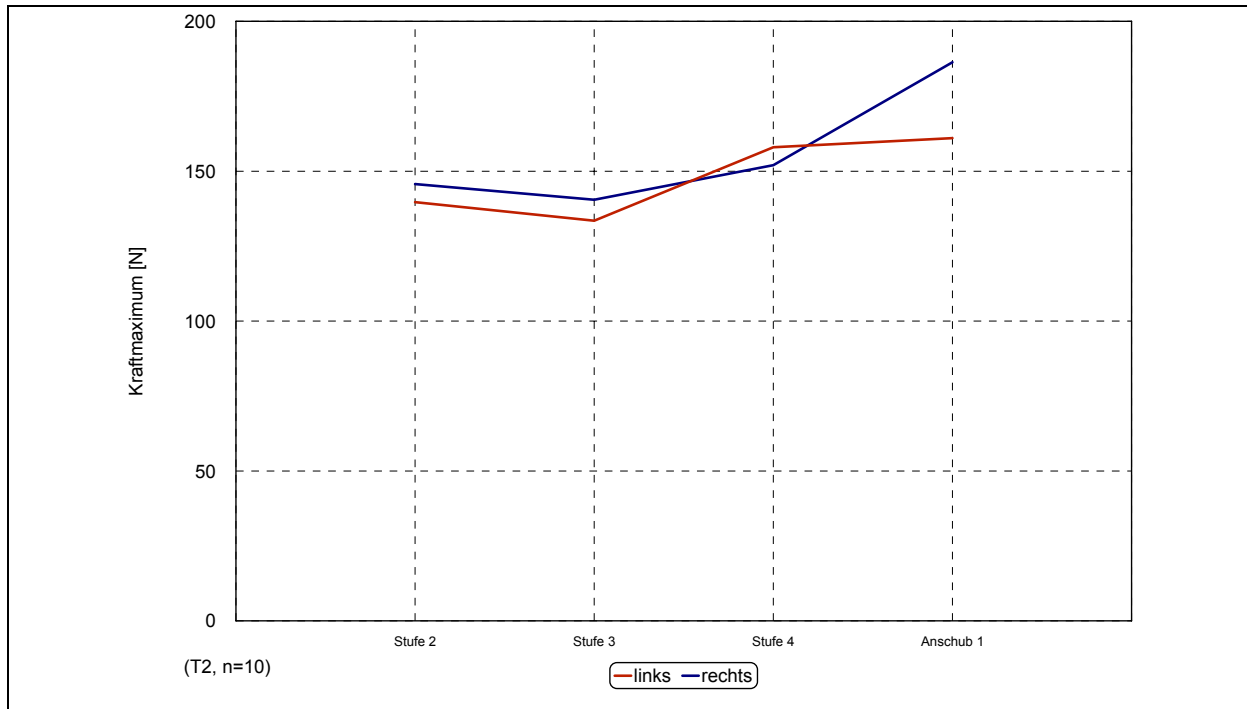


Abb. A21: Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T2

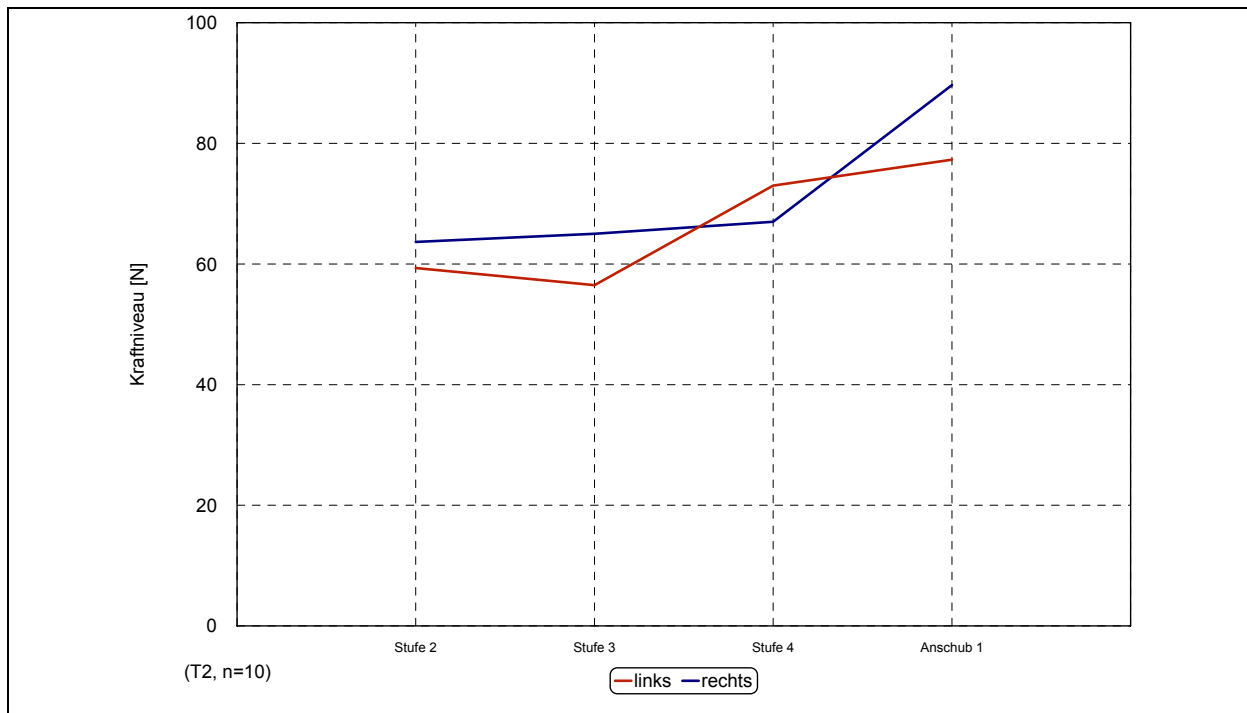


Abb. A22: Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T2

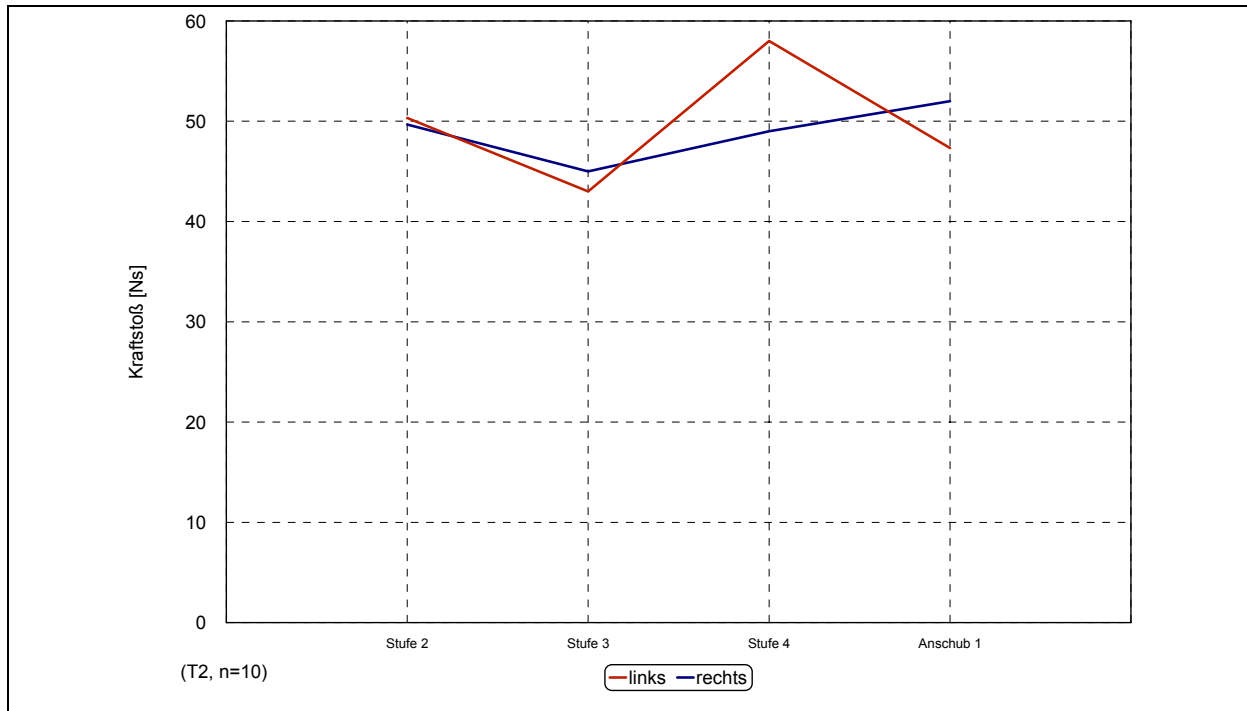


Abb. A23: Verlauf der Kraftstöße aus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T2

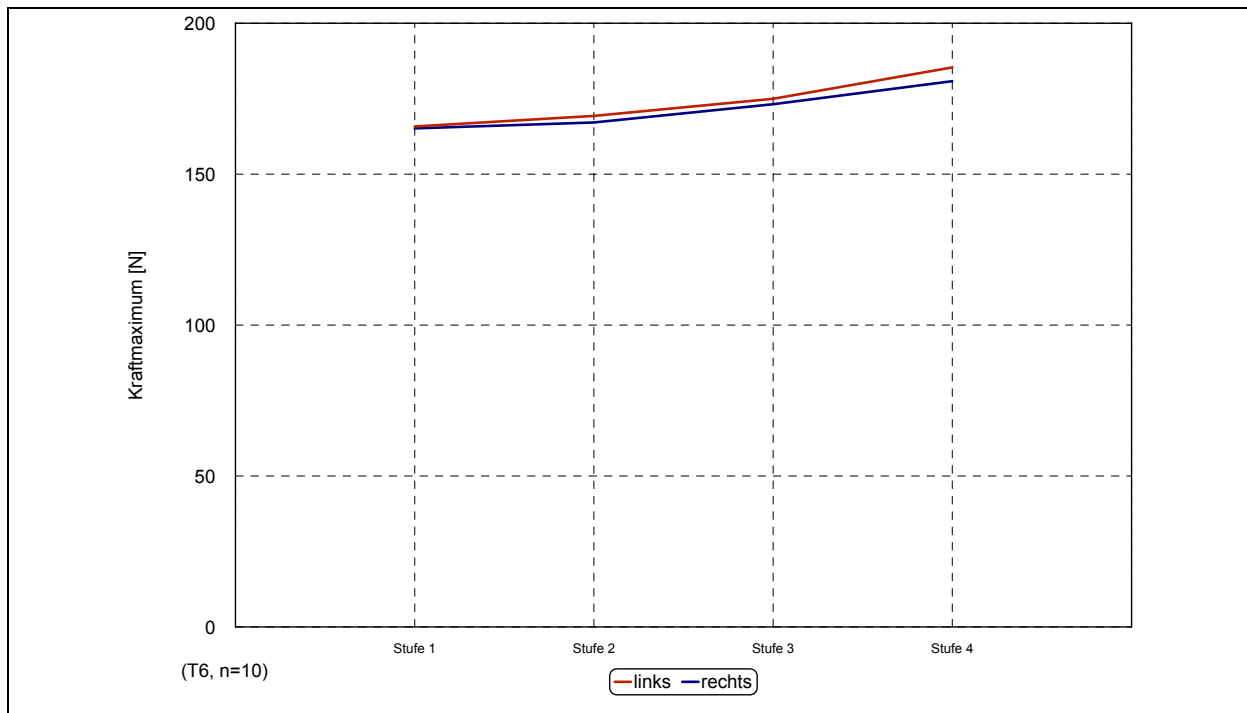


Abb. A24: Verlauf des Kraftmaximums links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T6

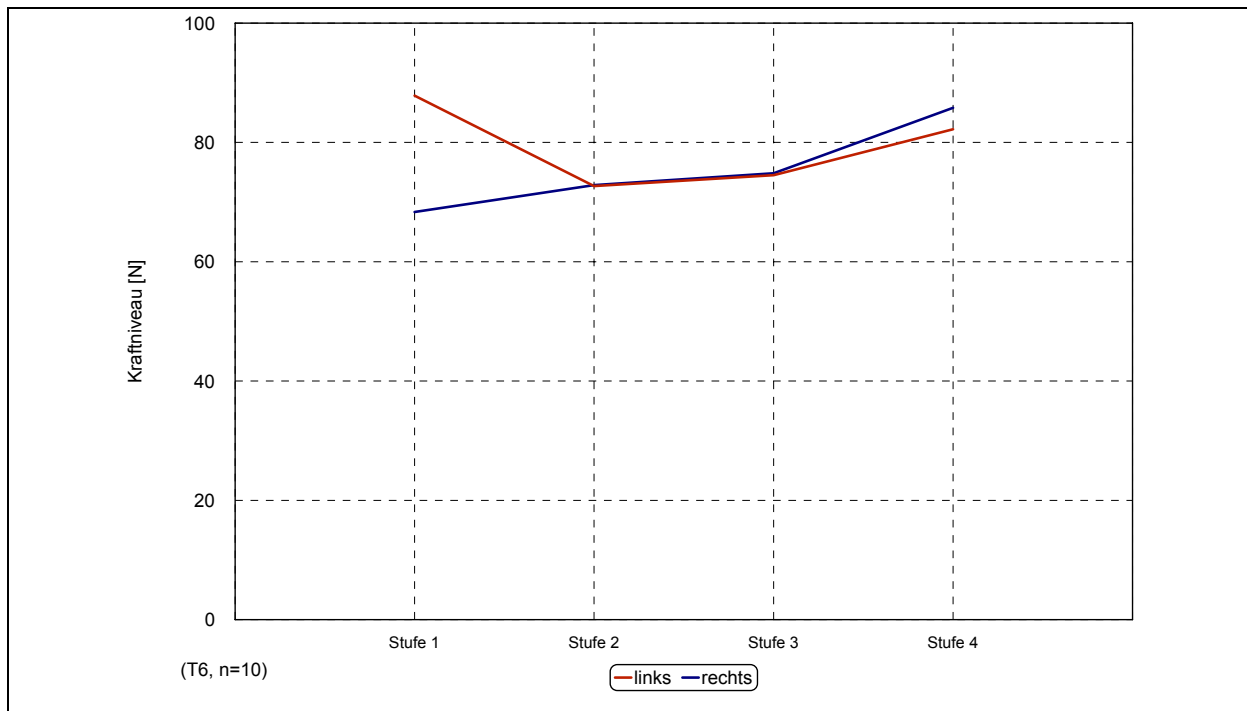


Abb. A25: Verlauf des Kraftniveaus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T6

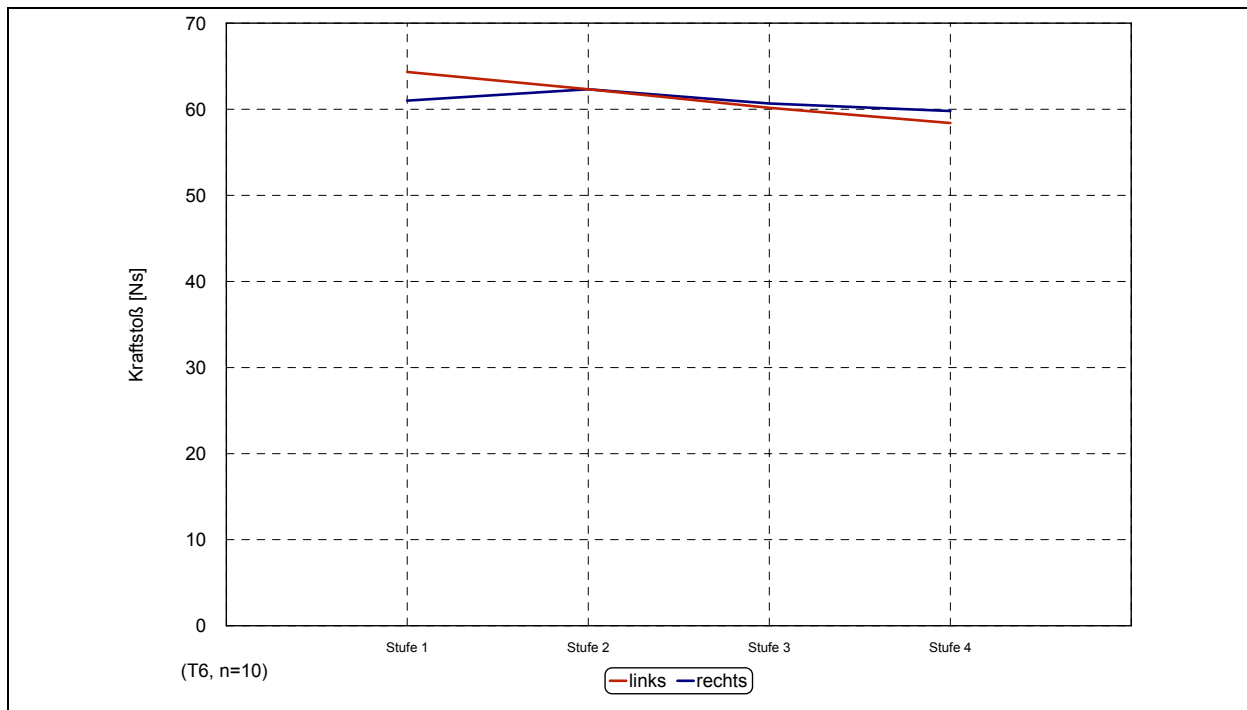


Abb. A26: Verlauf der Kraftstöße aus links und rechts bei Mädchen in den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im »Kanu-Gegenstromkanal« zu T6

Anhang II

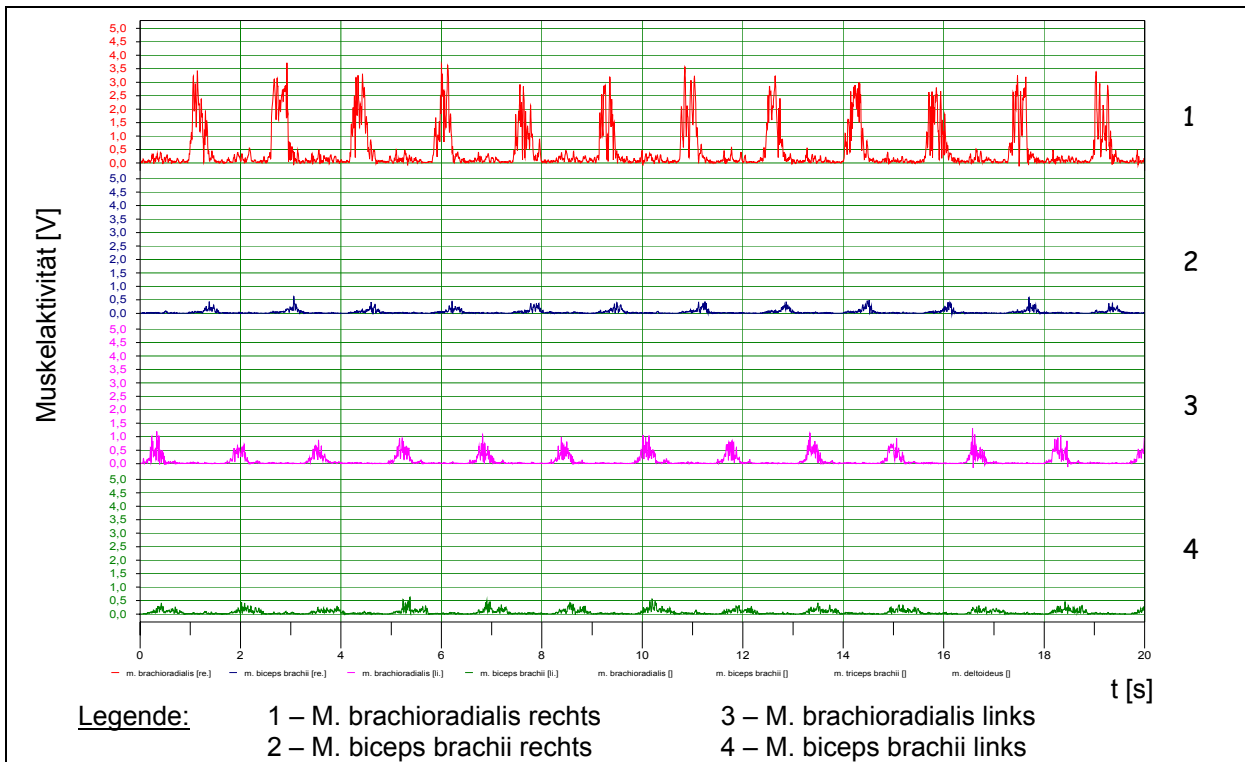


Abb. A27: EMG-Muster von SJ_407 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

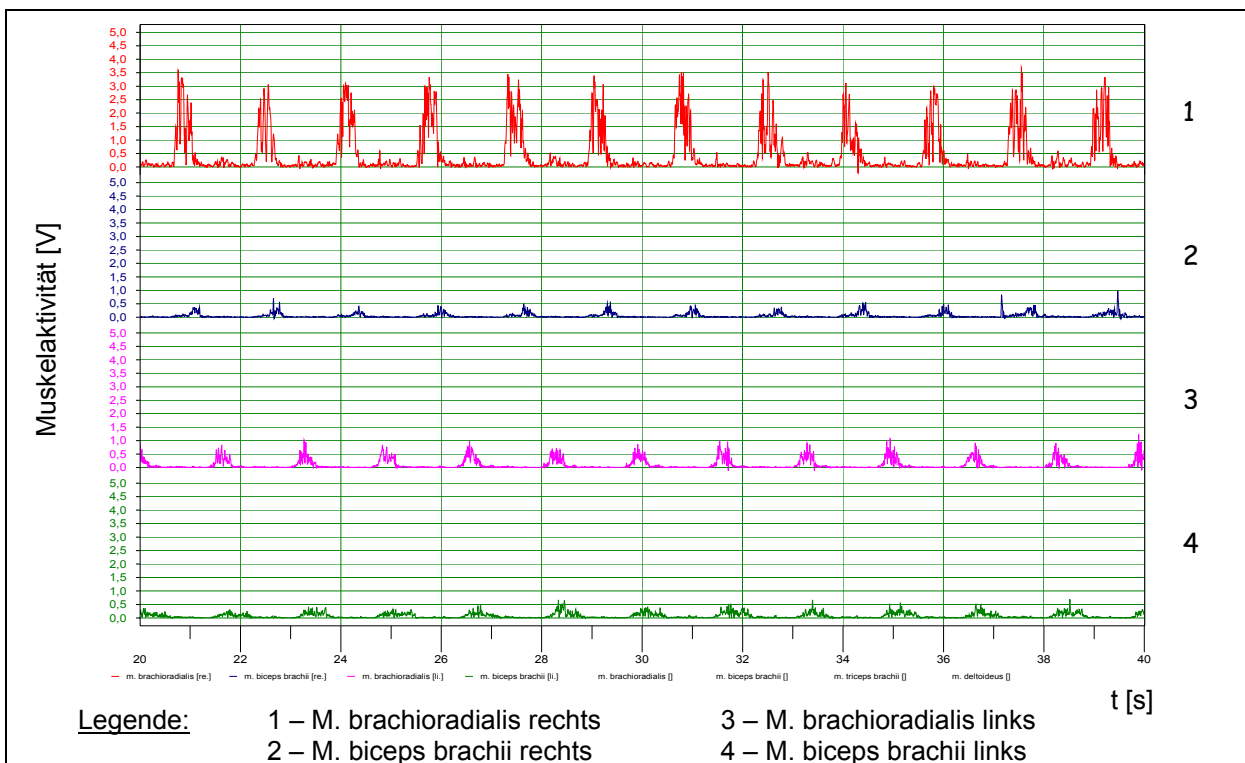


Abb. A28: EMG-Muster von SJ_407 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

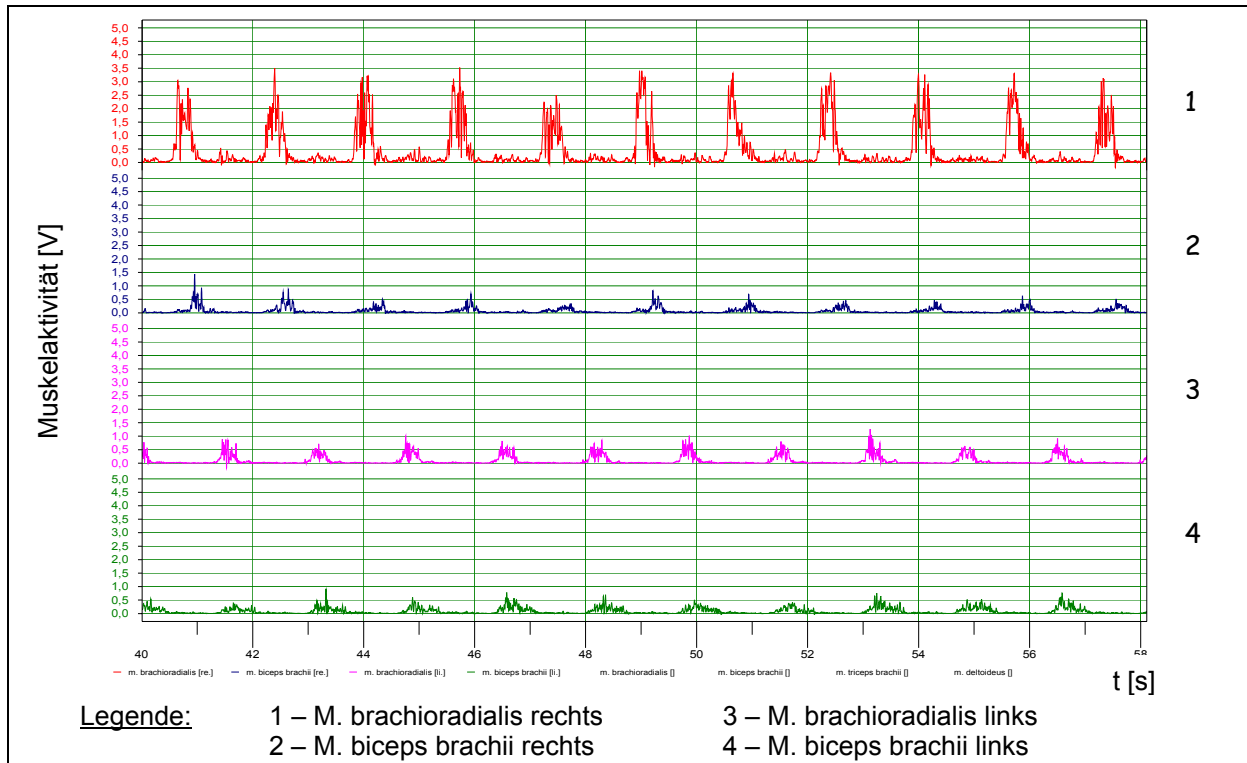


Abb. A29: EMG-Muster von SJ_407 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

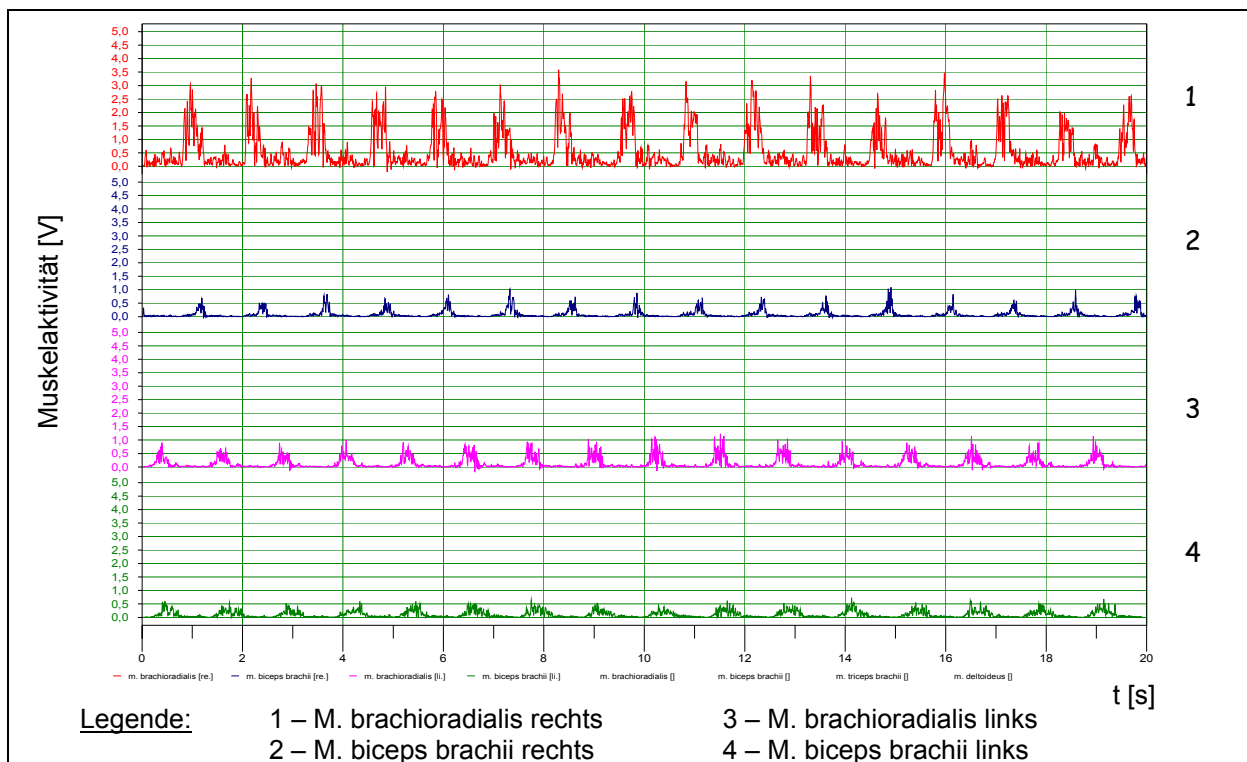


Abb. A30: EMG-Muster von SJ_407 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

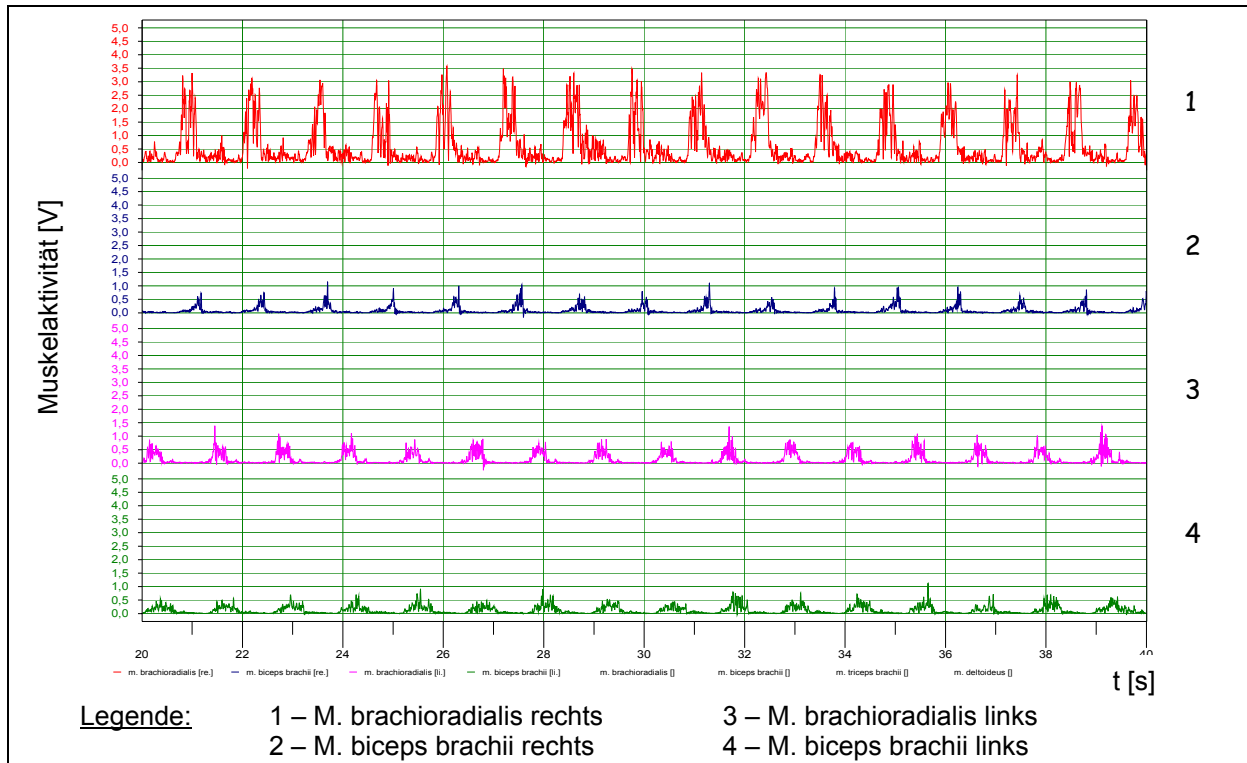


Abb. A31: EMG-Muster von SJ_407 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

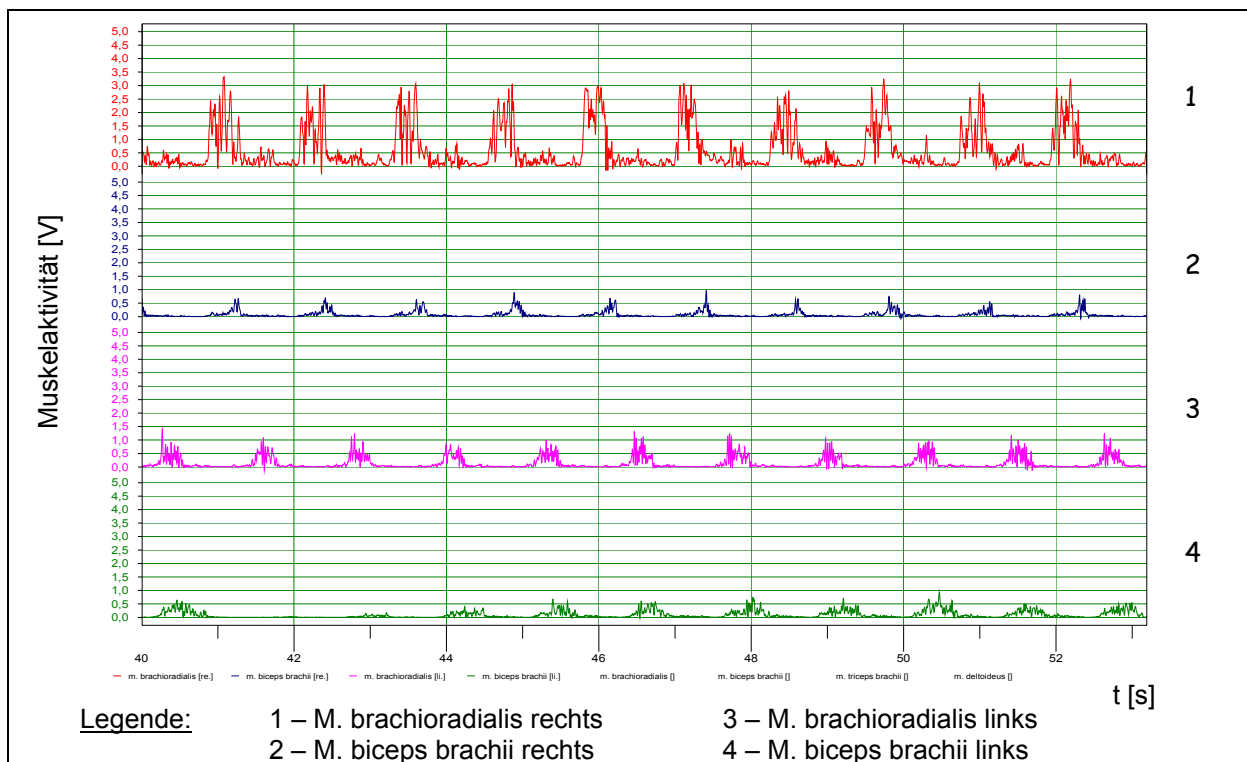


Abb. A32: EMG-Muster von SJ_407 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

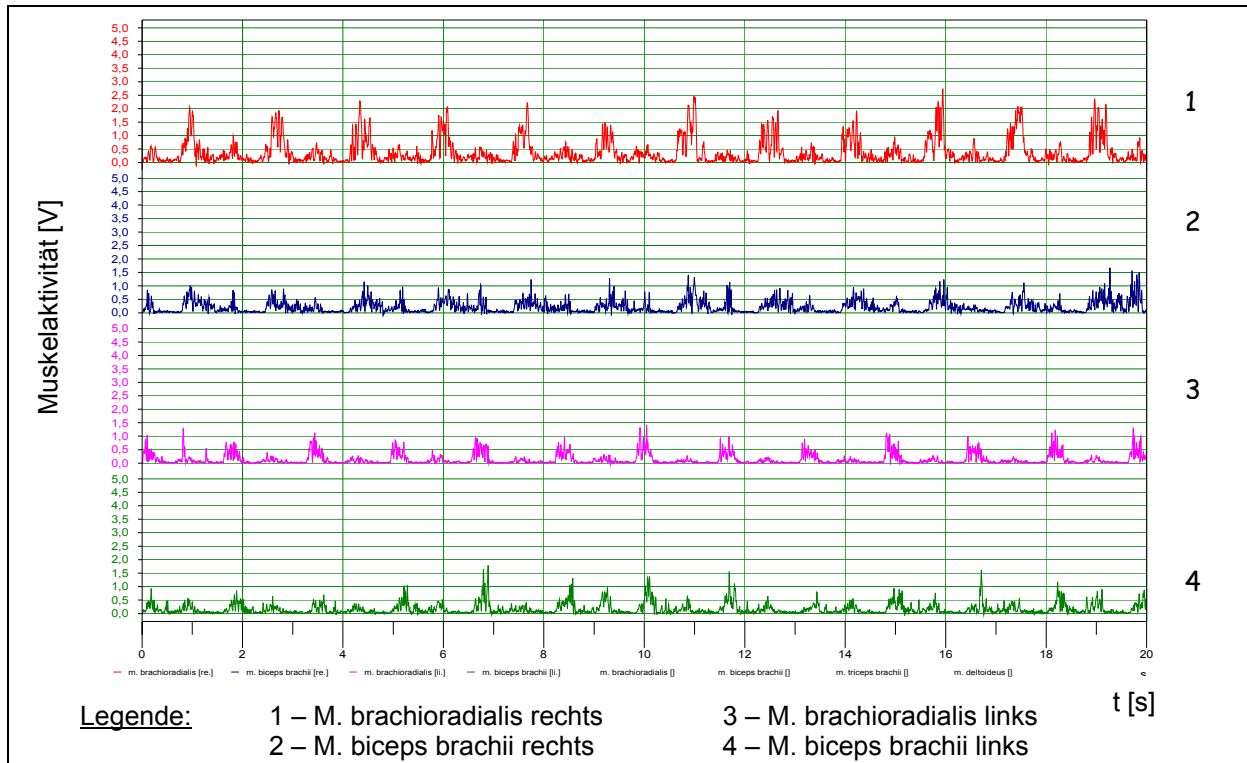


Abb. A33: EMG-Muster von RW_106 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

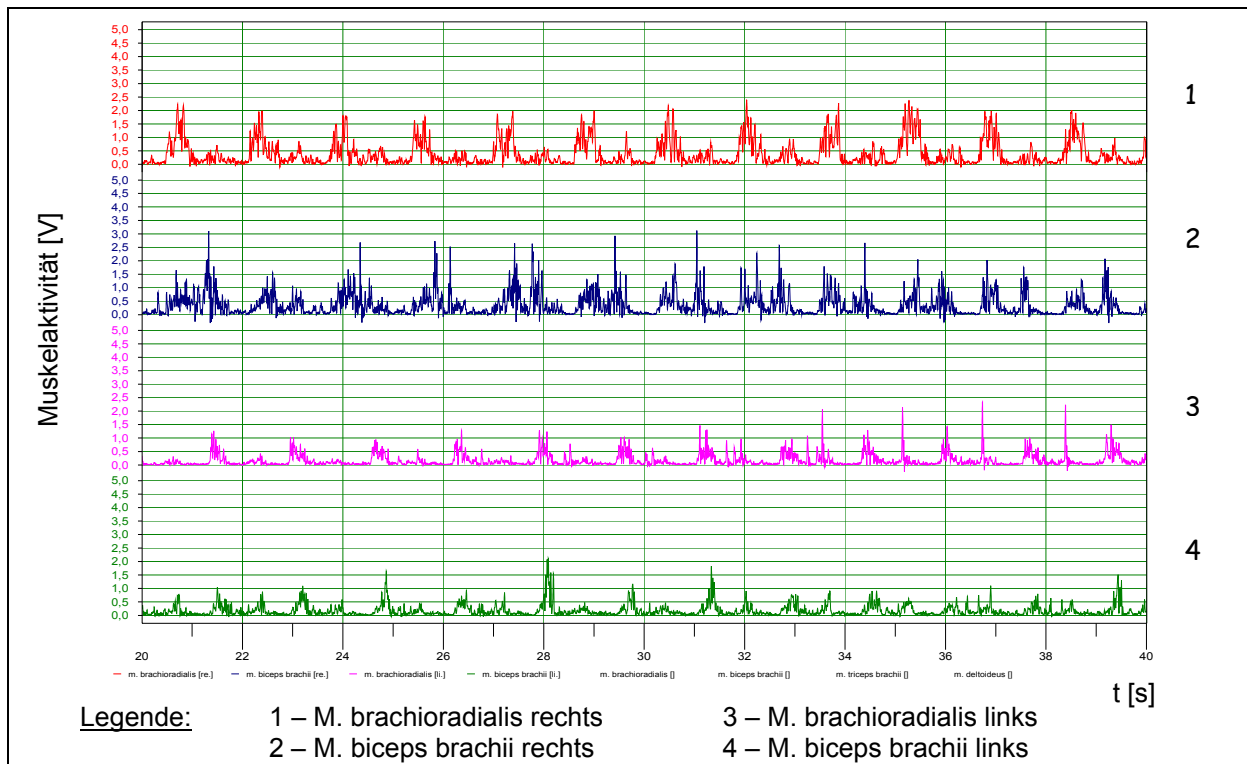


Abb. A34: EMG-Muster von RW_106 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

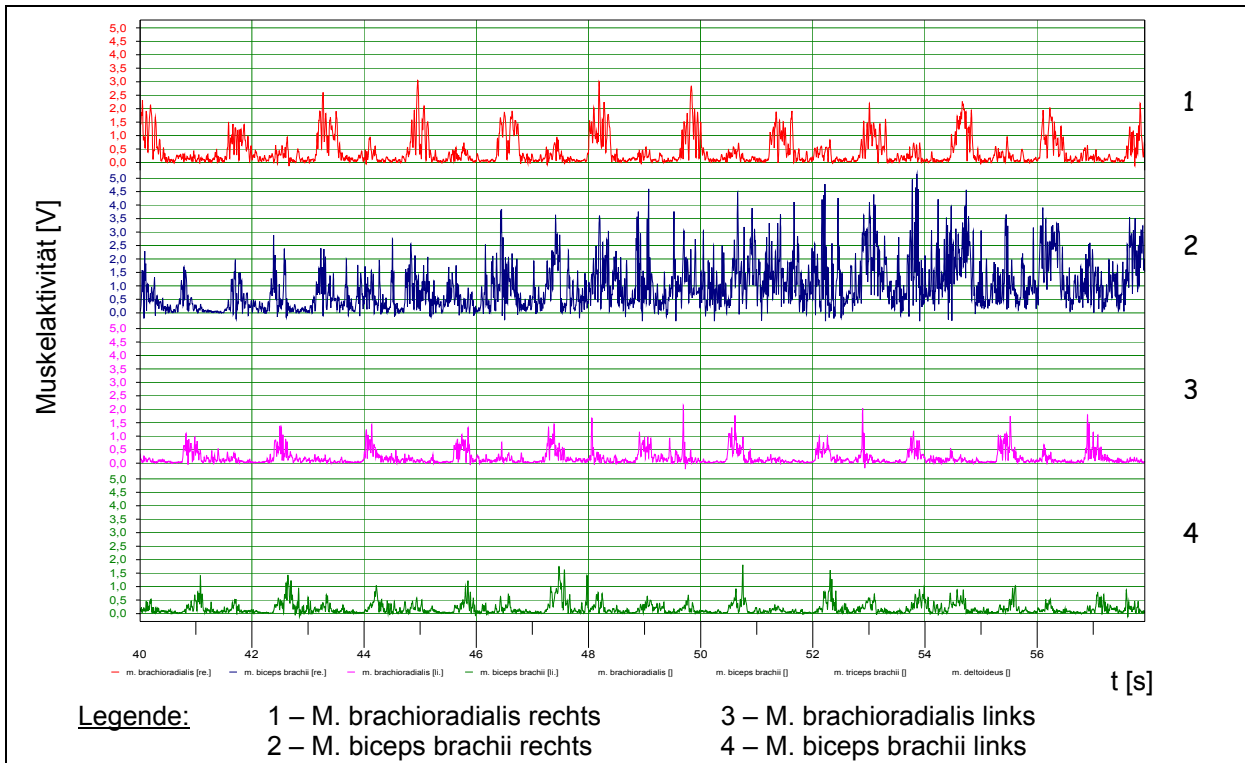


Abb. A35: EMG-Muster von RW_106 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 57,92 s)

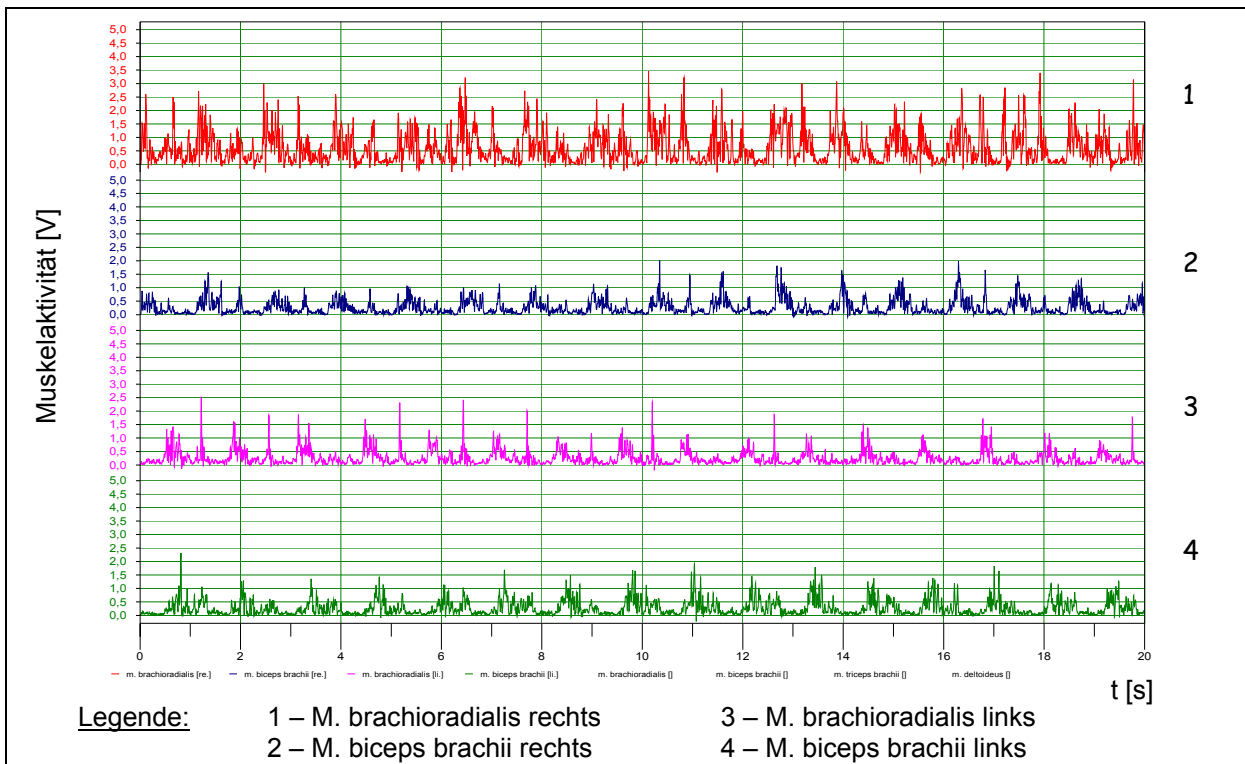


Abb. A36: EMG-Muster von RW_106 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

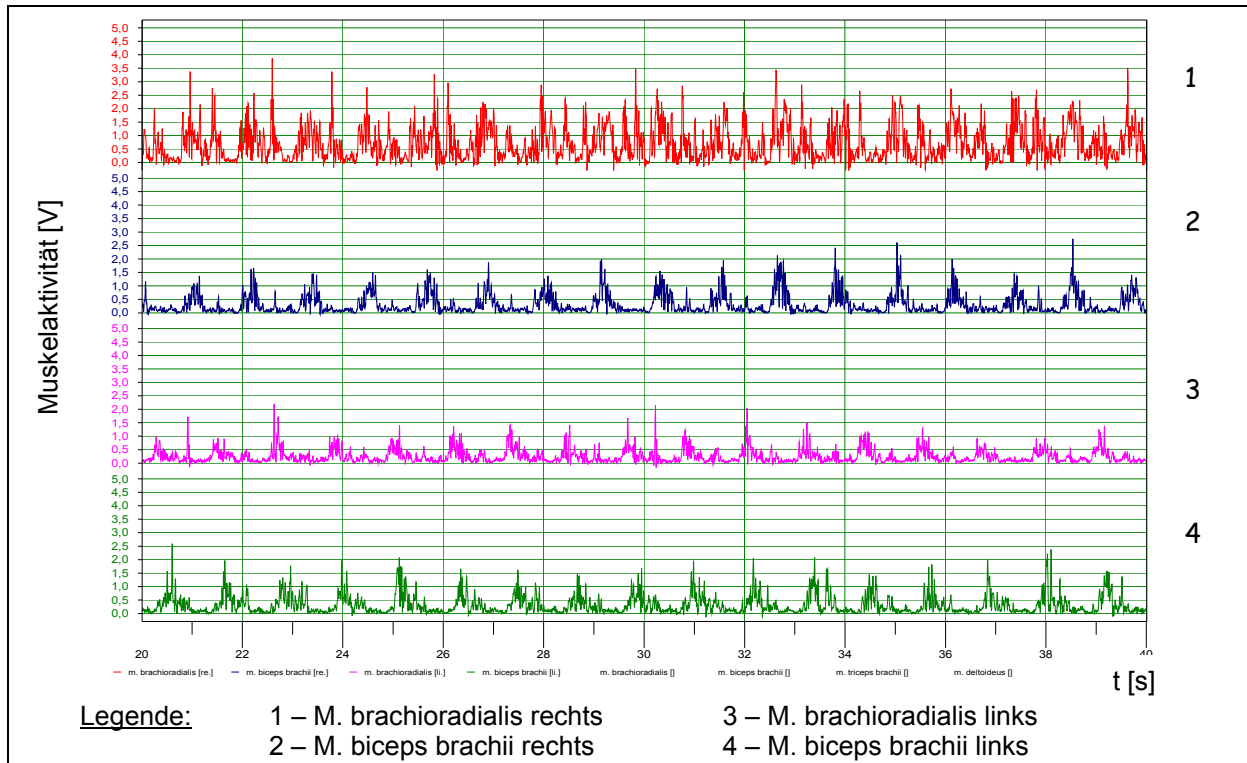


Abb. A37: EMG-Muster von RW_106 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

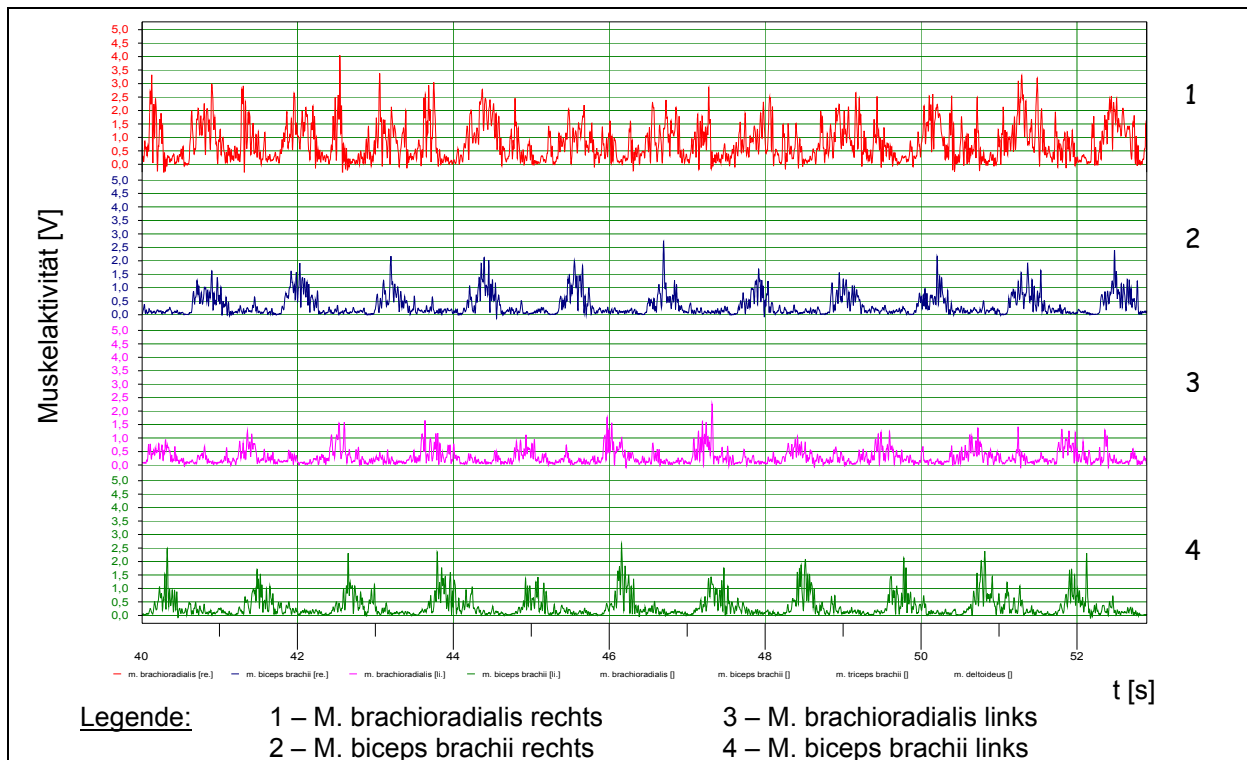


Abb. A38: EMG-Muster von RW_106 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 52,89 s)

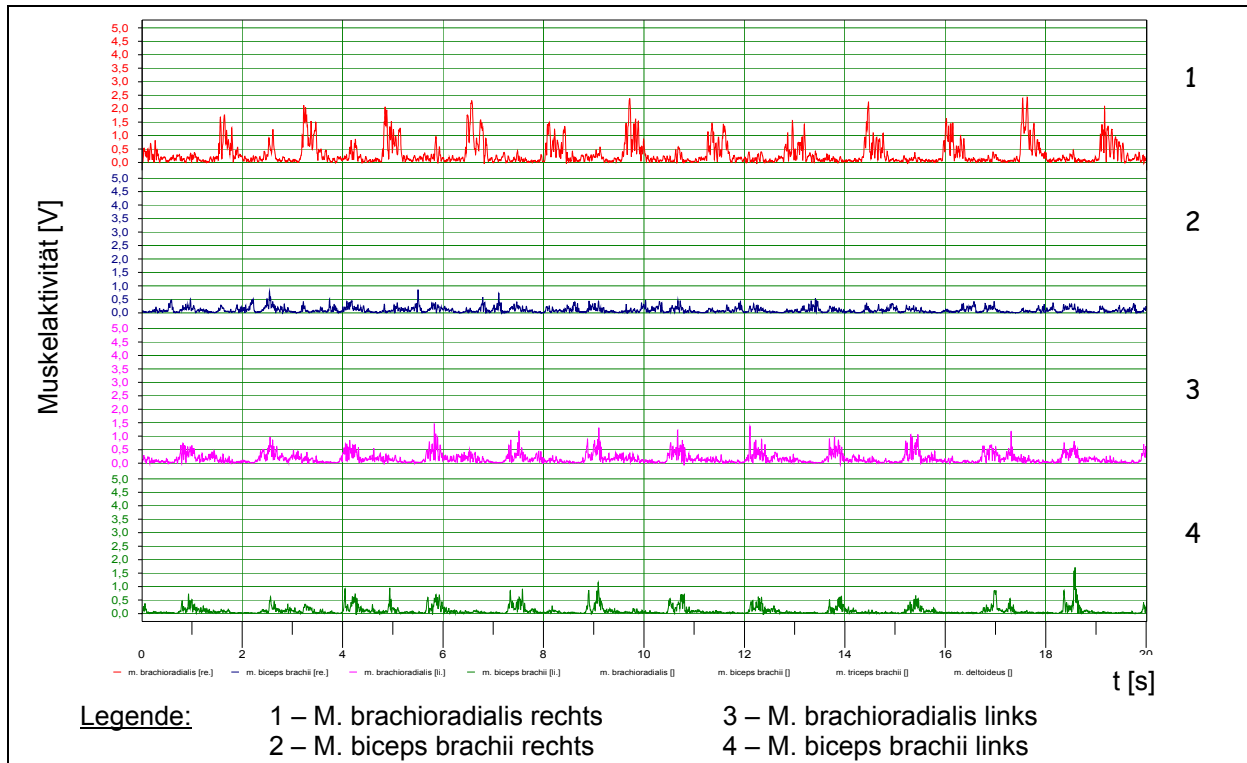


Abb. A39: EMG-Muster von RP_433 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

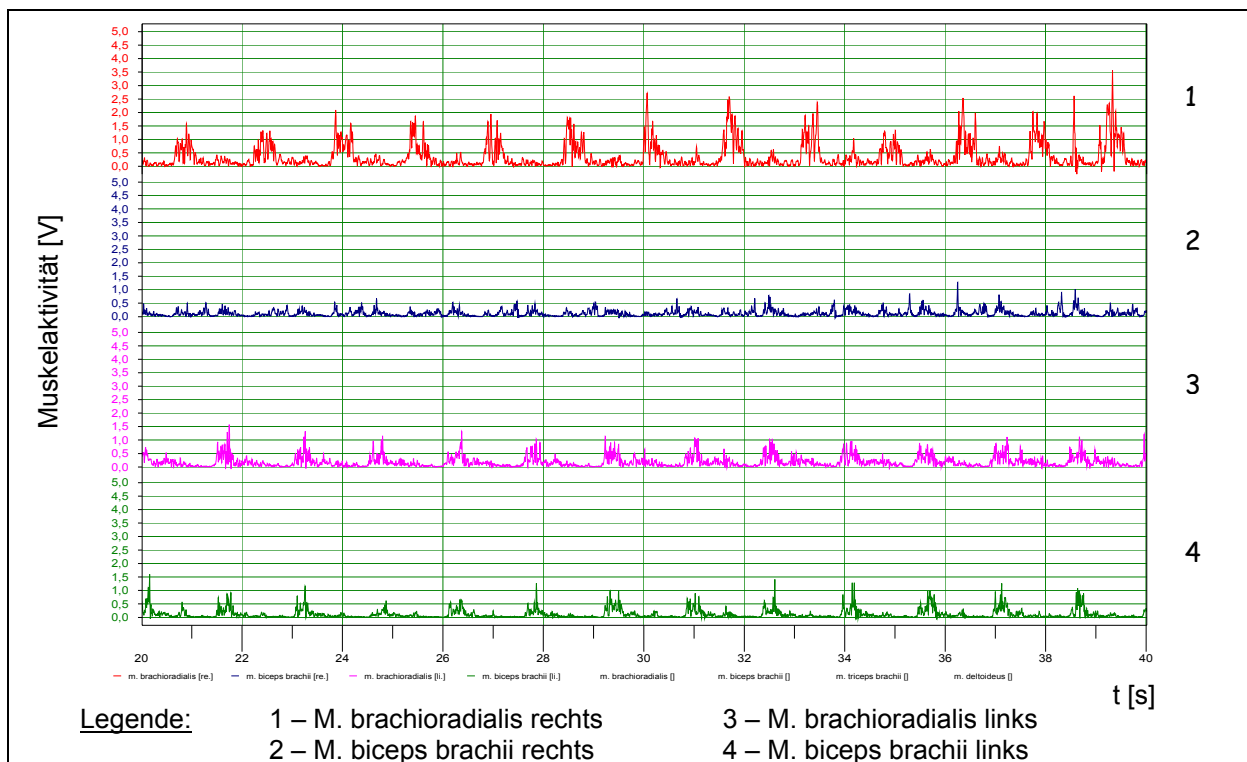


Abb. A40: EMG-Muster von RP_433 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

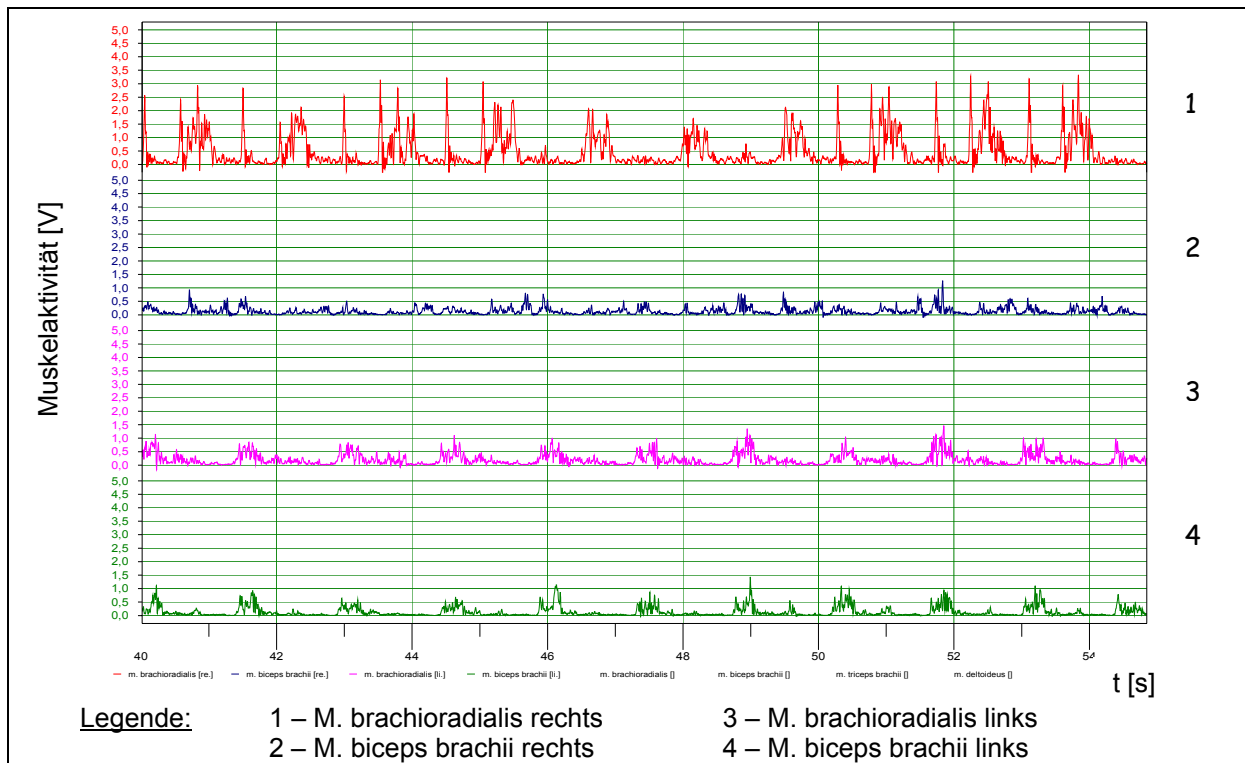


Abb. A41: EMG-Muster von RP_433 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 54,84 s)

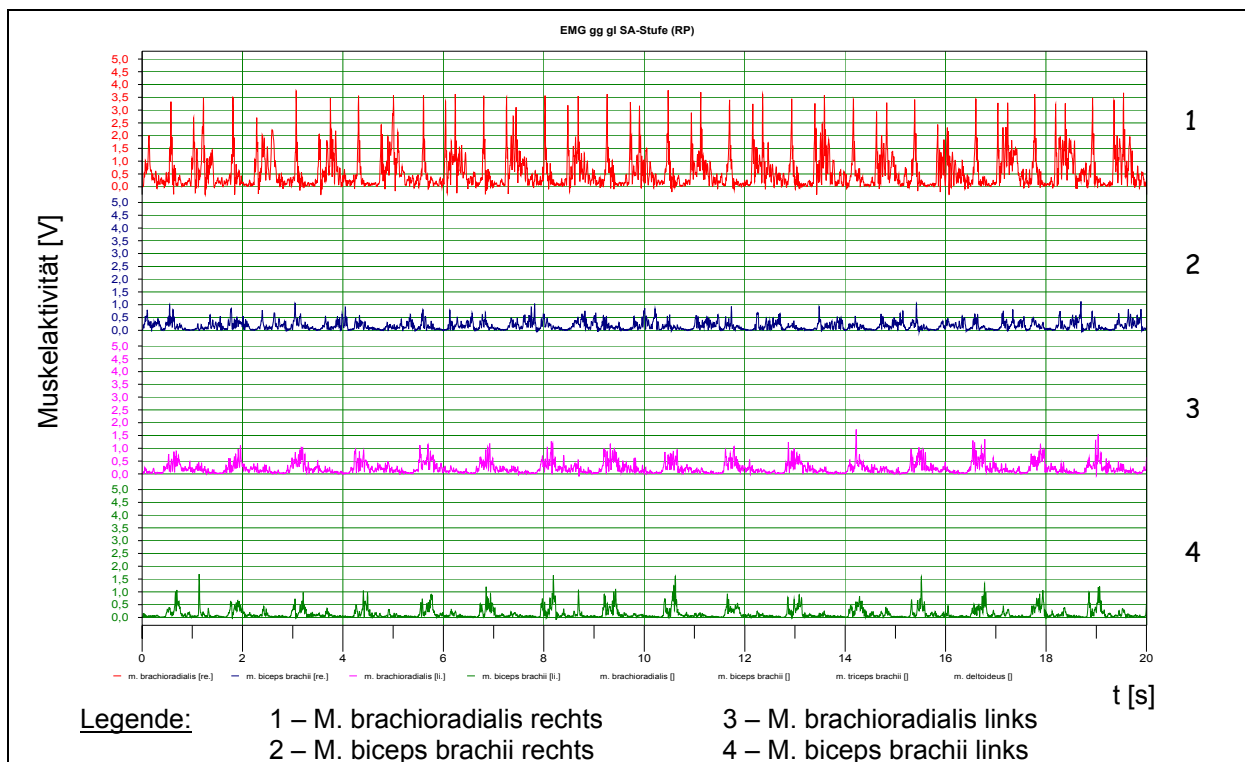


Abb. A42: EMG-Muster von RP_433 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

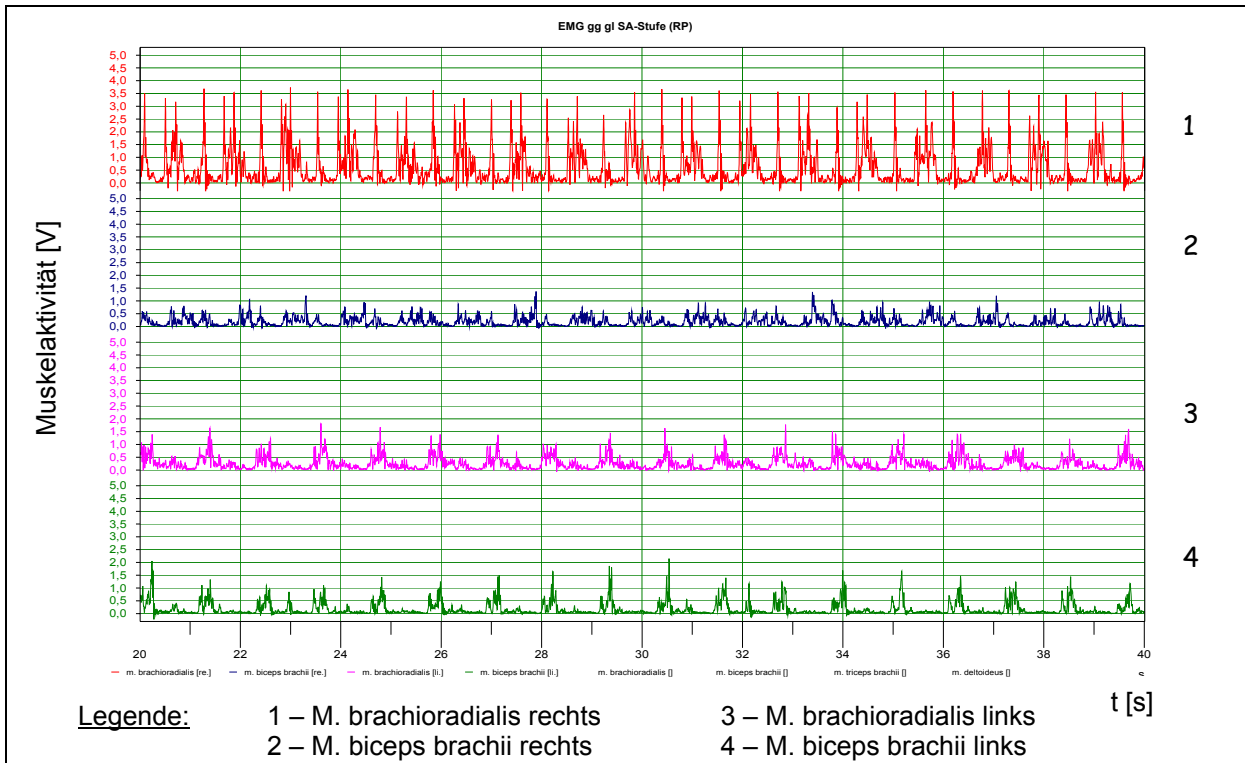


Abb. A43: EMG-Muster von RP_433 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

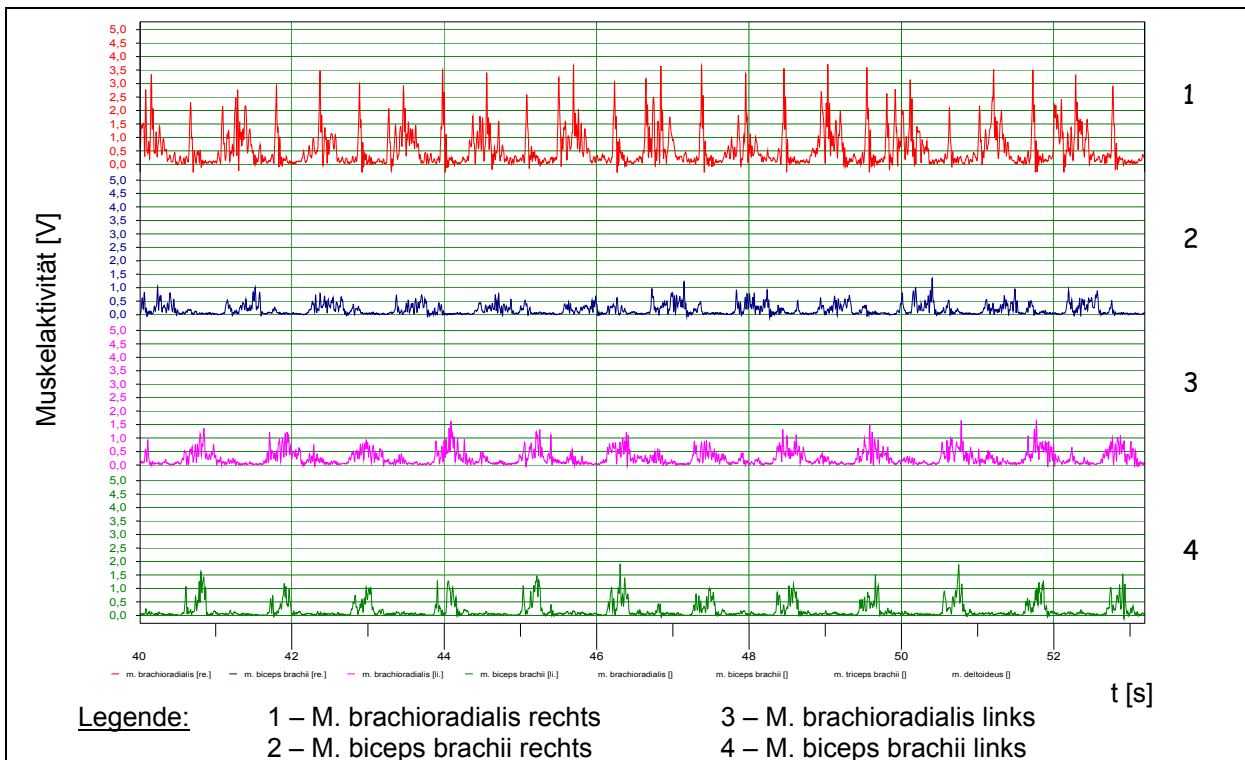


Abb. A44: EMG-Muster von RP_433 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

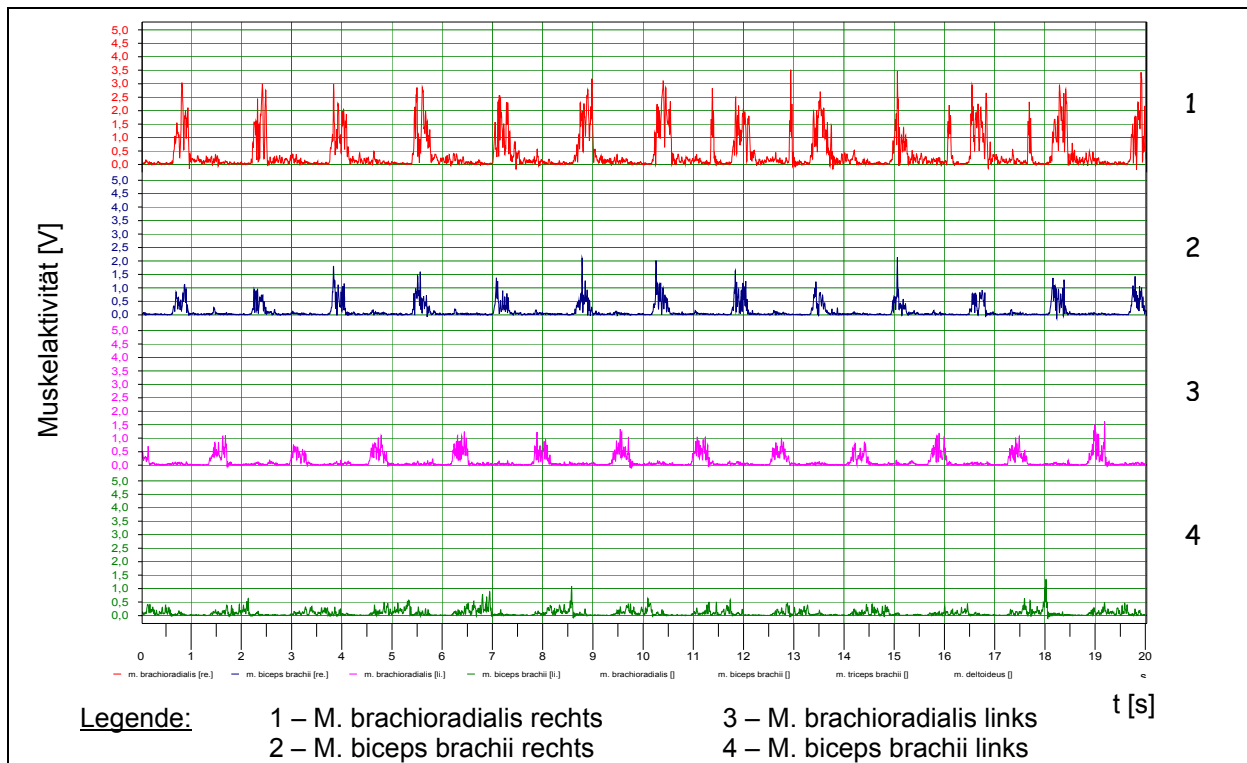


Abb. A45: EMG-Muster von FK_422 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

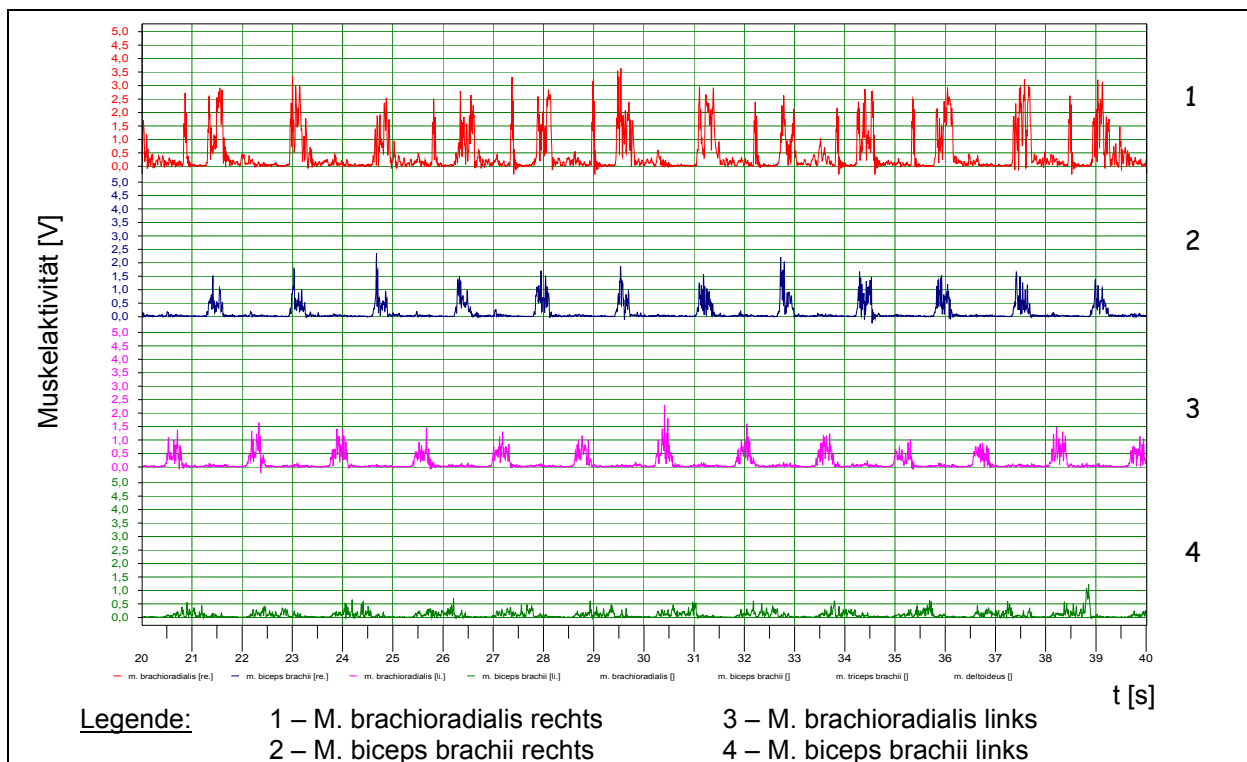


Abb. A46: EMG-Muster von FK_422 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

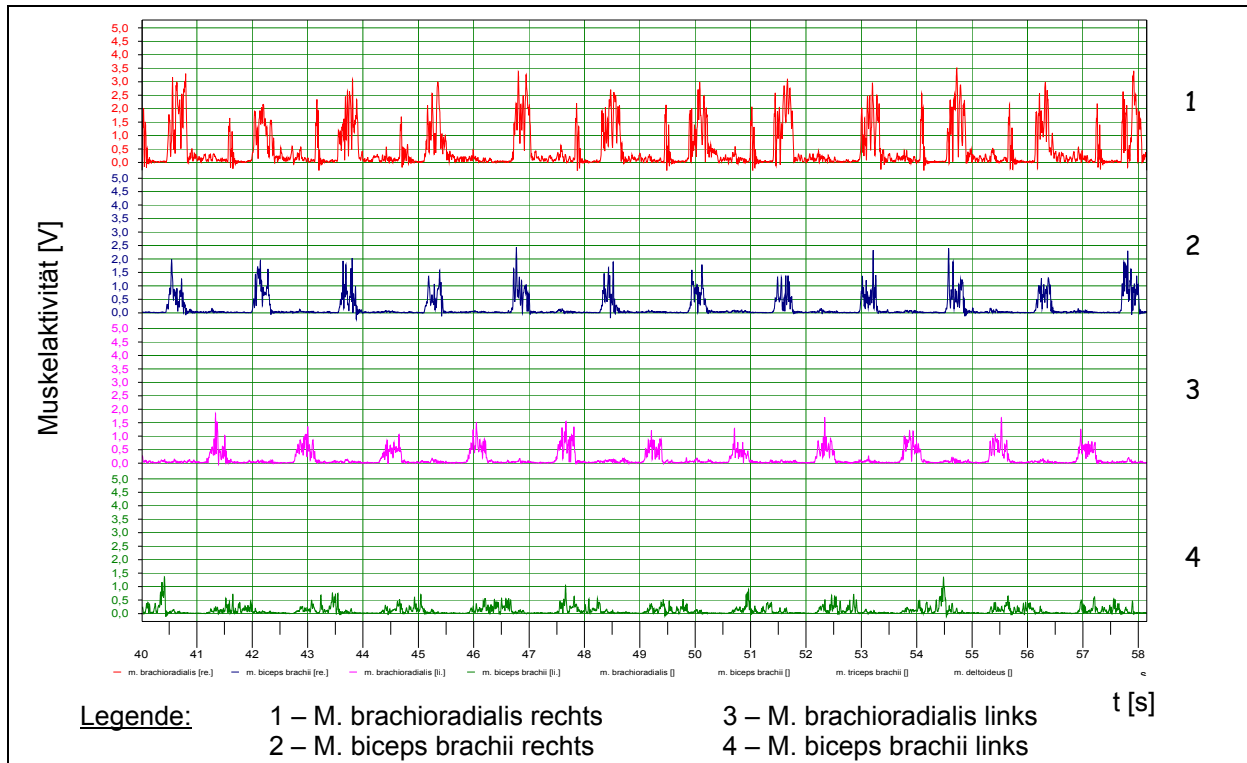


Abb. A47: EMG-Muster von FK_422 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

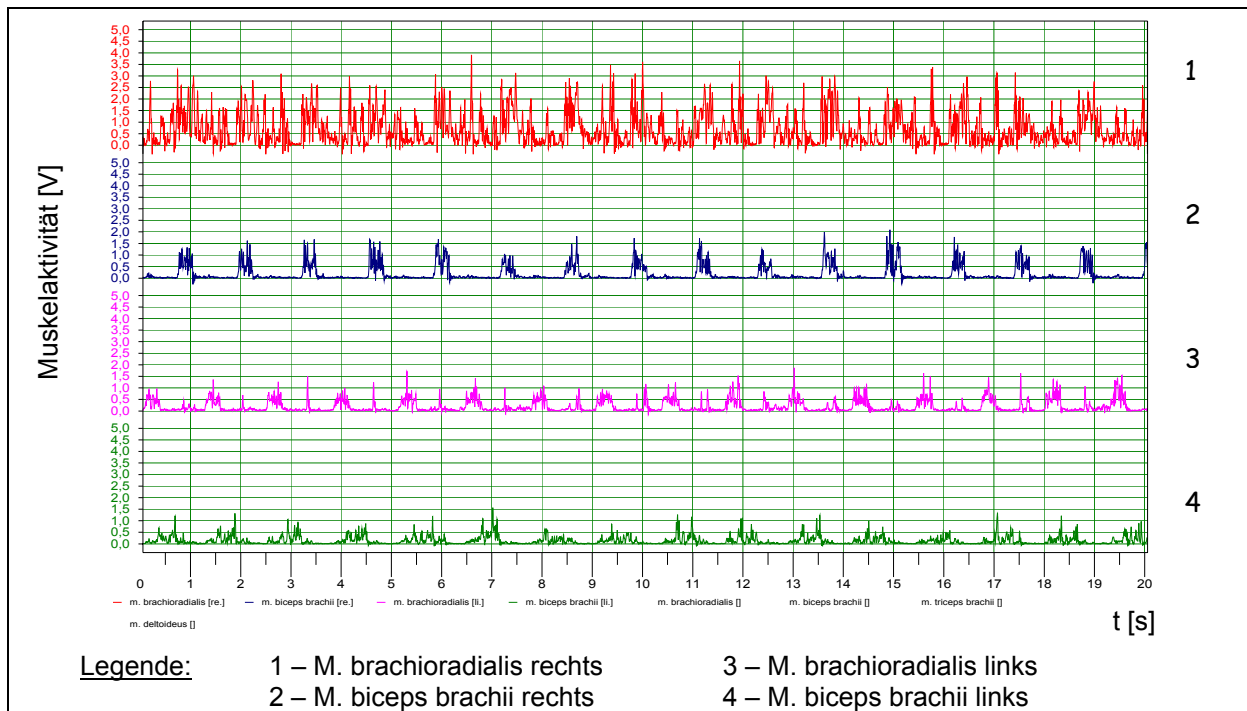


Abb. A48: EMG-Muster von FK_422 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

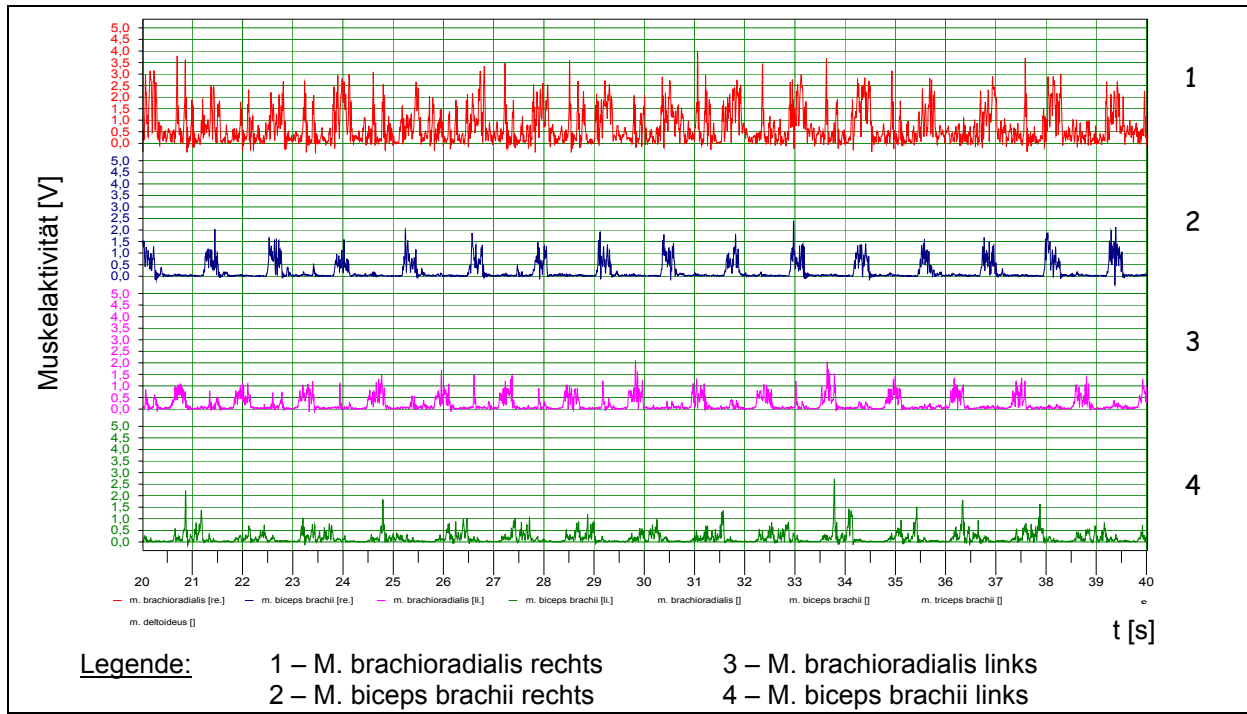


Abb. A49: EMG-Muster von FK_422 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

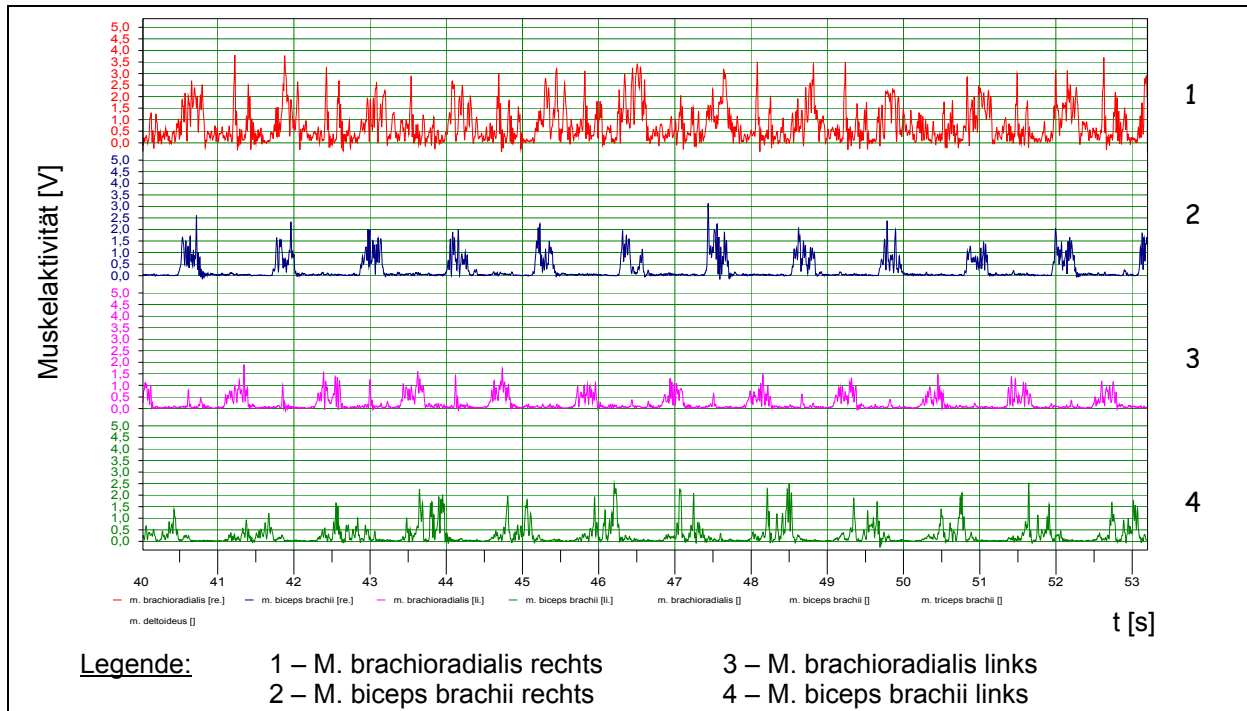


Abb. A50: EMG-Muster von FK_422 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

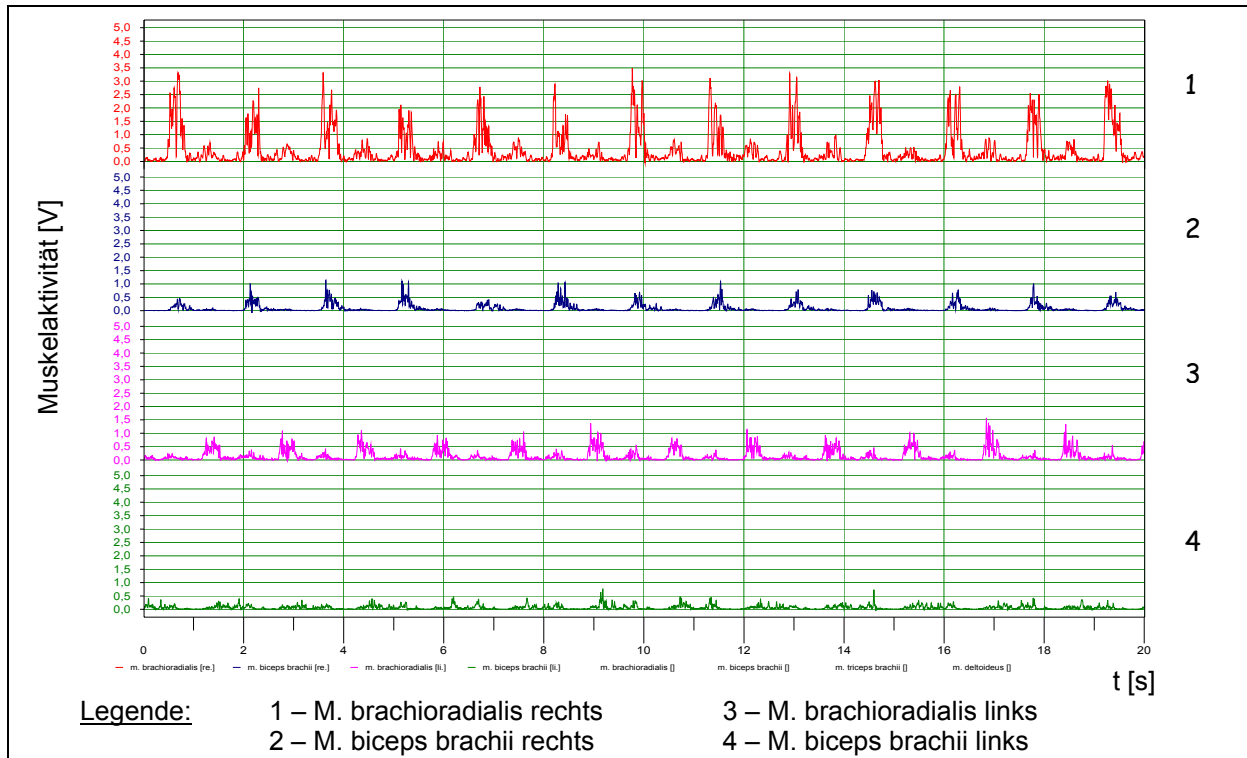


Abb. A51: EMG-Muster von ML_105 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

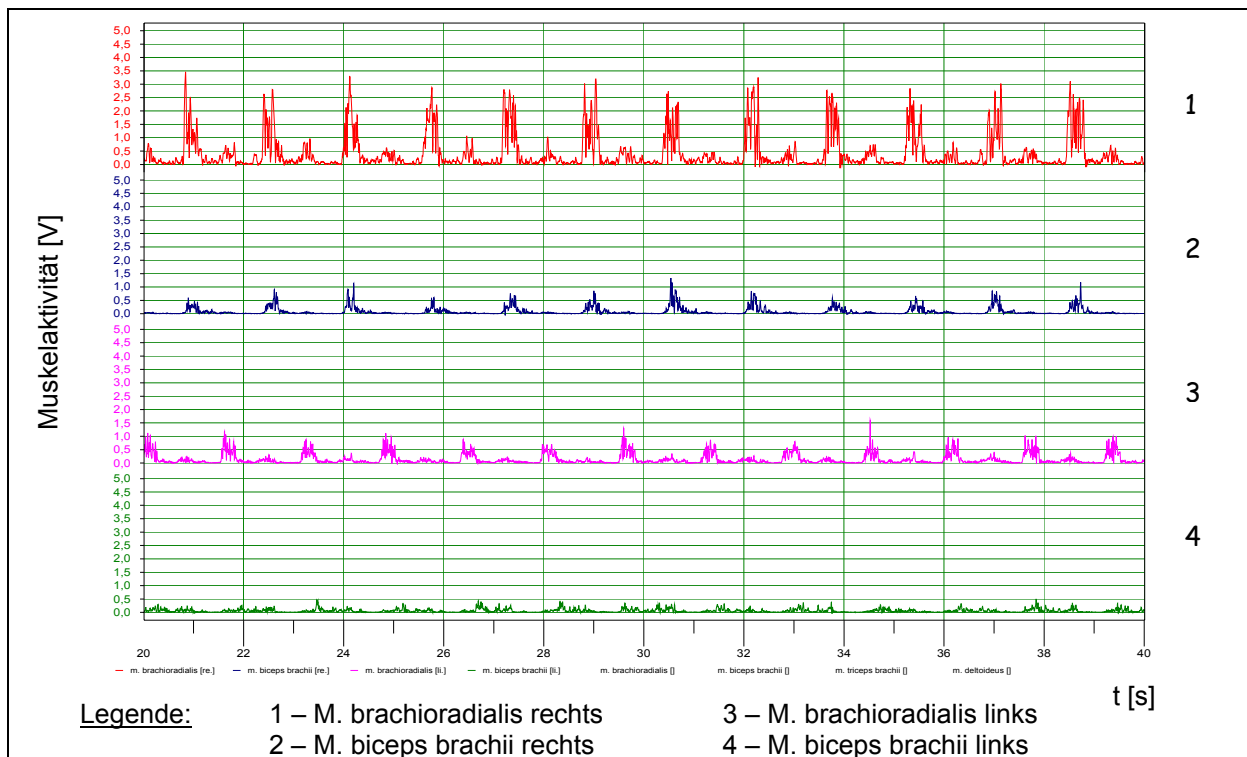


Abb. A52: EMG-Muster von ML_105 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

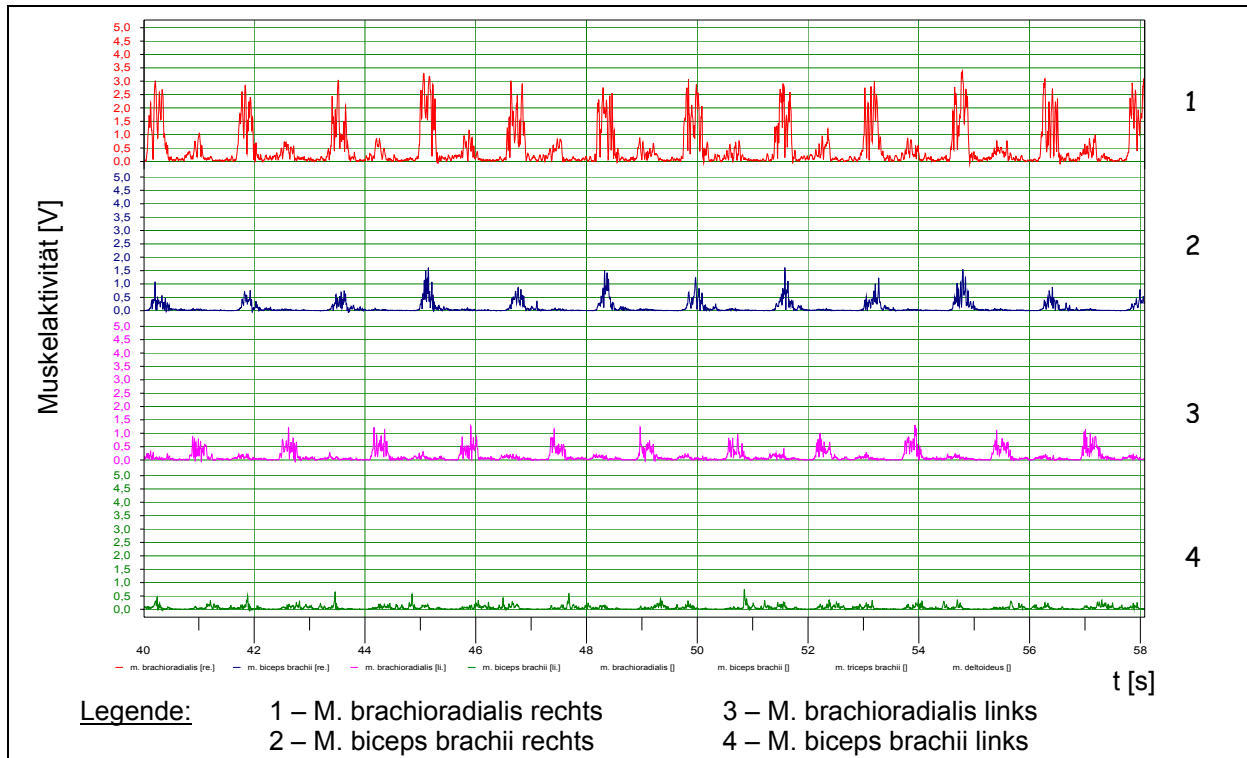


Abb. A53: EMG-Muster von ML_105 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

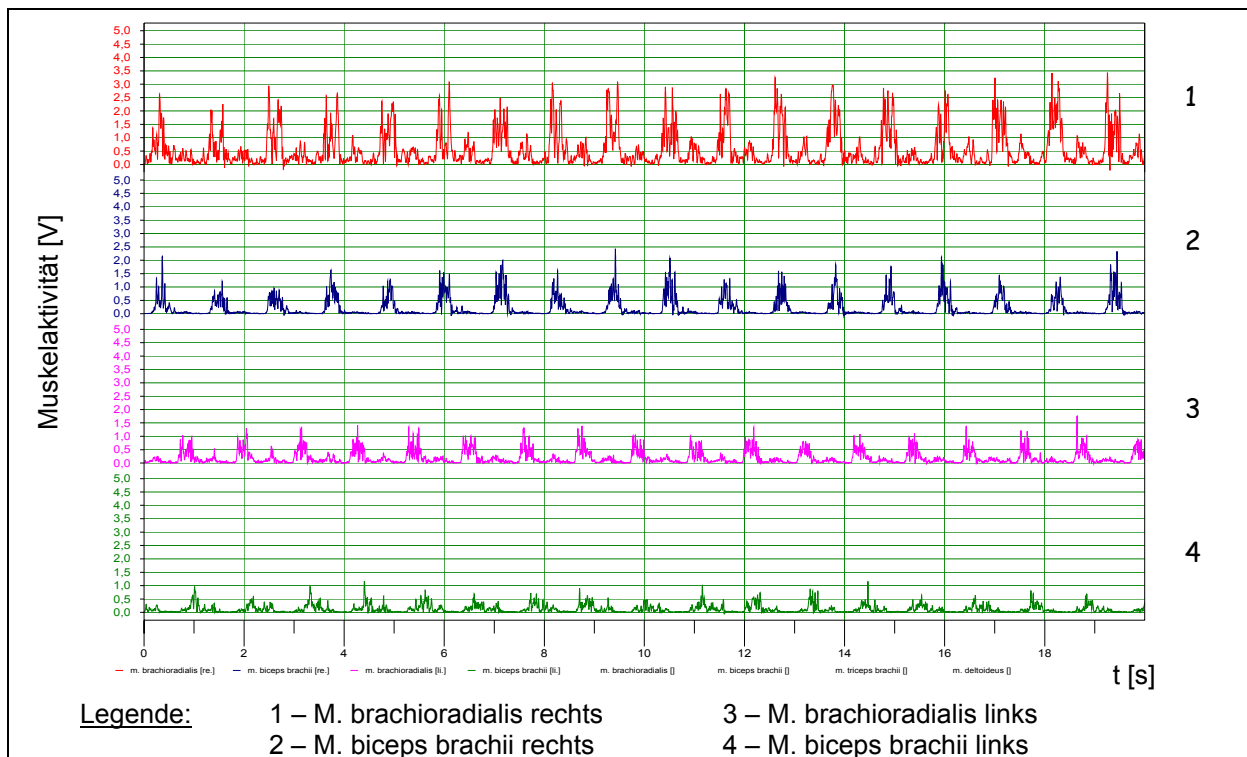


Abb. A54: EMG-Muster von ML_105 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

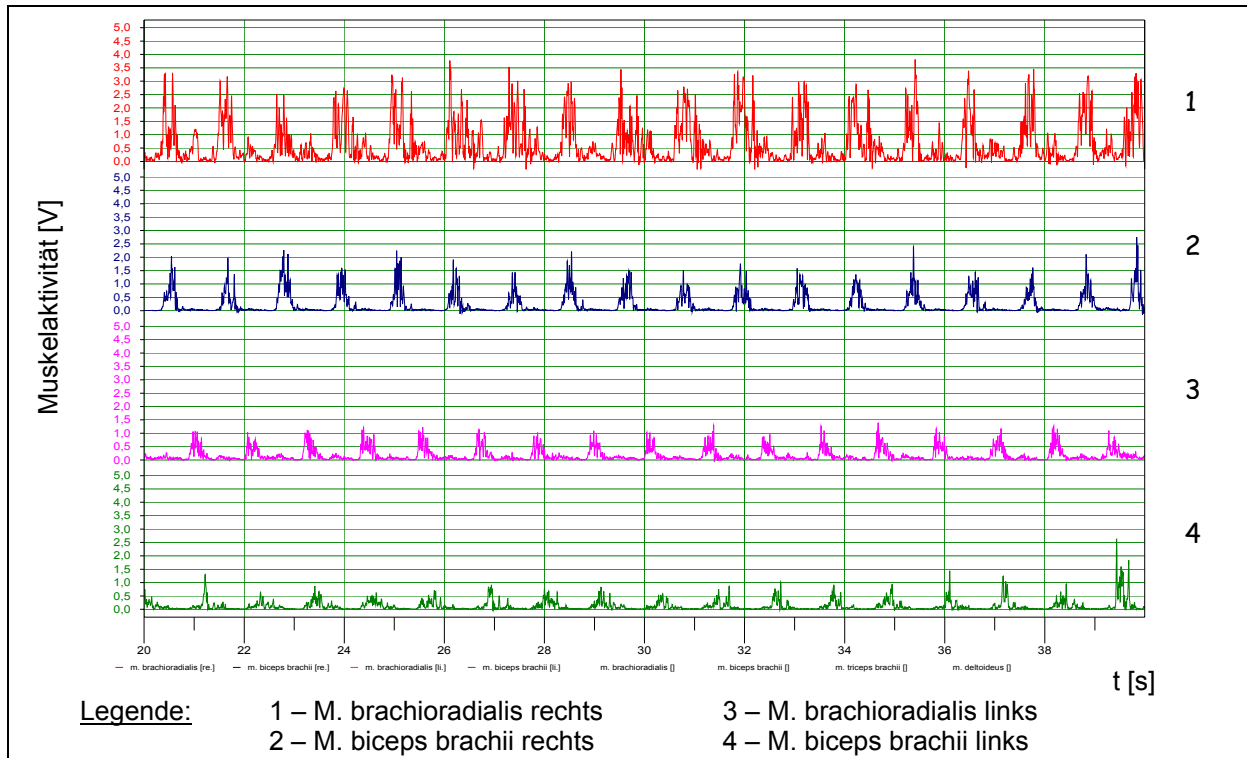


Abb. A55: EMG-Muster von ML_105 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

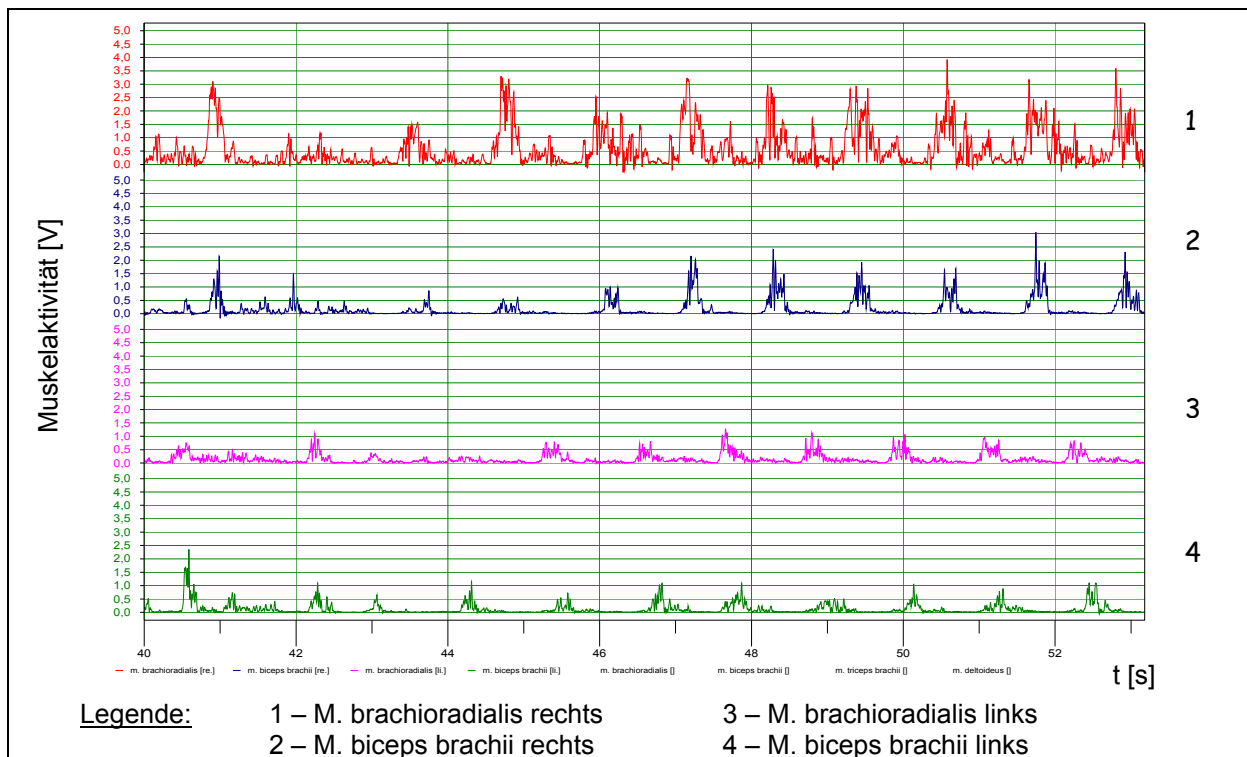


Abb. A56: EMG-Muster von ML_105 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

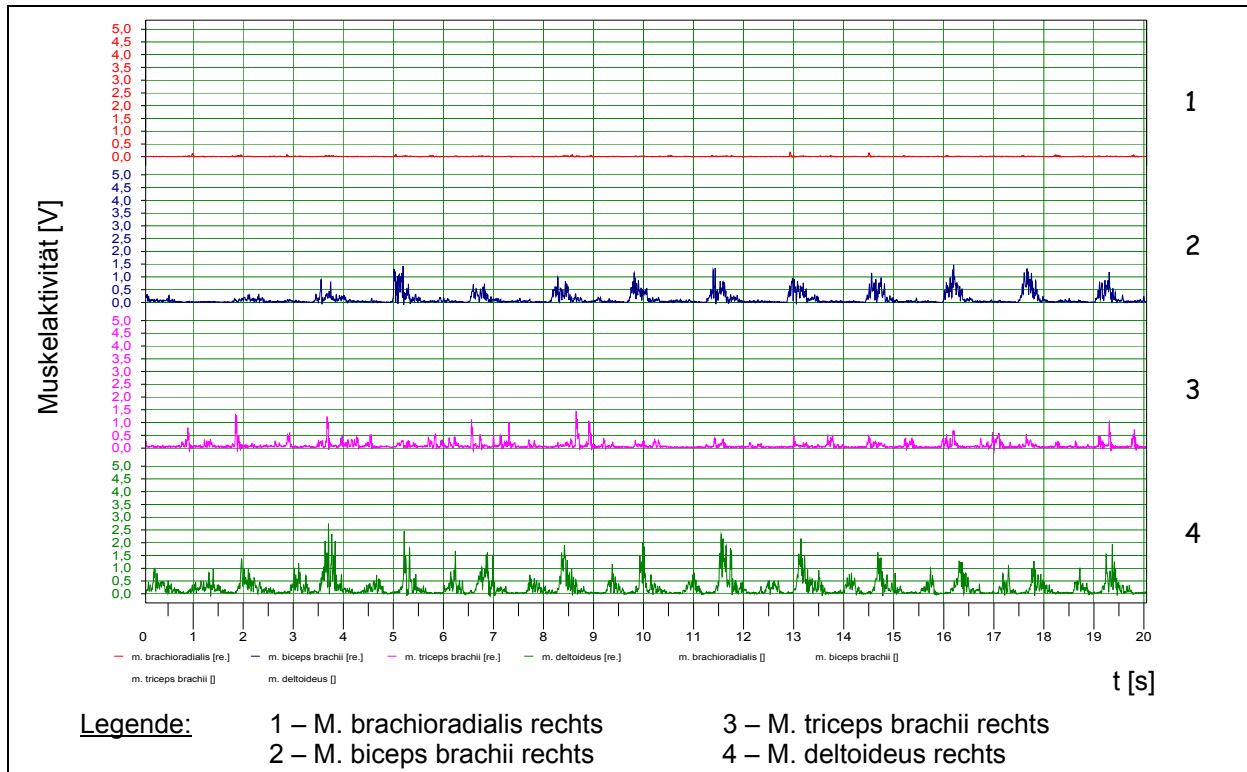


Abb. A57: EMG-Muster von MD_102 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

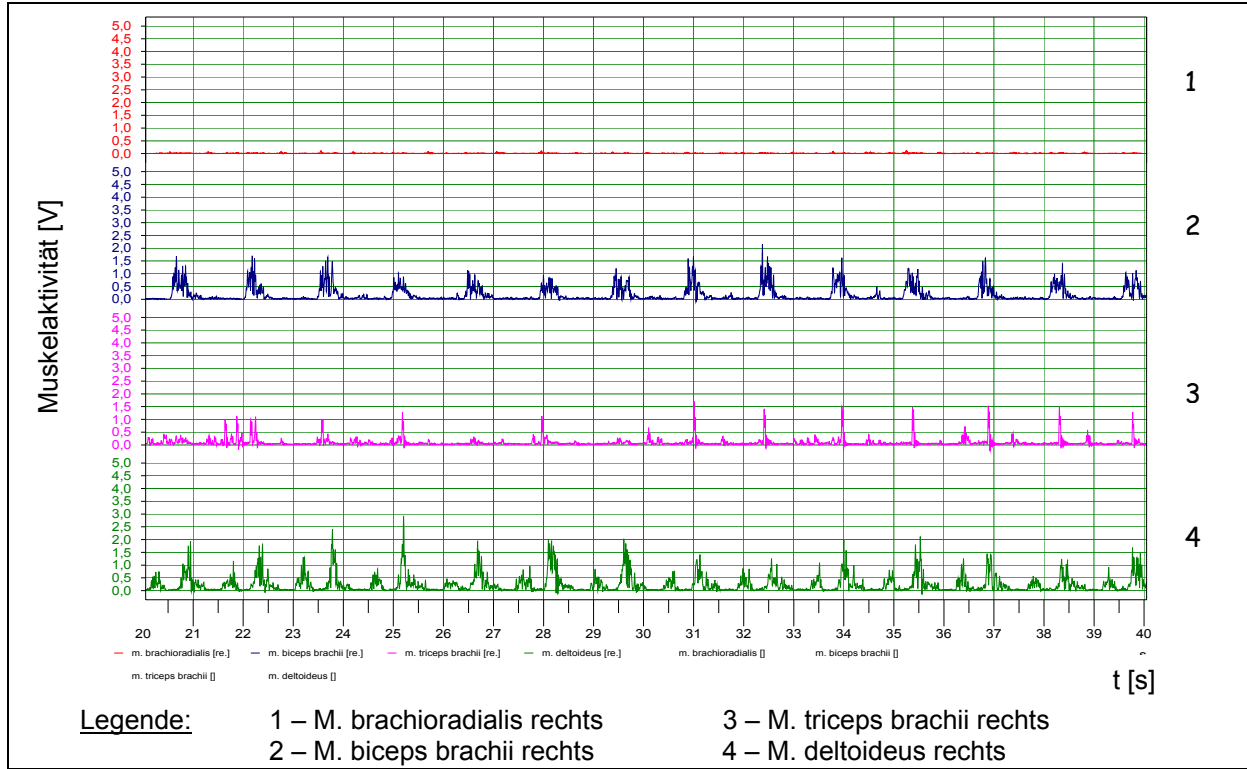


Abb. A58: EMG-Muster von MD_102 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

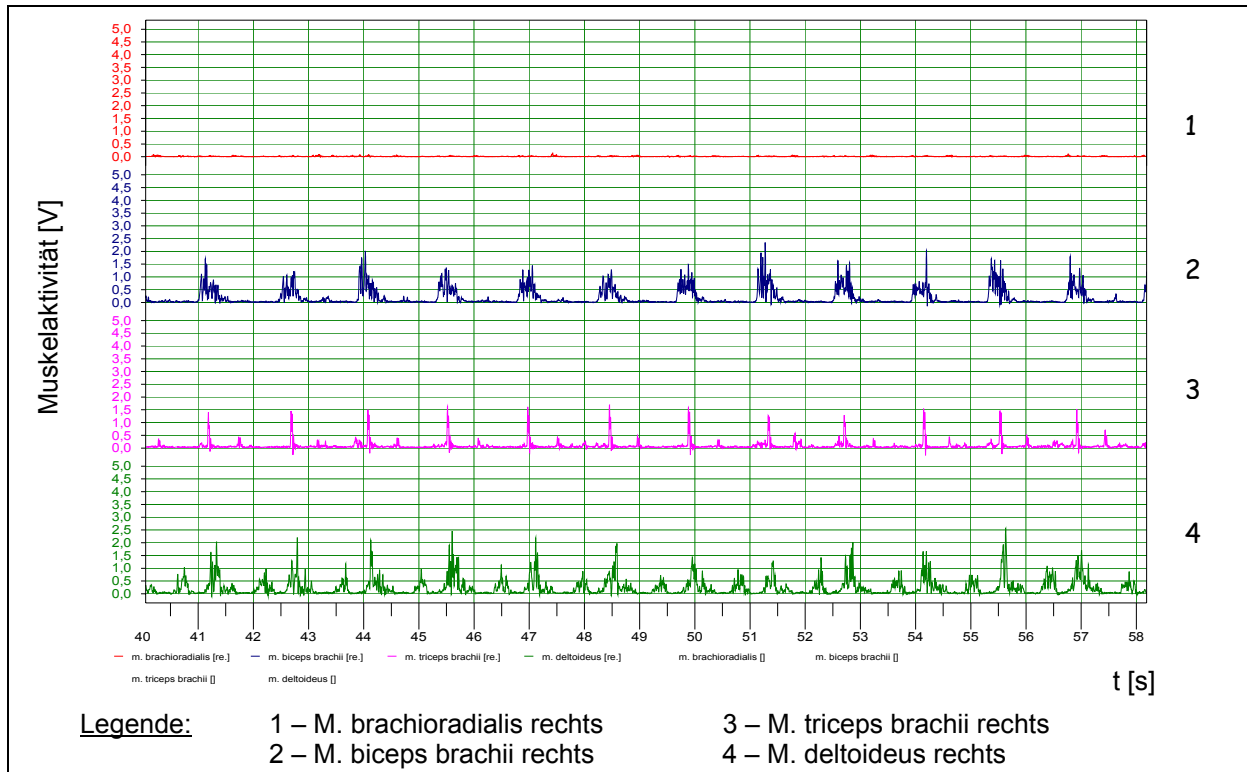


Abb. A59: EMG-Muster von MD_102 in der GA2-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 58,14 s)

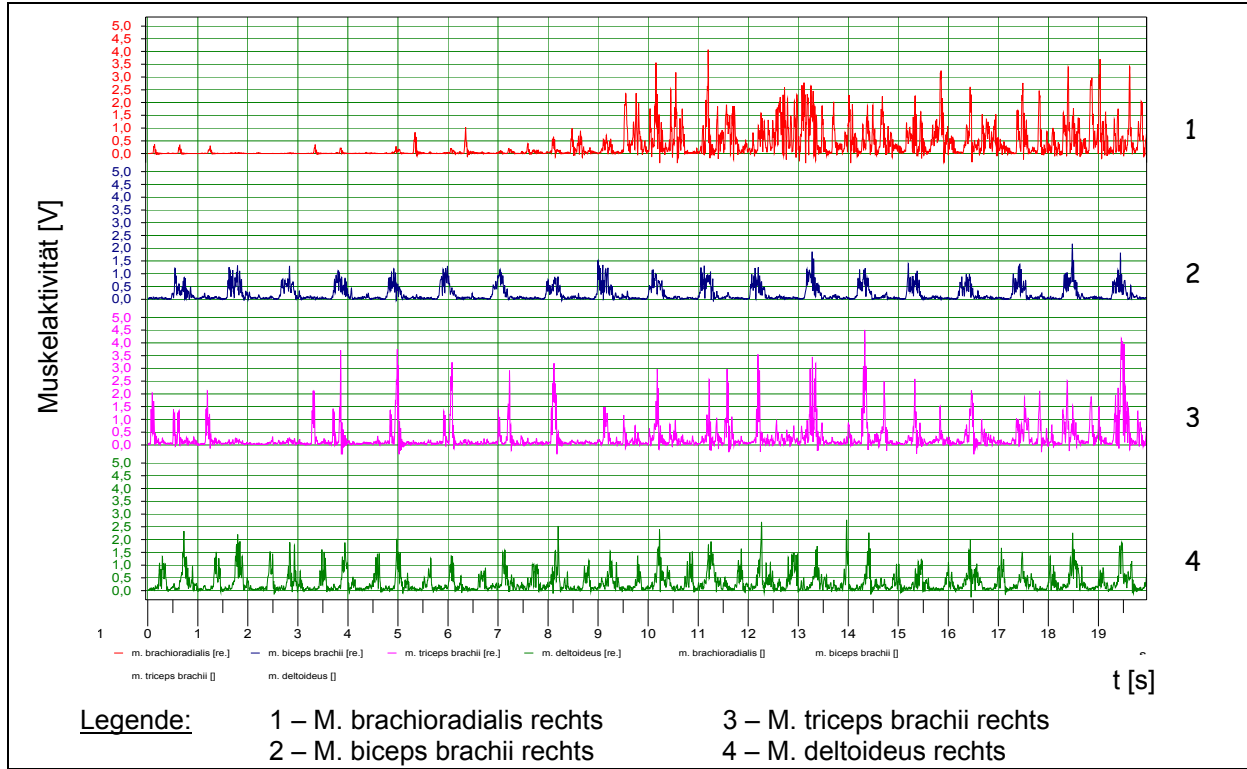


Abb. A60: EMG-Muster von MD_102 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des ersten Zeitintervalls (Start – 20 s)

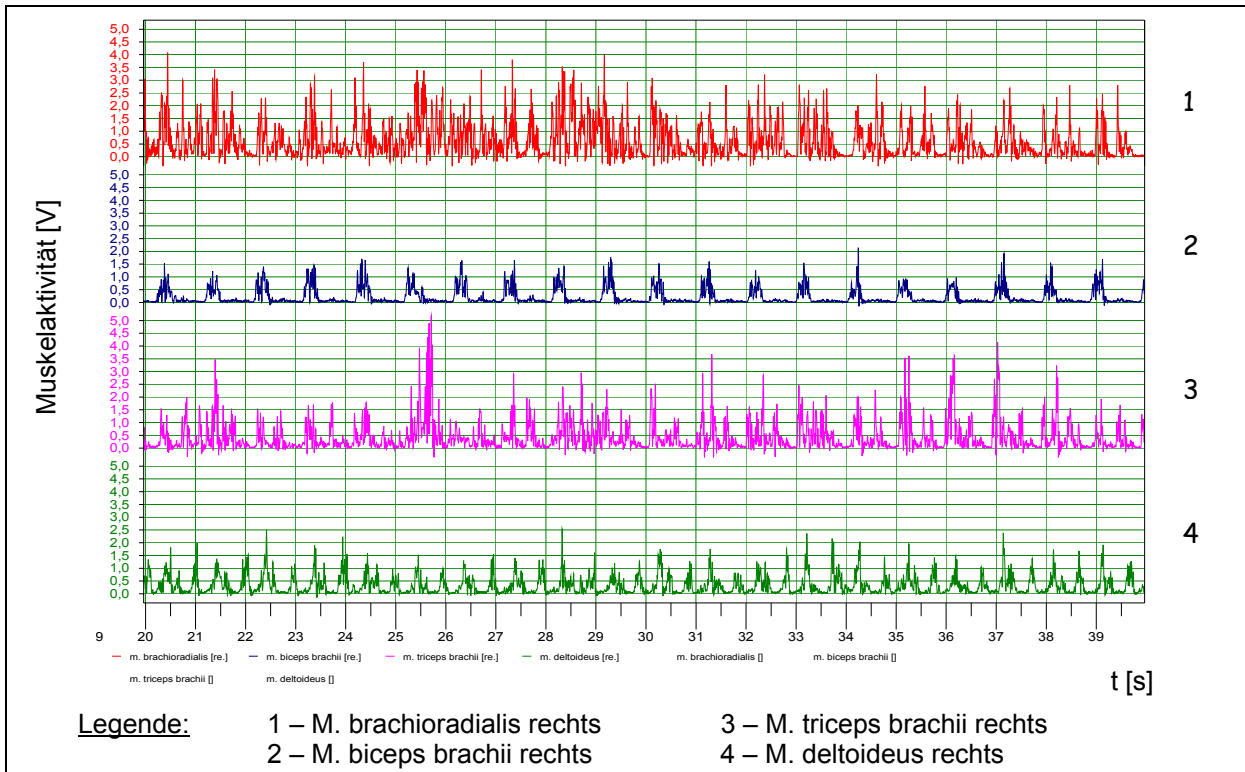


Abb. A61: EMG-Muster von MD_102 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des zweiten Zeitintervalls (20 – 40 s)

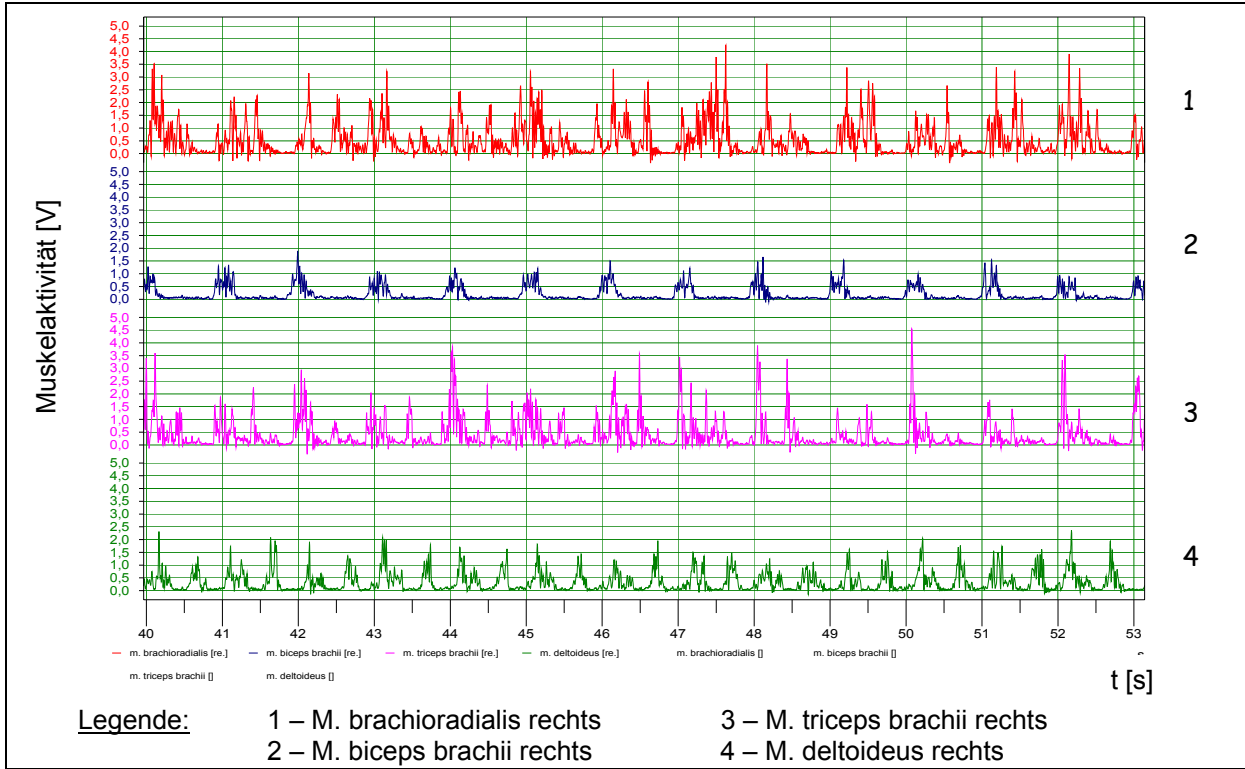


Abb. A62: EMG-Muster von MD_102 in der SA-Stufe in der »Kanu-Gegenstromanlage« innerhalb des dritten Zeitintervalls (40 – 53,18 s)

Erklärung

Hiermit erkläre ich, Tom Krüger, geboren am 13. Oktober 1968, wohnhaft in Charlottenstraße 27E, 14467 Potsdam, nach § 4, Abs. 2, Pkt. 6–8 der Promotionsordnung der Humanwissenschaftlichen Fakultät der Universität Potsdam vom 11. Oktober 2001, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema:

Zum Einfluss der Lateralität in zyklischen Sportarten bei Nachwuchsathleten – Leistungsreserve oder „unbedeutendes“ Phänomen?

- selbständig und ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst,
- bei der Abfassung nur die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel benutzt,
- alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen als solche gekennzeichnet und
- an keiner anderen Stelle in der gegenwärtigen oder einer anderen Fassung schon einer anderen Fakultät einer wissenschaftlichen Hochschule zur Begutachtung im Rahmen eines Promotionsverfahrens vorgelegt habe.

Die Arbeit stellt weder als Ganzes, noch in Teilen eine Kopie fremder Arbeiten dar.

Weiterhin erkläre ich meine Zustimmung, dass die Zusammenfassung im Falle eines erfolgreichen Abschlusses des Promotionsverfahrens seitens der Humanwissenschaftlichen Fakultät an der Universität Potsdam veröffentlicht werden kann.

Tom Krüger