

**Synchronisationsphänomene myotendinöser Oszillationen
interagierender neuromuskulärer Systeme**

–

**mit Betrachtung einer Hypothese bezüglich unterschiedlicher
Qualitäten isometrischer Muskelaktion**

Dissertation

eingereicht bei der Humanwissenschaftlichen Fakultät
der Universität Potsdam
zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Philosophie
(Dr. phil.)

vorgelegt von Laura Schaefer

Potsdam

2014

1. Gutachter: Prof. Dr. Frank Bittmann

Regulative Physiologie und Prävention, Humanwissenschaftliche Fakultät, Universität Potsdam

2. Gutachter: Prof. Dr. Urs Granacher

Trainings- und Bewegungswissenschaft, Humanwissenschaftliche Fakultät, Universität Potsdam

3. Gutachter: Prof. Dr. Matthias Holschneider

Angewandte Mathematik, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Universität Potsdam

Online veröffentlicht auf dem
Publikationsserver der Universität Potsdam:
URL <http://opus.kobv.de/ubp/volltexte/2014/7244/>
URN <urn:nbn:de:kobv:517-opus-72445>
<http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:kobv:517-opus-72445>

INHALTSVERZEICHNIS

Abkürzungsverzeichnis	v
Abstract	1
Prolog	3
TEIL I SINGLE-ISOMETRIE – EXISTIEREN VERSCHIEDENE FORMEN DER ISOMETRIE?	5
I EINFÜHRUNG	5
I.1 Einleitung	5
I.2 Ziel- und Fragestellungen der Teilstudie zur Single-Isometrie	6
I.3 Aufbau des ersten Teils der Messungen zur Single-Isometrie	6
I THEORETISCHE GRUNDLAGEN	8
I.4 Muskelaktionen	8
I.4.1 Muskelaktionen und ihre Differenzierung	9
I.4.1.1 Verhalten von Sarkomeren bei Aktivierung und Relaxation	9
I.4.1.2 Theorieansätze zur Sarkomer-Dynamik während Muskelverlängerung	10
I.4.1.3 Metabolismus im Muskel während verschiedener Muskelaktionen	13
I.4.1.4 Neuronale Steuerung bei verschiedenen Muskelaktionen	14
I.4.2 Literaturlage zur Hypothese der zwei Formen der Isometrie	16
I.5 Mechanooszillografie	17
I.5.1 Historischer Abriss der Mechanomyografie	19
I.5.2 Studienlage zur Mechanomyografie	21
I HYPOTHESEN DER SINGLE-ISOMETRIE	25
I METHODISCHER TEIL	26
I.6 Isometrische Messmodi: Halten vs. Drücken	26
I.7 Design der Single-Isometrie	27
I.7.1 Stichprobe	28
I.7.2 Messmethoden	28
I.7.2.1 Mechanomyo- und Mechanotendografie	28
I.7.2.2 Drucksensor	29
I.7.2.3 Weitere Messinstrumente	30
I.7.3 Setting	30
I.7.4 Realisierung der isometrischen Messmodi Halten und Drücken	31
I.7.5 Durchführung	33
I.7.6 Auswertung	35
I.7.6.1 Signalgüte und -verwertung	35

I.7.6.2	Vorbetrachtung der Signale	36
I.7.6.3	Amplituden der myofaszialen Oszillationen der MOG-Signale.....	38
I.7.6.4	Ermüdungscharakteristik: Verlauf des Drucksignals über die Zeit	39
I.7.6.5	Gruppenstatistik	40
I	ERGEBNISSE UND INTERPRETATION	41
I.8	Ergebnisdarstellung der Single-Isometrie-Messungen.....	41
I.8.1	Vorbetrachtungen	41
I.8.1.1	Frequenzausprägung der Signale der Single-Isometrie-Messungen	41
I.8.1.2	Kraftausprägung während der Single-Isometrie-Messungen	41
I.8.2	Amplituden der MOG-Oszillationen im Vergleich zwischen beiden Messmodi.....	46
I.8.3	Ermüdungsverhalten im Vergleich der beiden Messmodi.....	50
I.8.4	Subjektiver Parameter der Single-Isometrie-Messungen	51
I.9	Interpretation.....	52
I.9.1	Amplituden der MOG-Oszillationen im Vergleich zwischen Halten und Drücken.....	52
I.9.2	Ermüdungsverhalten im Vergleich der beiden Messmodi.....	53
TEIL II	PAAR-ISOMETRIE –	
	WIE VERHALTEN SICH INTERAGIERENDE NEUROMUSKULÄRE SYSTEME?	55
II	EINFÜHRUNG.....	55
II.1	Einleitung	55
II.2	Ziel- und Fragestellungen der Teilstudie zur Paar-Isometrie.....	56
II.3	Aufbau des zweiten Teils.....	57
II	THEORETISCHE GRUNDLAGEN.....	59
II.4	Interaktion technischer Oszillationen.....	59
II.4.1	Kopplung harmonischer Oszillatoren und deren Synchronisation	60
II.4.2	Kopplung und Synchronisation nicht-harmonischer Oszillatoren	62
II.5	Synchronisation des neuromuskulären Systems.....	64
II.5.1	Intra- und intermuskuläre Synchronisationen	64
II.5.2	Synchronisationsphänomene des Motorkortex.....	66
II.5.3	Synchronisation von Motorkortex und muskulärer Aktivität	67
II.6	Auswertung nicht-stationärer Prozesse in Biosystemen: Die Continuous Wavelet Transformation	69
II.6.1	Die Realisierung eines individuellen Prozesses	69
II.6.2	Wavelet Transformation	71
II.6.3	Schätzen des Wavelet Spektrums	73

II.6.3.1	Wavelet Cross Spektrum	74
II.6.3.2	Wavelet Kohärenz.....	74
II.6.4	Signifikanztests und Interpretation von Wavelet Spektren	75
II	HYPOTHESEN DER PAAR-ISOMETRIE	78
II	METHODISCHER TEIL	79
II.7	Messdesign der Paar-Isometrie	79
II.7.1	Stichprobe.....	80
II.7.2	Messmethoden	80
II.7.2.1	Mechanomyo- und Mechanotendografie	80
II.7.2.2	Kraft- und Beschleunigungssensor.....	81
II.7.3	Setting	82
II.7.4	Durchführung.....	83
II.7.5	Auswertung.....	84
II.7.5.1	Signalgüte und -verwertung	84
II.7.5.2	Vorbetrachtung der Signale	86
II.7.5.3	Wavelet-Kohärenz	86
II.7.5.4	Phasenabstandsberechnung	87
II.7.5.5	Vergleich der beiden Messmodi Halten und Drücken.....	89
II.7.5.6	Gruppenstatistik	90
II	ERGEBNISSE UND INTERPRETATION	91
II.8	Ergebnisdarstellung der Paar-Isometrie-Messungen.....	91
II.8.1	Betrachtung der Rohsignale	91
II.8.2	Betrachtung der interpersonellen muskulären Interaktion.....	97
II.8.2.1	Kohärenz von Oszillationen neuromuskulärer Systeme.....	97
II.8.2.2	Phasenverschiebung bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme	102
II.8.3	Betrachtung der Messmodi Halten und Drücken.....	103
II.8.3.1	Amplitudenvergleich.....	104
II.8.3.2	Ermüdungscharakteristik	105
II.8.3.3	Phasenabstandsberechnung im Vergleich der beiden Messmodi.....	106
II.8.3.4	Ein subjektiver Aspekt der Messungen.....	108
II.9	Interpretation.....	109
II.9.1	Interpersonelle muskuläre Interaktion	109
II.9.2	Messmodi Halten und Drücken: Existieren zwei Formen der Isometrie?	113
III	DISKUSSION.....	115
III.10	Existiert die isometrische Muskelaktion?.....	115
III.10.1	Proposition einer Redefinition der isometrischen Muskelaktion.....	116
III.10.2	Erklärungsansätze für den oszillativen Charakter der Homöometrie.....	117

III.10.3 Entstehungsmechanismen der Oszillationen in neuromuskulären Systemen	118
III.10.4 Erklärungsansätze für die Hypothese der zwei Formen der Homöometrie	120
III.11 Interpersonelle Interaktion – Das Synchronisationsphänomen	124
III.11.1 Kohärenz der myofaszialen Oszillationen bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme	125
III.11.2 Modellierung der MMGs durch stochastische Prozesse	128
III.12 Das subjektive Empfinden während der Messungen	130
III.13 Methodenkritik	131
FAZIT UND AUSBLICK	134
Epilog	136
Literaturverzeichnis	137
Abbildungsverzeichnis	144
Tabellenverzeichnis	146
ANHANG	A0
A1 Abbildungen	A1-1
A2 Protokolle	A2-1
A3 Kasuistik der Paar-Isometrie	A3-1
Eidesstattliche Erklärung	vii

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

<i>A/D</i>	<i>Analog/Digital</i>
<i>ACC</i>	<i>Acceleration, Beschleunigung</i>
<i>ADM</i>	<i>M. abductor digiti minimi</i>
<i>AF</i>	<i>Adaptive Force</i>
<i>AR(n)</i>	<i>Auto-Regressiver Prozess n-ter Ordnung</i>
<i>ATP</i>	<i>Adenosintriphosphat</i>
<i>CONI</i>	<i>Concentrically loaded isometric muscle action</i>
<i>CS</i>	<i>Wavelet Cross-Spektrum</i>
<i>CWT</i>	<i>Continuous Wavelet Transform</i>
<i>df</i>	<i>Freiheitsgrad</i>
<i>DMS</i>	<i>Dehnmessstreifen</i>
<i>ECCI</i>	<i>Eccentrically loaded isometric action</i>
<i>EEG</i>	<i>Enzephalografie</i>
<i>EKoG</i>	<i>Elektrokortikogramm</i>
<i>EMG</i>	<i>Elektromyografie</i>
ε_t	<i>White-Noise-Prozess</i>
<i>f</i>	<i>Frequenz</i>
<i>FDI</i>	<i>M. interosseus dorsalis I</i>
<i>HH</i>	<i>Haltende Homöometrie (Holding Homoemetry)</i>
<i>Hz</i>	<i>Hertz; Einheit der Frequenz</i>
$K_{g,h}$	<i>Reproduzierbarer Kern einer Wavelet</i>
<i>M1 (M2)</i>	<i>Messung 1 (Messung 2)</i>
<i>MEG</i>	<i>Magnetoenzephalografie</i>
<i>MPF</i>	<i>Mean Power Frequency</i>
<i>MMG</i>	<i>Mechanomyografie</i>
<i>MMGtri</i>	<i>Mechanomyogramm des M. triceps brachii</i>
<i>MMGtriA</i>	<i>Mechanomyogramm des M. triceps brachii von Proband A</i>
<i>MMGtriB</i>	<i>Mechanomyogramm des M. triceps brachii von Proband B</i>
<i>MTGtri</i>	<i>Mechanotendogramm der Trizepssehne</i>
<i>MTGtriA</i>	<i>Mechanotendogramm der Trizepssehne von Proband A</i>
<i>MTGtriB</i>	<i>Mechanotendogramm der Trizepssehne von Proband B</i>
<i>MMGobl</i>	<i>Mechanomyogramm des M. obliquus externus abdominis</i>
<i>MMGoblA</i>	<i>Mechanomyogramm des M. obliquus externus abdominis von Proband A</i>
<i>MMGoblB</i>	<i>Mechanomyogramm des M. obliquus externus abdominis von Proband B</i>
<i>MMI</i>	<i>Mensch-Maschine-Interface</i>
<i>MOG</i>	<i>Mechanooszillografie</i>
<i>MRCP</i>	<i>Bewegungsbezogenes kortikales Potenzial</i>

<i>MTG</i>	<i>Mechanotendografie</i>
<i>MVC</i>	<i>Maximal voluntary contraction</i>
<i>MW</i>	<i>Mittelwert</i>
<i>N</i>	<i>Newton; Maßeinheit für die physikalische Größe Kraft</i>
ω	<i>Kreisfrequenz (Omega)</i>
<i>p</i>	<i>Signifikanz</i>
π	<i>Kreiszahl pi</i>
<i>PaarIso</i>	<i>Paar-Isometrie</i>
<i>PH</i>	<i>Drückende Homöometrie (Pushing Homoemetry)</i>
<i>PSD</i>	<i>Power Spectral Density (Leistungsdichtespektrum)</i>
<i>SD</i>	<i>Standardabweichung</i>
<i>sEMG</i>	<i>Surface EMG, Oberflächen-EMG</i>
<i>SFT</i>	<i>Sliding-Filament-Theory (Gleitfilamenttheorie)</i>
<i>SinIso</i>	<i>Single-Isometrie</i>
<i>Sum4Patches</i>	<i>Summe der Dauer der vier maximalen signifikanten Patches</i>
<i>TMS</i>	<i>Transkranielle Magnetstimulation</i>
<i>V</i>	<i>Volt</i>
<i>VK</i>	<i>Variationskoeffizient</i>
W_g	<i>Wavelet Transformation der Wavelet-Funktion g</i>
\bar{x}	<i>Arithmetisches Mittel</i>
<i>ZNS</i>	<i>Zentrales Nervensystem</i>

ABSTRACT

Muskeln oszillieren nachgewiesener Weise mit einer Frequenz um 10 Hz. Doch was geschieht mit myofaszialen Oszillationen, wenn zwei neuromuskuläre Systeme interagieren? Die Dissertation widmet sich dieser Fragestellung bei isometrischer Interaktion. Während der Testmessungen ergaben sich Hinweise für das Vorhandensein von möglicherweise zwei verschiedenen Formen der Isometrie. Arbeiten zwei Personen isometrisch gegeneinander, können subjektiv zwei Modi eingenommen werden: man kann entweder isometrisch halten – der Kraft des Partners widerstehen – oder isometrisch drücken – gegen den isometrischen Widerstand des Partners arbeiten. Daher wurde zusätzlich zu den Messungen zur Interaktion zweier Personen an einzelnen Individuen geprüft, ob möglicherweise zwei Formen der Isometrie existieren. Die Promotion besteht demnach aus zwei inhaltlich und methodisch getrennten Teilen: I „Single-Isometrie“ und II „Paar-Isometrie“. Für Teil I wurden mithilfe eines pneumatisch betriebenen Systems die hypothetischen Messmodi Halten und Drücken während isometrischer Aktion untersucht. Bei $n = 10$ Probanden erfolgte parallel zur Aufzeichnung des Drucksignals während der Messungen die Erfassung der Kraft (DMS) und der Beschleunigung sowie die Aufnahme der mechanischen Muskeloszillationen folgender myotendinöser Strukturen via Mechanomyo- (MMG) bzw. Mechanotendografie (MTG): M. triceps brachii (MMGtri), Trizepssehne (MTGtri), M. obliquus externus abdominis (MMGobl). Pro Proband wurden bei 80 % der MVC sowohl sechs 15-Sekunden-Messungen (jeweils drei im haltenden bzw. drückenden Modus; Pause: 1 Minute) als auch vier Ermüdungsmessungen (jeweils zwei im haltenden bzw. drückenden Modus; Pause: 2 Minuten) durchgeführt. Zum Vergleich der Messmodi Halten und Drücken wurden die Amplituden der myofaszialen Oszillationen sowie die Kraftausdauer herangezogen. Signifikante Unterschiede zwischen dem haltenden und dem drückenden Modus zeigten sich insbesondere im Bereich der Ermüdungscharakteristik. So lassen Probanden im haltenden Modus signifikant früher nach als im drückenden Modus ($t(9) = 3,716$; $p = .005$). Im drückenden Modus macht das längste isometrische Plateau durchschnittlich 59,4 % der Gesamtdauer aus, im haltenden sind es 31,6 % ($t(19) = 5,265$, $p = .000$). Die Amplituden der Single-Isometrie-Messungen unterscheiden sich nicht signifikant. Allerdings variieren die Amplituden des MMGobl zwischen den Messungen im drückenden Modus signifikant stärker als im haltenden Modus. Aufgrund dieser teils signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Messmodi wurde dieses Setting auch im zweiten Teil „Paar-Isometrie“ berücksichtigt. Dort wurden $n = 20$ Probanden – eingeteilt in zehn gleichgeschlechtliche Paare – während isometrischer Interaktion untersucht. Die Sensorplatzierung erfolgte analog zu Teil I. Die Oszillationen der erfassten MTG- sowie MMG-Signale wurden u.a. mit Algorithmen der Nichtlinearen Dynamik auf ihre Kohärenz hin untersucht.

Durch die Paar-Isometrie-Messungen zeigte sich, dass die Muskeln und die Sehnen beider neuromuskulärer Systeme bei Interaktion im bekannten Frequenzbereich von 10 Hz oszillieren. Außerdem waren sie in der Lage, sich bei Interaktion so aufeinander abzustimmen, dass sich eine signifikante Kohärenz entwickelte, die sich von Zufallspaarungen signifikant unterscheidet (Patchanzahl: $t(29) = 3,477$; $p = .002$; Summe der 4 längsten Patches: $t(29) = 7,505$; $p = .000$). Es wird der Schluss gezogen, dass neuromuskuläre Komplementärpartner in der Lage sind, sich im Sinne kohärenten Verhaltens zu synchronisieren.

Bezüglich der Parameter zur Untersuchung der möglicherweise vorhandenen zwei Formen der Isometrie zeigte sich bei den Paar-Isometrie-Messungen zwischen Halten und Drücken ein signifikanter Unterschied bei der Ermüdungscharakteristik sowie bezüglich der Amplitude der MMGobl.

Die Ergebnisse beider Teilstudien bestärken die Hypothese, dass zwei Formen der Isometrie existieren. Fraglich ist, ob man überhaupt von Isometrie sprechen kann, da jede isometrische Muskelaktion aus feinen Oszillationen besteht, die eine per Definition postulierte Isometrie ausschließen. Es wird der Vorschlag unterbreitet, die Isometrie durch den Begriff der Homöometrie auszutauschen.

Die Ergebnisse der Paar-Isometrie-Messungen zeigen u.a., dass neuromuskuläre Systeme in der Lage sind, ihre myotendinösen Oszillationen so aufeinander abzustimmen, dass kohärentes Verhalten entsteht. Es wird angenommen, dass hierzu beide neuromuskulären Systeme funktionell intakt sein müssen. Das Verfahren könnte für die Diagnostik funktioneller Störungen relevant werden.

PROLOG

Was hören Sie, wenn Sie sich die Ohren zuhalten? – Als Kind Ende des 20. Jahrhunderts wurde einem gesagt, man könne so das Rauschen des Meeres oder seinen eigenen Blutfluss hören. Anfang des 19. Jahrhunderts erfolgte erstmals eine wissenschaftliche Betrachtung dieses Geräuschs. William Hyde Wollaston (*1766, † 1828) verglich das Rauschen mit Kutschengeräuschen auf Kopfsteinpflaster und schloss, dass es durch die Muskulatur generiert wird. Die auditive Wahrnehmung von aktiver Muskulatur weist darauf hin, dass myofasziale Strukturen oszillieren. Wollaston (1810) kam bei seinen Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass Muskeln mit einer Frequenz von etwa 23 Hz schwingen. In der Forschung wurde das Thema lange Zeit kaum beachtet – erst seit den 1980er Jahren wird das Gebiet der Myo-Oszillationen wieder vermehrt berücksichtigt. Biomechanische Untersuchungen bestätigen das muskuläre Oszillieren in Kinematik und Dynamik – allerdings einem stochastischen Prozess folgend – um ca. 10 Hz (Horsley & Schäfer, 1886; McAuley & Marsden 2000; Beck, 2010; Torick, 2011, 2012). Es kann demnach als gesichert angesehen werden, dass die Arbeitsweise des neuromuskulären Systems unter anderem durch Schwingung charakterisiert ist. Wenn sich hunderte bis tausende motorische Einheiten eines Muskels zu einem gemeinsamen Rhythmus zusammenfinden, so kann dies nur durch eine gemeinsame Taktgebung – im Sinne einer intramuskulären Synchronisation – erfolgen. Dem müssen aufwändige Steuer- und Regelprozesse zugrunde liegen. Es stellt sich die Frage, wie sich Schwingungen verschiedener aktiver Muskeln eines Menschen zueinander verhalten. Kommt es auch hier zu einer Form der Abstimmung zwischen den Muskeln? Und schließlich ist bisher noch nicht geklärt, wie sich die oszillierenden neuromuskulären Systeme zweier Individuen zueinander verhalten, wenn sie aufeinander einwirken.

Heutzutage nutzen Forscher zur Exploration der mechanischen myofaszialen Oszillationen die Mechanomyografie (MMG) u.a. mithilfe von piezoelektrischen Sensoren. Mittels MMG werden insbesondere Messungen während isometrischer Muskelaktion durchgeführt, um Mechanismen des neuromuskulären Systems zu untersuchen. Die MMG erlaubt es, Muskeloszillationen zweier oder mehrerer Muskeln parallel zu erfassen. Dadurch wird die Untersuchung von intra- sowie interpersonellen Beziehungen zwischen Muskeln ermöglicht.

Ausgangspunkt dieser Promotion war die Fragestellung, ob – und wenn ja – in welcher Weise sich myofasziale Oszillationen zweier interagierender neuromuskulärer Systeme aufeinander abstimmen. Doch:

„Am Anfang jeder Forschung steht das Staunen. Plötzlich fällt einem etwas auf.“

Wolfgang Wickler (*1931, Verhaltensforscher, Zoologe)

Bei den Testmessungen zur Untersuchung der Interaktion neuromuskulärer Oszillationen zwischen zwei Probanden fiel auf, dass es – subjektiv gesehen – verschiedene Möglichkeiten gibt, isometrische Muskelaktion durchzuführen: Agieren zwei Menschen gegeneinander, kann der eine ein festes Widerlager bilden – das heißt als Bremse auf die Kraft des Partners reagieren – und somit isometrisch „halten“ oder er kann aktiv gegen den Widerstand des anderen „drücken“ – und damit als Motor agieren.

„(...) Forschung erkennt man daran, daß plötzlich zwei Probleme existieren, wo es vorher nur eines gegeben hat.“

Thorstein Bunde Veblen (1857-1929, amerik. Soziologe,
Ökonom, Aus: „Theorie der feinen Leute“, 1899)

Für die Untersuchung der interpersonellen muskulären Oszillationen während isometrischer Interaktion erscheint die Beobachtung dieser verschiedenen Möglichkeiten gegeneinander zu agieren so relevant, dass sie im Vorfeld der Studie zur Interaktion genauer geprüft werden sollte. Daher wird diese Dissertation in zwei Teile gegliedert, die jeweils eine Studie umfassen:

- > *Teil I: Single-Isometrie (SinIso)*
- > *Teil II: Paar-Isometrie (PaarIso)*

In *Teil I* „*Single-Isometrie*“ (S. 5 - 54) werden an einzelnen Individuen Messungen durchgeführt, um die subjektiv unterschiedlichen Möglichkeiten isometrische Muskelaktion einzustellen – also isometrisch zu halten oder zu drücken – explizit zu untersuchen.

In *Teil II* „*Paar-Isometrie*“ (S. 55 - 114) folgt – unter Berücksichtigung der Ergebnisse des ersten Teils – die Studie zur Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme. Im Fokus dabei steht das Verhalten der interpersonellen myofaszialen Oszillationen zueinander.

Teil III (S. 115 - 133) beinhaltet die Diskussion beider Teilstudien.

TEIL I SINGLE-ISOMETRIE – EXISTIEREN VERSCHIEDENE FORMEN DER ISOMETRIE?

I EINFÜHRUNG

I.1 Einleitung

Das neuromuskuläre System ist durch seine Muskeln in der Lage, Kraft zu erzeugen – das heißt es kann Körper beschleunigen oder verformen (u.a. Wick, 2005). Dazu besitzt der menschliche Organismus grundsätzlich zwei Arbeitsweisen der Muskulatur: die statische und die dynamische (ebd.). Diese können weiter in verschiedene Muskelaktionsformen differenziert werden: die Konzentrik (dynamisch überwindende), die Exzentrik (dynamisch nachgebende) beziehungsweise die Isometrie (statisch) (u.a. Schnabel, Harre & Krug, 2011; Komi, 1994; Wick, 2005). Die Konzentrik versetzt uns in die Lage, einen Widerstand zu überwinden. Bei konzentrischer Arbeitsweise agiert der Muskel als Motor. Im Gegensatz dazu steht die Exzentrik, mit der man Körper beziehungsweise eine Bewegung abbremsen kann. Bei exzentrischer Muskelaktion fungiert der Muskel demnach als Bremse. Obgleich bei isometrischer Kraft – etwa beim Halten einer Last – physikalisch gesehen keine Arbeit verrichtet wird, verbraucht der Muskel hierbei Energie und ermüdet. Und bei genauem Hinsehen ist die betreffende Extremität nicht wirklich bewegungslos, sondern sie vibriert. Das würde bedeuten, dass es vollkommene Isometrie – bei völliger Bewegungsstille – gar nicht gibt, sondern immer minimale Beschleunigungen – alternierend positive sowie negative – stattfinden. Diese und die im Prolog erwähnte Beobachtung führten zu der Frage, ob es nicht auch im isometrischen Betrieb eine Motor- und eine Bremsfunktion geben könnte, allerdings ohne Bewegung. Einige Beispiele illustrieren das:

Wenn man ein Auto anschieben möchte, dann muss man eine überwindende Kraft aufbringen, physikalisch gesehen müsste Arbeit verrichtet werden. Ist man jedoch zu schwach, um den Gegenstand anzutreiben (etwa wenn die Bremse angezogen ist), entsteht keine Bewegung – es wird keine Arbeit geleistet, aber man baut dennoch isometrisch Kraft in Richtung Überwindung auf. Möchte man aber ein Auto davon abhalten einen Abhang herunter zu rollen, so kann man die Muskelkraft als Bremse einsetzen, sich auf die Talseite stellen und die Hangabtriebskraft des Wagens aufnehmen, um es am Rollen zu hindern. Auch dabei wird isometrisch Kraft aufgebaut, aber haltend. Das heißt, je nachdem welche Zielstellung ein neuromuskuläres System verfolgt, kann es *subjektiv empfunden* verschiedene Modi der isometrischen Muskelaktion einstellen.

Betrachtet man Strategien beim Armdrücken, so kann man dort ebenfalls zwischen der „Ich-halte-so-lange-bis-der-andere-nicht-mehr-drücken-kann“- und der „ich-drücke-solange-bis-

der-andere-nicht-mehr-halten-kann“-Strategie unterscheiden. Auch dabei stellt der eine Partner einen festen Widerstand ein, er hält und widersteht damit der Kraft des anderen Partners. Dieser wiederum drückt gegen den Widerstand des ersten, mit der Intention ihn zu überwinden. Solange dies aber nicht geschieht, wird physikalisch gesehen keine Arbeit verrichtet, die Partner befinden sich in einem isometrischen Zustand, obwohl der eine hält und der andere drückt.

Diese Überlegungen führen zu der Fragestellung, ob möglicherweise physiologische Unterschiede im Vergleich zwischen diesen subjektiv differenzierbaren isometrischen Muskelaktionen existieren. Es soll hier überprüft werden, ob diese persönlichen Wahrnehmungen auf Phänomenen beruhen, die einen objektivierbaren Kern besitzen oder lediglich subjektive Reflexionen sind.

I.2 Ziel- und Fragestellungen der Teilstudie zur Single-Isometrie

Dieser erste Teil der Promotion zielt darauf, die isometrische Muskelaktion innerhalb *einzelner* neuromuskulärer Systeme zu untersuchen. Dabei wird die Fragestellung verfolgt, ob sich die subjektiv empfundenen isometrischen Modi „Halten“ und „Drücken“ mittels geeigneter Parameter objektiv fassen lassen. Es stellen sich folgende Fragen:

1. Gibt es verschiedene Formen der isometrischen Muskelaktion?
2. Falls 1. positiv beantwortet wird: Durch welche Eigenschaften sind diese gegebenenfalls zu kennzeichnen?

I.3 Aufbau des ersten Teils der Messungen zur Single-Isometrie

Der *Theoretische Teil I* (S. 8 - 24) umfasst zwei große Bereiche. Zentral für den ersten Teil der Arbeit ist die Frage bezüglich der möglichen zwei Formen isometrischer Muskelaktion. Um diese in das Konstrukt der Muskelaktionen einordnen zu können, wird im ersten Kapitel der Theorie ein Überblick der aktuellen Forschungslage muskulärer Aktionsformen gegeben. Dieser beinhaltet unter anderem Prozesse der Sarkomere auf Mikroebene sowie die neuronale Steuerung verschiedener muskulärer Aktionsformen. Dabei werden alle drei Arten – die Konzentrik, die Exzentrik und die Isometrie – betrachtet, da diese nach Einschätzung der Autorin für die Erörterung und Abgrenzung der gegebenenfalls vorhandenen zwei Formen der Isometrie relevant sein könnten. Anschließend erfolgt die Darstellung bisheriger Studien, die sich mit der möglichen Existenz von zwei Isometrie-Formen befasst haben.

Der zweite große Theoriebereich thematisiert die – auch für die vorliegenden Messungen eingesetzte – noch relativ junge Methode der Mechanomyografie (MMG). Behandelt werden diesbezüglich die historische Entwicklung sowie die aktuelle Studienlage der Messmethode.

Im Anschluss an den Theorieteil werden die Hypothesen (S. 25) aufgestellt.

Im *Methodischen Teil I* (S. 26 - 40) wird das Messdesign der Single-Isometrie-Messungen beschrieben, welches die Stichprobe, das Setting und die Durchführung sowie die Auswertungsformen – die sich in diesem Falle fast ausschließlich auf lineare Verfahren stützen – umfasst.

Im Teil *Ergebnisse und Interpretation I* (S. 41 - 54) werden die Resultate der Single-Isometrie-Messungen präsentiert, interpretiert sowie die daraus entstehenden Konsequenzen für den nachfolgenden Teil II der Arbeit aufgezeigt.

Die üblicherweise anschließende *Diskussion* der Ergebnisse wird nicht im Rahmen des ersten Teils durchgeführt. Die Betrachtung aller Diskussionspunkte findet in einem gesonderten Teil der Arbeit statt (Teil III, ab S. 115). Dort fließen die Ergebnisse aus der ersten sowie der zweiten Teilstudie ein.

I THEORETISCHE GRUNDLAGEN

Ausgangspunkt für die vorliegenden Untersuchungen ist die isometrische Muskelaktion. Um diese in das Konstrukt der Aktionsformen einzuordnen und später diskutieren zu können, werden Ausschnitte der aktuellen Forschungslage von den verschiedenen Muskelaktionen präsentiert. Dabei geht es einerseits um das Verhalten der Sarkomere, andererseits um metabolische Prozesse in der Muskelzelle. Auch die neuronale Steuerung der muskulären Prozesse erscheint hier relevant. Die theoretische Betrachtung der Muskelaktionen schließt mit der Darstellung von Studien, die sich mit der Frage befassen, ob es Hinweise für zwei verschiedene Formen der Isometrie gibt.

I.4 Muskelaktionen

Der Terminus „Muskelkontraktion“ wird in dieser Arbeit durch den Terminus Muskelaktion ersetzt. Da nur die Konzentrik mit einer Kontraktion einhergeht, erscheint dieser Begriff für die Exzentrik und die Isometrie nicht geeignet. Faulkner (2003) geht noch weiter und ersetzt die Begriffe Exzentrik durch „lengthening“ und Konzentrik durch „shortening“. Diese Bezeichnungen werden hier ergänzend genutzt.¹

Im Mittelpunkt dieser Arbeit steht die Isometrie (gr.: „gleiches Maß, gleiche Länge“), bei der per definitionem die Länge des Muskels auch bei Spannungsänderung im Muskel gleich bleibt. Wie einleitend erwähnt, sind aber auch bei isometrischer Muskelaktion minimale Beschleunigungen sicht- und messbar (Abbildung 1). Die vorhandenen minimalen Längenveränderungen in Richtung Verkürzung und Verlängerung könnten darauf hinweisen, dass es bei isometrischer Muskelaktion möglicherweise analoge Mechanismen zur exzentrischen sowie konzentrischen Muskelaktion geben könnte. Daher werden theoretische Grundlagen zu diesen hier ebenfalls betrachtet.

Die eigentliche Muskelkontraktion wird durch die Sliding-Filament-Theory nach Huxley (1974) beschrieben, welche heute allgemein anerkannt ist (Wank, 1996). Bezüglich der physiologischen

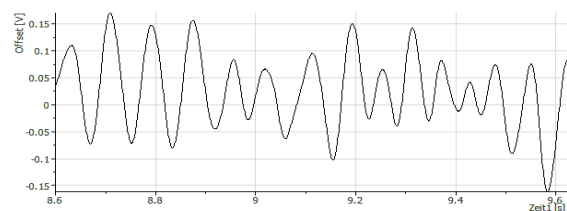


Abbildung 1. Ein-sekündiger Ausschnitt eines ACC-Signals [V]. Der Beschleunigungssensor wurde distal an der Ulna fixiert. Der Proband sollte bei 90° Ellbogenflexion mit einer Kurzhantel von 7 kg eine isometrische Position über 15 s einhalten. (Filterung: Butterworth, Filtergrad 5, Grenzfrequenz 20 Hz).

¹ Faulkner (2003) äußert sich kritisch zu den Begriffen exzentrische und konzentrische Muskelaktion und plädiert für die Begriffe „Verlängerung“ und „Verkürzung“. Grundsätzlich schließt sich die Autorin dieser Meinung an. Die skeletalen Muskelbewegungen sind nicht zentrisch, da sich die muskuloskeletalen Strukturen dem Punktum fixum annähern. Die Begriffe Verlängerung oder Verkürzung sind jedoch nach meiner Meinung auch nicht gänzlich zutreffend, da Muskeln auch passiv verlängert bzw. verkürzt werden können. Um beim eigentlichen Thema zu bleiben, wird darauf verzichtet, diese Grundsatzdiskussion hier zu eröffnen.

Mechanismen der isometrischen und exzentrischen Muskelaktion existiert noch keine einheitliche Meinung. Einige Untersuchungen zu Mechanismen auf Mikroebene werden hier dargestellt, da sie für die Diskussion relevant erscheinen.

1.4.1 Muskelaktionen und ihre Differenzierung

Die aktuelle Literatur zur Muskelaktionsforschung beinhaltet unter anderem mikroskopische Untersuchungen an Halb-Sarkomeren. Nach Betrachtung dieser folgt die Besprechung aktueller Theorieansätze bezüglich der exzentrischen Muskelaktion. Außerdem werden Unterschiede zwischen den Muskelaktionen bezüglich der metabolen Energiebereitstellung sowie der neuronalen Steuerung angeführt.

1.4.1.1 Verhalten von Sarkomeren bei Aktivierung und Relaxation

Telley und Kollegen (Telley, Denoth, Stüssi, Pfitzer & Stehle, 2006a; Telley, Stehle, Ranatunga, Pfitzer, Stüssi & Denoth, 2006b) erforschten die Dynamik einzelner Sarkomere². Sie untersuchten in vitro Muskelfasern des linken Ventrikels von Meerschweinchen sowie des M. psoas¹ von Hasen, indem sie mittels fluoreszierender Antikörper das Z-Band sowie die M-Scheibe der Sarkomere sichtbar machten und diese via Video-Mikroskop während Aktivierung und Relaxation verfolgten. Eine Ca^{2+} -Gabe aktivierte die Faserbündel. Anschließend wurden sie durch eine Ca^{2+} entfernende Ionen-Lösung wieder relaxiert. Parallel zur Beobachtung der Bewegungen der Z-Scheibe und des M-Bandes wurde die Kraft abgenommen.

Aus den Untersuchungen lassen sich folgende Ergebnisse extrahieren:

1. Während Ca^{2+} -Aktivierung verkürzen sich alle Halb-Sarkomere exponentiell, aber ungleichmäßig. Einige verkürzen sich schneller, sodass sie sich bei Erreichen des Kraftplateaus bereits isometrisch verhalten, andere verkürzen sich so langsam, dass sie sich auch auf dem Kraft-Plateau weiter zusammenziehen. Allerdings verändert sich die Variabilität der Längen nach Erreichen des Kraftplateaus kaum noch und die zuvor stattgefundenen A-Band-Verschiebung schreitet nicht weiter fort (Telley et al., 2006b, S. 176; Telley et al., 2006a, S. 514).
2. Nach Ca^{2+} -Entfernung sinkt die Kraft unmittelbar, aber die Relaxation der Sarkomere findet nur sequenziell statt, das heißt dass sich ein Sarkomer nach dem anderen verlängert. Dieses Phänomen konnte allerdings nur bei der Herzmuskulatur des Meerschweinchens festgestellt werden. Die Sarkomere des M. psoas verlängerten sich so schnell, dass keine sequenzielle Bewegung identifiziert werden konnte. Telley et al.

² Es konnten keine Publikationen anderer Forschergruppen gefunden werden, die eine ähnliche Methode zur Beobachtung und Erforschung der Dynamiken von Halb-Sarkomere nutzen.

(2006a) sehen die Ursache dafür in der Geschwindigkeit und damit einhergehenden Ungenauigkeit der Video-Aufnahmen.

Die Autoren um Telley (2006a) ziehen daraus erstens den Schluss, dass bei Aktivierung der Sarkomere eine Inhomogenität der Halb-Sarkomer-Längen entsteht. Zweitens resümieren sie, dass ein stabiler Kraftzustand nicht einen stabilen Zustand der Sarkomer-Dynamik impliziert, sondern bei konstanter Kraft auch ungleichmäßige Bewegungen der Sarkomere beobachtet werden können (ebd., S. 523). Außerdem verhalten sich nicht nur die Halb-Sarkomere *zwischen* zwei verschiedenen Sarkomeren asymmetrisch, auch die Halb-Sarkomere *innerhalb* eines Sarkomers verhalten sich heterogen und eine A-Band Verschiebung wird sichtbar (Telley et al., 2006a; 2006b). Die Autoren schließen daraus, dass statt des gesamten Sarkomers – als strukturelle Einheit – ein Halb-Sarkomer als funktionelle Einheit betrachtet werden muss.

Auf Grundlage dieser Studie auf mikroskopischer Ebene kann man vermuten, dass die Verkürzung von mammalen Halb-Sarkomeren – in-vitro – während Kraftzunahme unsymmetrisch vollzogen wird. Doch was geschieht bei exzentrischer Aktivität des Muskels? Die Autoren um Telley (2006b) führten weitere Untersuchungen während Dehnung von aktivierten Sarkomeren durch. Dabei integrierten sie in das o.g. Messprotokoll nach der Ca^{2+} -Aktivierung eine Dehnungsphase der gesamten Myofibrille von einer Sekunde, gefolgt von einer ein-sekündigen Phase mit Einhaltung der erreichten Länge (Dehnungsplateau). Anschließend wurde die Relaxation eingeleitet. Diese Untersuchung ist für die nachfolgende Gegenüberstellung verschiedener Theorien bezüglich der Sarkomer-Dynamik während Muskelverlängerung relevant.

1.4.1.2 Theorieansätze zur Sarkomer-Dynamik während Muskelverlängerung

Verschiedene Autoren (Morgan & Proske, 2004; Linari, Woledge & Curtin, 2003) beschreiben exzentrische Muskelaktion als „Bremse“ und nicht im eigentlichen Sinne als Muskelarbeit. Den Vorgang stellen sie als eine erzwungene Längenzunahme (Dehnung) dar, obgleich der Muskel versucht zu verkürzen (Morgan & Proske, 2004, S. 19). Telley und Kollegen (2006b) zufolge, kann der Querbrücken-Mechanismus diese Phänomene nicht erklären, auch wenn Huxley (1974, S. 20) vermutet hat, dass im exzentrischen Modus der Querbrückenzyklus reversibel ablaufen müsste – ohne ATP freizusetzen. Hier sollen einige neue Erklärungsansätze diskutiert werden, um Hinweise für die Mechanismen der aktiven Muskelverlängerung zu erhalten.

THEORIE DES ABREIßENS

Flitney & Hirst (1978) beschreiben die Muskelverlängerung als eine Extension der A- und beziehungsweise oder der I-Bänder ohne eine Gleitbewegung der Filamente. Dabei nehmen

sie an, dass bei zu großer Spannung an den einzelnen Querbrücken zwischen Myosin und Aktin die Myosinköpfe abreißen. Da anschließend die Bewegung weiter ausgeführt werden kann, vermuten die Autoren, dass sich die Myosinköpfe nach dem abrupten Abreißen womöglich an die nächstfreie Position am Aktin anheften. Sie untersuchten den seziierten *M. gastrocnemius* von Fröschen in einer speziellen Salzlösung und stimulierten ihn mittels Elektroden. Die mechanische Muskelspannung wurde während durch Dehnung erzwungener Verlängerung des Muskels abgenommen und die Sarkomerlängen mittels Laserstrahl erfasst. Die Autoren beobachteten während Verlängerung eine Phase, in der sich Sarkomere abrupt verlängerten. Daraus schließen sie – ihre Hypothese stützend – dass die Verlängerung des Muskels durch ein Abreißen der Myosinköpfe vom Aktin-Filament charakterisiert ist. Sie postulieren, dass der Widerstand der Bewegung durch ein Wiederanheften der Querbrücken, die zuvor abgebrochen sind oder vom erneuten Anhängen weiterer Querbrücken an das Aktin-Filament erzeugt wird.

Auch bei jüngerer Muskelforschung (u.a. Enoka, 1996; Linari et al., 2003) wird vermutet, dass das hinter einer Muskelverlängerung stehende Phänomen auf einem Abreißen der Querverbindungen beruht – weniger auf einem Prozess, in dem durch ATP die Verbindung gelöst wird. Dies würde Huxleys Theorie (1974) darin stützen, dass bei Verlängerung des Muskels weniger ATP benötigt wird.

THEORIE DER „POPPING SARCOMERES“

In den 1990ern bringt Morgan (1990) die Hypothese der „popping sarcomeres“ in die Diskussion. Bei Modelluntersuchungen an Froschmuskelfasern kommt er zu der Annahme, dass sich insbesondere bei schnellen Muskelverlängerungen die Sarkomere unabhängig voneinander ungleichmäßig verlängern. Dabei folgen sie einer Hierarchie vom schwächsten zum stärksten Sarkomer, wobei die stärksten Sarkomere diejenigen sind, die isometrisch die größte Spannung entwickeln können (Morgan, 1990, S. 211). Das heißt während einer Dehnung können zunächst die schwächsten Sarkomere die Spannung nicht mehr aufrechterhalten, sodass sich die Aktin- und Myosinfilamente nicht mehr überlappen. Dabei werde die weitere Verlängerung der Sarkomere möglicherweise lediglich durch passive viskose Kräfte – wie z.B. dem Titin – begrenzt. Dann beginne sich das nächste Sarkomer zu dehnen und so weiter. Andere Teile der Muskelfaser verkürzten sich derweil. Den anscheinend unkontrollierten Wechsel zwischen den Sarkomeren – vom schwächsten zum stärksten – bezeichnet Morgan als „popping“. Morgan postuliert, dass dadurch einige bis dato ungeklärte Phänomene, wie z.B. die Entstehung von Muskelkater während Exzentrik, erklärt werden könnten.

Nach Meinung der Autorin ist diese Hypothese in Teilen nicht plausibel. Wenn sich – wie Morgan postuliert – die Aktin- und Myosin-Filamente nicht mehr überlappen, müsste die Kraft

schlagartig abnehmen, da nur noch das Titin und die parallel-elastischen Strukturen die Spannung aufrechterhalten würden. Titin ist ein elastisches Element mit nicht-linearen viskoelastischen Eigenschaften (Telley et al., 2006b; Ivemeyer, 2002). Dabei ist es sehr leicht dehnbar, sodass entsprechend die Kraft, die Titin bei Dehnung erzeugen kann, gering ist. Erst bei völliger Dehnung kann es seine Kräfte entfalten. Für ein solches Element wäre die Aufrechterhaltung der Spannung untypisch, da es in der Enddehnung in ein Fließen übergehen und dann reißen würde. Außerdem spricht das Vorhandensein von EMG-Aktivität bei maximaler passiver Dehnung (u.a. McHugh, Kremenec, Fox & Gleim, 1998; Gajdosik, 1991) dafür, dass die kontraktile Elemente durch erhöhte Aktivität die Strukturen vor einer weiteren Dehnung und damit vor einem Strukturschaden durch Auseinanderreißen schützen wollen. Damit erscheint die Hypothese von Morgan eher unwahrscheinlich.

Im Konsens zu diesen Überlegungen konnten u.a. Rassier, Herzog & Pollack (2003) bei ihren Untersuchungen kein „popping“ feststellen: Zu keinem Zeitpunkt identifizierten sie eine Verlängerung der Sarkomere über die Filamentgrenzen hinaus.

Telley et al. (2006b) führten aufgrund der widersprüchlichen Studienlage – popping ja oder nein – weiterführende Forschung durch. Die Autoren untersuchten, wie oben bereits beschrieben, 204 Halb-Sarkomere des M. psoas von Hasen mithilfe fluoreszierender Antikörper. Die passive Dehnung der Myofibrille wurde während Ca^{2+} -Aktivierung vollzogen. Sie konnten analog zu Rassier et al. (2003) und im Gegensatz zu Morgan (u.a. Morgan, 1990; Proske & Morgan, 2001; Morgan & Proske, 2004) kein „Sarkomer popping“ feststellen. Folgendes wurde beobachtet:

1. Während der *isometrischen Phase der Aktivierung* verhalten sich die Halb-Sarkomere asymmetrisch, indem sie sich in unterschiedlichem Ausmaß verkürzen, und eine A-Band-Verschiebung entsteht.
2. Während der *Dehnung* der Myofibrille bleibt die vorher entstandene Variabilität der Längen in etwa gleich, obwohl die Kraft deutlich ansteigt. Die Halb-Sarkomere verlängern sich in unterschiedlichem Ausmaß: Die äußeren Segmente verlängern sich zum Beispiel stärker als die mittleren. (Telley et al., 2006b, S. 177-178, 182)
3. Während der *Relaxationsphase* – das heißt nach Ca^{2+} Entfernung – verlängern sich benachbarte Halb-Sarkomere sequenziell, also örtlich und zeitlich nacheinander (Stöcker Telley & Denoth, 2008, S. 89). Die Halb-Sarkomere nähern sich in der Länge an, eine steigende Uniformität der Halb-Sarkomere entsteht. Die Längenveränderung ist nach der Stretchphase langsamer als bei Aktivierung (Telley et al., 2006b).

Die Forscher schließen mit der Hypothese, dass während aktiver Muskeldehnung eine Ko-Existenz von Verkürzung und Verlängerung von Halb-Sarkomeren besteht und die

zunehmende Asymmetrie der Längen der Halb-Sarkomere vor der Stretchphase während dieser sinkt (Telley et al., 2006b, S.182). Inzwischen wurde ein Modell erstellt, dass diese Halb-Sarkomer-Dynamik wiedergeben kann und zum weiteren Verständnis dieser beitragen soll (Stöcker et al., 2008); Stöcker, Telley, Stüssi & Denoth, 2009).

Demzufolge widerlegen neuere Untersuchungen (Telley et al, 2006a, 2006b; Stöcker et al., 2008) die „popping“-Hypothese der Sarkomere, die Morgan & Proske (2004) als Ursache für Muskelverletzungen während aktiver Verlängerung sehen. Doch einen plausiblen Erklärungsansatz für den exzentrischen Modus können auch diese Modelle nicht liefern. Es muss auch immer gewärtig bleiben, dass in-vitro Untersuchungen an einzelnen Myofibrillen von Tieren eingeschränkt übertragbar sind. Ebenso ist die Übertragung der chemisch hervorgerufenen Aktivierung der Sarkomere und der nachfolgend passiven Dehnung der Myofibrillen auf die Muskelaktionen des neuromuskulären Systems fraglich. Nach Meinung der Autorin kann dabei nicht von einer Verlängerung im Sinne neurophysiologisch gesteuerter exzentrischer Muskelaktion gesprochen werden.

Zusammenfassend kann man festhalten, dass bis heute nach der Sliding-Filament-Theorie von Huxley (1974) zur Erklärung der Muskelkontraktion weder eine allgemein anerkannte Theorie zur Isometrie noch zur Exzentrik entstanden ist. In-vitro Untersuchungen geben Hinweise darauf, dass das Verhalten der Halb-Sarkomere – im Sinne von steigender Inhomogenität der Halb-Sarkomer-Längen während Aktivierung, Beibehaltung der Längenvariabilität während Dehnung sowie anschließender Angleichung der Längen während Relaxation – wichtige Erklärungsansätze für die Differenzierung der beiden Muskelaktionen liefern könnte. Die Einschränkungen bezüglich der Interpretation sowie der Übertragung auf den Menschen müssen dabei beachtet werden.

Auch auf chemischer Ebene bezüglich des ATP-Verbrauchs konnten Forscher Unterschiede zwischen den verschiedenen Muskelaktionen aufdecken.

1.4.1.3 Metabolismus im Muskel während verschiedener Muskelaktionen

ENERGIETRÄGER ADENOSINTRIPHOSPHAT (ATP)

Huxley (1974) stellte fest, dass während exzentrischer Muskelarbeit weniger Energie (Summe von produzierter Wärme und verrichteter Muskelarbeit) durch Spaltung von ATP freigesetzt wird als bei anderen Muskelaktionen. Das heißt während konzentrischer Aktivität ist der Energie-Umsatz höher als während isometrischer und während letzterer wiederum höher im Vergleich zur exzentrischen Aktivität (u.a. Abbott, Aubert & Hill, 1951, zitiert nach Huxley, 1974, S. 8). Bekannt ist weiterhin, dass exzentrische Muskelaktion verglichen mit konzentrischer eine größere Effizienz mit sich bringt (vgl. u.a. Komi, 2000). Dies wird durch Untersuchungen von Linari et al. (2003) gestützt: Die Autoren stimulierten in-vitro elektrisch

einzelne Muskelfasern des M. tibialis anterior von Fröschen, um die Energieumwandlung (thermisch und mechanisch) während verschiedener Muskelzustände (Verkürzung, Isometrie, Verlängerung) zu erfassen. Die Rate der Energie-Speicherung stieg mit der Geschwindigkeit der Dehnung. Dabei konnte offenbar ein Drittel der Energie durch elastische Komponenten (Querbrücken zwischen Aktin und Myosin, Aktin-, Myosin-, sowie Titin-Filamente, Sehnen) gespeichert werden. Spätestens 200 ms nach der Dehnung wurde die gesamte gespeicherte Energie als Wärme abgegeben.

Bei den Untersuchungen von Linari et al. (2003) war die Energie aus der Hydrolyse von ATP während Dehnung einer aktivierten Muskelfaser geringer als während einer vergleichbaren isometrischen Aktion. Das spreche dafür, dass der ATP-Umsatz während Dehnung reduziert ist. Den Autoren zufolge wird während isometrischer Aktion die Hydrolyse von ATP sowohl für die Aktivität der Aktin-Myosin-Filamente als auch für die Ca^{2+} -Pumpe im sarkoplasmatischen Retikulum (dort 30-40%) benötigt. Diese Überlegungen seien damit kompatibel, dass während Dehnung die actomyosine Aktivität komplett unterdrückt wird.

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass – Huxleys Hypothese stützend – während Verlängerung des sich anspannenden Muskels die Actomyosin-Aktivität unterdrückt wird.

LAKTAT-KONZENTRATION

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass die Laktat-Konzentration im Blut nach konzentrischer Aktivität höher ist als nach vergleichbarer exzentrischer.

Linnamo, Bottas & Komi (2000) untersuchten die Laktat-Konzentration im Blut aus dem Finger vor und nach exzentrischen beziehungsweise konzentrischen Muskelübungen. Die Laktat-Konzentration im Blut stieg bei konzentrischer sowie bei exzentrischer Aktivität. Der Anstieg war nach Konzentrik allerdings signifikant höher als nach Exzentrik (ebd., S. 297).

Auch eine vergleichbare Studie von Durand und Kollegen (2003) zeigte ähnliche Ergebnisse. Nach konzentrischem Training stieg die Laktatkonzentration auf ca. 5 mmol/l und damit signifikant stärker als nach exzentrischem Training. Auch 15 Minuten nach dem Training war noch ein signifikanter Unterschied vorhanden.

Auch die metabolischen Vorgänge im Muskel betreffend, kann man zwischen konzentrischer und exzentrischer Muskelaktivität Differenzen feststellen. Ist dies auch bezüglich der neuronalen Steuerung möglich?

1.4.1.4 Neuronale Steuerung bei verschiedenen Muskelaktionen

Enoka (1996) beschäftigt sich in seinem Review mit der Frage, ob das Nervensystem einen speziellen Befehl für eine exzentrische Aktion aussendet. Er geht davon aus, dass die unterschiedlichen Muskelaktionen durch verschiedene Befehle des Nervensystems aktiviert

werden und die exzentrische Muskelaktion durch einzigartige neuronale Befehle kontrolliert wird (ebd., S. 2339). Demnach müsste bei der Abfolge verschiedener Muskelaktionen eine Veränderung der Kontrollstrategie beim Übergang dieser im Nervensystem stattfinden. Bigland & Lippold (1954) konnten mittels EMG zeigen, dass während Exzentrik im Vergleich zur konzentrischen Muskelaktion eine geringere willkürliche Aktivität erforderlich ist, um eine bestimmte Muskelkraft zu erzeugen.

Weiterhin haben Messungen mittels Isokinetiksystem erbracht (Grabiner, Owings, George & Enoka, 1995; zitiert nach Enoka, 1996, S. 2342), dass eine a priori Aktivierung im ZNS unterschiedliche Magnituden der Muskelaktivierung (EMG) nach sich zieht. Erwartet der Proband eine konzentrische Muskelaktion, so ist die Muskelaktivierung größer, als wenn er eine exzentrische Muskelaktion erwartet.

Tax, Denier van der Gon, Gielen & van den Tempel (1989) weisen darauf hin, dass die Rekrutierungsschwelle bei konzentrischer sowie exzentrischer Muskelaktivität deutlich niedriger ist als während Isometrie. Daraus zieht Enoka (1996, S. 2343) den Schluss, dass auch die Rekrutierungsschwelle von absteigenden Signalen des Gehirns gesteuert wird. Dies wird dadurch erklärt, dass erstens der Rückgang der Rekrutierungsschwelle auch während sehr geringer Geschwindigkeiten stattfand und somit nicht nur auf die mechanischen Strukturen des Muskels zurückgeführt werden kann und zweitens unabhängig vom sensorischen Feedback zu sein scheint.

Der Autor resümiert, dass die neuronalen Befehle der exzentrischen Muskelaktion einzigartig sein müssen, da sie – auf Grundlage verschiedener Studien – spezifizieren, welche motorische Einheiten wie stark aktiviert werden und wie diese Aktivierung auf Muskeln einer Muskelgruppe verteilt wird (ebd., S. 2344).

Ein weiterer Anhaltspunkt für die Vermutung, dass die Exzentrik durch eine besondere Steuerung des Nervensystems ermöglicht wird, liegt darin, dass während exzentrischer Muskelaktion die motorischen Einheiten offenbar spezifisch über Nerven angesprochen werden. Grabiner & Owings (1998) führten eine Studie durch, in denen zwölf Probanden in zwei Gruppen eingeteilt wurden: an einem Bein führte die eine Gruppe maximal isokinetisch konzentrische Kontraktionen durch, die andere maximal isokinetisch exzentrische Muskelaktionen. Vor sowie nach den ermüdenden Belastungen wurde auch das Drehmoment des nicht ermüdeten kontralateralen Beins isokinetisch konzentrisch bzw. isokinetisch exzentrisch erfasst. Bei der Exzentrik-Gruppe sank nach den ermüdenden exzentrischen Belastungen das Drehmoment des ermüdeten Beins um 13 % (± 6), während die Kraft des kontralateralen nicht ermüdeten Beins um 11 % (± 9) stieg. In der Konzentrik-Gruppe gab es am ermüdeten Bein eine Reduktion der Kraft um 39 % (± 7), am nicht ermüdeten Bein ergaben sich keine Veränderungen. Das maximale Drehmoment des

kontralateralen Beins wurde durch die konzentrische, ermüdende Aufgabe nicht beeinflusst. Aufgrund dessen wird vermutet, dass möglicherweise bei exzentrischer Muskelaktion neuronale Bahnungsprozesse der gleichen Muskeln des kontralateralen Beins eventuell auf spinaler Ebene verstärkt werden (Enoka, 1996, S. 2345).

Nach Duchateau & Baudry (2013) sind die einzigartigen Mechanismen, die hinter der exzentrischen Muskelaktion stecken, bis heute unbekannt.

Weiterhin finden mehrere Autoren, dass die EMG-Amplitude bei gleicher Kraftbeanspruchung während Exzentrik niedriger ist als während Konzentrik (u.a. Baudry, Klass, Pasquet & Duchateau, 2007; Christou, Shinohara & Enoka, 2003, Fang, Siemionow, Sahgal, Xiong & Yue, 2001). Fang et al. (2001) untersuchten die Aktivität der EEG und damit das bewegungsbezogene kortikale Potential (MRCP) sowie das EMG im Vergleich zwischen konzentrischer und exzentrischer Muskelaktion. Obwohl das EMG bei gleicher Last geringere elektrische Aktivität während exzentrischer Muskelaktion zeigt als während konzentrischer, weist das MRCP höhere Werte auf. Fang et al (2001, S. 1770) postulieren, dass exzentrische Muskelaktion schwieriger auszuführen ist als konzentrische und daher möglicherweise die höhere Gehirn-Aktivität resultiert.

Duchateau und Enoka (2008) fassen in ihrem Review zusammen, dass sich bei submaximaler Kraft die Aktivität der motorischen Einheiten zwischen aktiver Muskelverkürzung und -verlängerung unterscheidet. Bei Exzentrik werden erstens weniger motorische Einheiten rekrutiert und zweitens ist die Feuerungsrate geringer.

Abschließend kann man festhalten, dass sich die verschiedenen Muskelaktionen auf muskulärer und kortikaler Ebene differenzieren lassen. Möglicherweise vorhandene verschiedene Isometrie-Formen wurden bei diesen Studien nicht berücksichtigt. Nach eigener Literaturrecherche konnte lediglich eine Studie gefunden werden, die explizit die Untersuchung von möglicherweise vorhandenen Isometrie-Formen zum Gegenstand hat sowie eine weitere, in der zumindest in der Methodik zwei verschiedene Messmodi der Isometrie berücksichtigt wurden. Beide Studien werden nun kurz vorgestellt.

1.4.2 Literaturlage zur Hypothese der zwei Formen der Isometrie

Die Autoren um Garner (Garner, Blackburn, Weimar & Campbell, 2008) nehmen an, dass zwei Formen der Isometrie existieren. Sie gründen ihre Hypothese auf dem oben genannten Phänomen unterschiedlicher EMG-Aktivitäten im Vergleich von konzentrischer und exzentrischer Aktivität (ebd., S. 467). In ihrer Studie unterscheiden sie "ECCI" (eccentrically loaded isometric contraction) und "CONI" (concentrically loaded isometric muscle contraction). Sie überprüften die Thesen, ob ECCI eine geringere mittlere EMG-Amplitude produziert als CONI. Mittels EMG-Sensoren führten sie je fünf Messungen à drei Sekunden

mit Lasten bis 50 % der MVC an den Mm. soleus et gastrocnemius durch. Aufgrund der Ergebnisse verwarfen die Autoren ihre Hypothese: Es konnten bezüglich der Amplitude und Frequenz der EMG-Signale keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Messmodi festgestellt werden. Sie schließen daraus, dass die isometrische Kontraktion unabhängig vom Modus gleich ist. Kritisch sei aber, dass nur Lasten bis 50 % der MVC genutzt wurden (ebd.).

Eine weitere Studie (Semmler, Kornatz, Dinunno, Zhou & Enoka, 2002) berücksichtigt zumindest in der Methodik zwei verschiedene isometrische Messmodi („restrained“ und „postural isometric contraction“). Auch hier wird die Differenzierung dieser aufgrund fehlender statistischer Unterschiede bezüglich der Entladung der motorischen Einheiten – ermittelt via EMG – verworfen (insb. bezüglich Frequenzausprägung) (ebd., S. 685).

Auf Grundlage der eigenen Literaturrecherche konnte bis dato keine weitere Studie gefunden werden, die die Untersuchung von verschiedenen Isometrie-Formen zum Gegenstand hat. Anhand der vorliegenden Studien kann nach Meinung der Autorin keine hinreichende Evidenz dafür erbracht werden, dass die Hypothese der zwei Formen der Isometrie verworfen werden sollte. Die beiden Studien zeigen zwar bezüglich der Frequenz- und Amplitudenausprägung von EMG-Signalen keine Unterschiede, aber aus erkenntnistheoretischer Sicht kann damit die Hypothese nicht verworfen werden. Es ist nicht auszuschließen, dass mit einem anderen Verfahren oder Messdesign der Nachweis doch erbracht werden kann. Fehlende Verifikation begründet noch keine Falsifikation.

Zur Untersuchung der isometrischen Muskelaktion wird inzwischen neben der EMG die Methode der Mechanomyografie (MMG) eingesetzt. Diese noch recht junge Methode zur Erfassung mechanischer Muskelschwingungen wird im Folgenden thematisiert. Möglicherweise ermöglicht diese einen neuen Ansatzpunkt zur Untersuchung der Hypothese der zwei Formen der Isometrie.

1.5 Mechanooszillografie

Die Mechanomyografie (MMG) ist eine in Deutschland noch kaum bekannte Methode zur Erfassung mechanischer Oszillationen der Muskulatur. Bisherige Forschung bezüglich muskulärer Aktivität basiert vor allem auf der Erfassung der elektrischen Muskelaktivität via Oberflächen-Elektromyografie (sEMG; surface EMG). Inzwischen werden beide Methoden auch ergänzend eingesetzt (u.a. Sjogaard et al., 2010). Zur näheren Betrachtung der hier eingesetzten Mechanomyografie, müssen zunächst die Begrifflichkeiten geklärt werden.

In der Literatur werden diverse Bezeichnungen für die Untersuchung von mechanischen Muskeloszillationen genutzt. Beck (2010) zählt verschiedene auf, u.a. tremor oder auch acoustic myography. Im Jahre 1995 wurde auf einem Symposium der CIBA Foundation der

Begriff „surface mechanomyography“ (MMG) eingeführt (Beck, 2010, S. 5). Dieser soll darauf hinweisen, dass es sich um mechanische Signale handelt, sich dabei aber klar von anderen mechanischen Signalen abgrenzen, die nicht von der Muskulatur stammen. In dieser Arbeit wird die Messmethode dementsprechend – wie auch in anderen Studien – mit Mechanomyografie (MMG) bezeichnet (vgl. dazu u.a. Beck, 2012; Cescon, Gazzoni, Gobbo, Orizio & Farina, 2004; Cescon, Madeleine & Farina, 2008; Orizio, Liberati, Locatelli, De Grandis & Veicsteinas, 1996).

An der Abteilung Regulative Physiologie und Prävention der Universität Potsdam wird die Mechanomyografie durch die Erfassung mechanischer Oszillationen von Sehnen (Mechanotendografie; MTG) erweitert. Eine solche Anwendung der Mechanografie wird bisher in der Literatur – nach eigener Recherche – nicht berichtet und wird daher hier wahrscheinlich erstmals aufgegriffen. Der Überbegriff Mechanografie umfasst damit eine Methode zur Erfassung mechanischer Auslenkungen verschiedener Strukturen des muskuloskeletalen Systems.

Abbildung 2 zeigt die verschiedenen Möglichkeiten der Mechanografie und einen exemplarischen Signalausschnitt. Der Sensor (u.a. piezoelektrische Sensoren, hochauflösende ACC-Sensoren) wird auf der Haut über dem Muskelbauch (MMG) beziehungsweise der Sehne (MTG) fixiert. Es muss einem dabei gewärtig bleiben, dass die

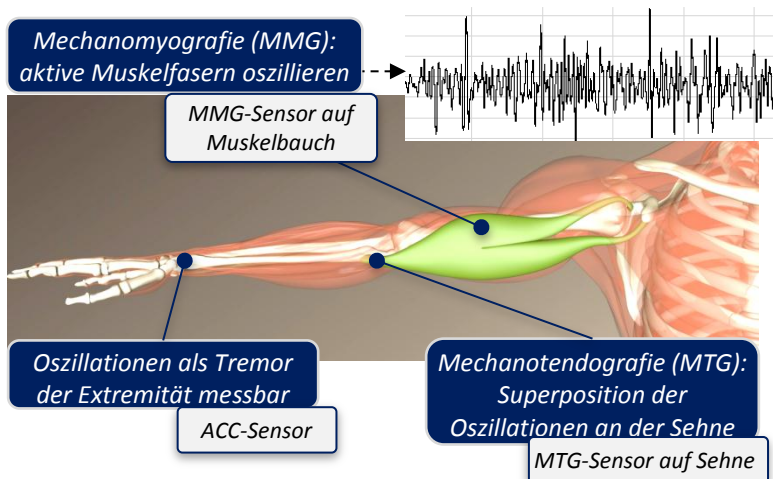


Abbildung 2. Mechanooszillografie

Nicht-invasive Erfassungsmöglichkeiten muskulärer sowie tendinöser Oszillationen inklusive Sensortyp. Der Signalausschnitt zeigt die Aufzeichnung eines MMGs des M. biceps brachii bei maximaler isometrischer Muskelaktion. (Abbildung zur Verfügung gestellt von www.human-motors.de)

Mechanooszillografie (MOG) lediglich Schwingungen abnimmt, die an der Hautoberfläche ankommen. Es besteht allgemein Konsens, dass diese die transversalen Schwingungen des Muskels widerspiegeln (u.a. Frangioni, Kwan-Gett, Dobrunz & McMahon, 1987; Barry, 1987; Barry & Cole, 1988). Diese Annahme wird übernommen und auch dieser Arbeit zugrunde gelegt.

DIE MECHANOTENDOGRAFIE

Ein neues Einsatzgebiet der Mechanografie liegt in der oben erwähnten Möglichkeit, auch die mechanischen Aktionen der Sehne zu erfassen. Sehnen dienen – biomechanisch gesehen – als Kraftüberträger zwischen Muskeln und Skelett. Das heißt die Muskelfasern

(mindestens) eines Muskels münden in eine Sehne. Daher liegt es nahe zu vermuten, dass die mechanischen Schwingungen des Muskels auch auf die Sehne übertragen werden. In diversen eigenen Pilotstudien konnte unser Team zeigen, dass dort tatsächlich Oszillationen auftreten, deren Charakteristik denen des Muskels entspricht (u.a. Torick, Hoff, Schaefer, Behnke, Lehmann & Bittmann, 2013b). Da an der Sehne keinerlei elektrische Signale zu detektieren sind, ist dies mit der Elektromyografie nicht möglich (De Luca, 2013). Die MTG erlaubt es, die Auswirkungen der mechanischen Oszillationen des jeweiligen Muskels auf die Sehne zu erfassen. Das von der Sehne abgenommene Signal kann somit als Superposition der von den dabei beteiligten motorischen Einheiten erzeugten Kraftimpulse aufgefasst werden. Das Verfahren ermöglicht auch die Messung von Sehnenoszillationen durch von außen einwirkende Kraftimpulse. Damit eröffnen sich mittels Mechanotendografie vermutlich neue Forschungsfelder insbesondere im Hinblick auf orthopädische Erkrankungen wie Tendopathien.

Bevor ein Ausschnitt der aktuellen Studienlage dargestellt wird, soll nun die historische Entwicklung der noch eher unbekanntenen Mechanomyografie betrachtet werden.

1.5.1 Historischer Abriss der Mechanomyografie

Muskeln oszillieren und produzieren Geräusche. Bereits im 17. Jahrhundert dokumentierte der italienische Theologe, Mathematiker und Physiker Francisco Grimaldi (*1618, † 1663), dass er durch Zuhalten seiner Ohren Geräusche hörte, die er als „tremores“ bezeichnete (Abbildung 3). Allerdings führte Grimaldi die Geräusche nicht etwa auf die kontrahierenden Muskelfasern zurück, sondern interpretierte das Gehörte zeitgemäß als „die eiligen Bewegungen der Lebensgeister“³ (Grimaldi, 1665, S. 383).

Heute weiß man, dass die auditive Wahrnehmung von aktiver Muskulatur darauf hinweist,

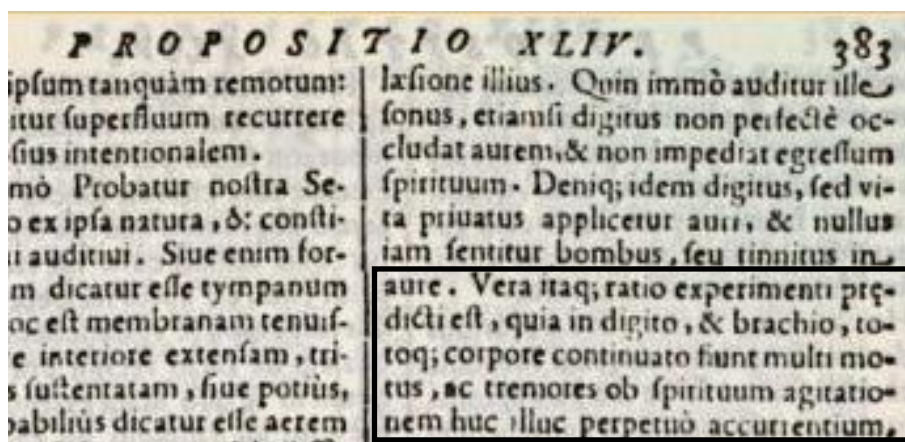


Abbildung 3. Auszug aus Grimaldis Propositio XLIV
Er dokumentierte seine Beobachtungen, während des Zuhaltens seiner Ohren
Geräusche wahrnehmen zu können (Grimaldi, 1665, S. 383).

³ Freie Übersetzung der Autorin (siehe dazu auch Wollaston, 1810).

dass myofasziale Strukturen oszillieren. Durch die Schwingung der kontraktiven Strukturen entstehen Schallwellen, die der Mensch hören kann. Das beschrieb der englische Arzt, Chemiker und Physiker William Hyde Wollaston (*1766, † 1828) bereits im Jahre 1810. Er identifizierte die Ähnlichkeit zwischen den Geräuschen, die die Muskulatur produziert und denen von schnellen Kutschen auf Kopfsteinpflaster (Wollaston, 1810, S. 2):

I have been led to infer the existence of these alternate motions from a sensation perceptible upon inserting the extremity of the finger into the ear. A sound is then perceived which resembles most nearly that of carriages at a great distance passing rapidly over a pavement.

Durch Berechnungen, die die Geschwindigkeit der Kutsche und die Größe der Pflastersteine zugrunde legen, kam Wollaston zu dem Ergebnis, dass Muskeln mit einer Frequenz von etwa 23 Hz schwingen. Er gibt die niedrigste Frequenz mit 14 Hz und die höchste mit etwa 36 Hz an. Im Wissen, dass diese Angaben aufgrund von begrenzten methodischen Möglichkeiten nicht akkurat sein können (ebd., S. 5), schätzte Wollaston bereits damals über „primitive“ Mittel nahezu korrekt die heutzutage gesicherte Frequenz von ca. 10 Hz.

Lange Zeit konnten aufgrund von fehlenden technischen Möglichkeiten Muskeloszillationen nicht spezifischer untersucht werden. Die Entwicklung von piezoelektrischen Sensoren Mitte des 20. Jahrhunderts ermöglichte es dann, myofasziale Schwingungen fundiert zu erforschen. Gordon & Holbourn (1948) nutzten erstmals Piezosensoren zur Erfassung der mechanischen Myo-Oszillationen. Die Autoren untersuchten simultan die elektrischen sowie die mechanischen Effekte. So wurden die Aktionspotentiale von Muskelkontraktionen über bipolare Elektroden erfasst. Die Aufnahme der feinen myofaszialen Bewegungen der Muskulatur erfolgte mit einem Kristallmikrofon sowie Piezosensoren, die unmittelbar auf die Haut appliziert wurden. Die Autoren untersuchten insbesondere die Kau- sowie die Augenmuskulatur und resümierten, dass die Frequenz mit zunehmender Kontraktion ansteigt⁴ (Gordon & Holbourn, 1948, S. 458). Außerdem fanden sie zeitliche Synchronität der Aktivitäten von elektrischer und mechanischer Muskelaktion. Sie vermuteten, dass das „Grummeln“ großer Muskeln durch die asynchrone Aktivierung mehrerer motorischer Einheiten entstehe.

Zwischen den 1950er und den 1980er Jahren wurde die Mechanomyografie vermutlich nicht spezifisch zur Erfassung von Muskeloszillationen genutzt. Dennoch finden sich Studien zum Beispiel im Bereich der Raumfahrt (NASA), in denen das „mechanische Modell“ des Menschen mittels piezoelektrischer Sensoren untersucht wurde, um die Resonanzfrequenz des Körpers – insbesondere des Kopfes – zu identifizieren (Frolov, 1972, S. 3). Die Autoren

⁴ Dies können heutige Studien nicht stützen (siehe Kap. I.5.2, ab S. 21)

stellten fest, dass die „dynamische Charakteristik“ vom Ausmaß der Muskelspannung abhängt (ebd., S. 6). Die Frequenzanalyse zeigte Peaks im Bereich um 10 Hz, welche die Autoren als Resonanzfrequenz des Körpers beschreiben. Aus heutiger Sicht kann man vermuten, dass die Forscher damals bereits die Eigenfrequenz der Skelettmuskulatur erfassten.

Seit den 1980er Jahren ist die Anwendung piezoelektrischer Sensoren zur Untersuchung des niederfrequenten Muskelsounds etabliert. Gelegentlich wurden auch elektrische Stethoskope als Mikrofon verwendet (u.a. Oster & Jaffe, 1980). Immer häufiger werden hochauflösende Beschleunigungssensoren zur Erfassung der Muskeloszillationen eingesetzt (Barry, Hill & Im, 1992; Cescon et al., 2008; Sasaki, Sasaki & Ishii, 2011; Orizio et al., 1996). Für diese Arbeit relevante Studienergebnisse zur Untersuchung von Muskeloszillationen werden im folgenden Kapitel dargestellt.

1.5.2 Studienlage zur Mechanomyografie

Die Studien bestätigen eine Frequenz der myofaszialen Oszillationen um ca. 10 Hz (Horsley & Schäfer, 1886; McAuley & Marsden 2000; Beck, 2010; Torick, 2011, 2012). Je nach Größe, Faserzusammensetzung, Zustand und Aktivität des Muskels können niedrigere sowie höhere Frequenzen bis etwa 25 Hz erreicht werden (ebd.). Diese grundlegenden Fakten über MMG sollen nun durch Ergebnisse spezifischerer Betrachtungen ergänzt werden.

WODURCH ENTSTEHT DAS SIGNAL DER MECHANOMYOGRAFIE?

Cescon et al. (2004) stellen fest, dass bei gezielter Aktivierung einer motorischen Einheit mit Impulsen von 8 – 10 Hz im Vergleich zur willkürlichen Kontraktion bezüglich Frequenz und Amplitude ähnliche MMG-Signale entstehen. Sie resümieren, dass mittels MMG einzelne motorische Einheiten erfasst werden können. Nach Orizio et al. (1996) stellt das MMG-Signal die Summe der Zuckungen aller aktiven Muskelfasern dar.

Da aber hunderte bis tausende motorische Einheiten in einem Muskel zusammen arbeiten, stellt sich die Frage, wie diese reproduzierbaren Frequenzen zustande kommen können. Dies weist dringend auf eine entsprechende intramuskuläre Synchronisation hin. Die These wird durch verschiedene Studien gestützt, bei denen eine Kohärenz bezüglich der Feuerungsrate verschiedener motorischer Einheiten identifiziert werden konnte (u.a. Fling, Christie & Kamen, 2009; Farmer, Swash, Ingram & Stephens, 1993a; Semmler et al., 2002; Kakuda, Nagaoka & Wessberg (1999); vgl. Kapitel II.5.1). Eine solche synchronisierte motorische Ansteuerung erscheint als zwingende Voraussetzung für das beobachtete rhythmische Zusammenspiel einer Vielzahl von Einheiten.

Ferner muss man davon ausgehen, dass Artefakte infolge der Positionierung der Sensoren auf der Hautoberfläche entstehen, diese also nicht unmittelbar auf dem Muskel platziert sind. Jedoch legen Studien nahe, dass man auch an isolierten Muskeln Schwingungen feststellen kann. So hat Barry (1987) *in vitro* am *M. gastrocnemius* eines Frosches festgestellt, dass der Muskel in lateralen Bewegungen schwingt. Es wird gefolgert, dass die mechanischen Signale durch Druckwellen generiert werden, die durch die transversale Bewegung des Muskels entstehen (Frangioni et al., 1987; Barry & Cole, 1988). Aus diesem Grund hat die Positionierung des Sensors auf der Haut Einfluss auf das Signal. Entsprechend haben diverse Studien gezeigt, dass verschiedene Sensorpositionen in lateraler, nicht aber in longitudinaler Ebene den Output verändern (Cescon et al., 2008; Kaczmarek, Celichowski, Kasiński., 2005; Farina, Li & Madeleine, 2008, zitiert nach Beck, 2010). Dies muss bei der Positionierung der MMG-Sensoren auf dem Muskelbauch beachtet werden.

WELCHE BESCHLEUNIGUNG WIRD BEI MUSKULÄREN OSZILLATIONEN GENERIERT?

Cescon et al. (2004) untersuchten ferner, welche Beschleunigungen bei den mechanischen Myo-Oszillationen entstehen. Sie identifizierten an den *Mm. abductor digiti minimi* (ADM) et *interosseus dorsalis I* (FDI) mittels Beschleunigungssensor bei der Peak-to-Peak-Amplitude Werte von 9,6 bis 33,8 $\frac{mm}{s^2}$. Je nach Muskel unterschieden sich die Amplituden (ADM zeigte größere Amplituden als FDI). Allerdings wurden die Messungen lediglich bei 2 % und 5 % der MVC beziehungsweise bei Aktivierung einer motorischen Einheit durchgeführt. Damit sind sie natürlich nicht auf höhere Intensitäten zu übertragen. Dennoch zeigt dies, dass bereits bei geringen Intensitäten Oszillationen zu identifizieren sind.

WIE STABIL IST DIE FREQUENZ- UND AMPLITUDENAUSPRÄGUNG?

Bezüglich der Frequenzausprägung resümieren Yoshitake, Miyazaki & Moritani (2001), dass sich die mittlere Frequenz (Mean Power Frequency; MPF) des MMG-Signals am Ende einer 60-sekündigen Oberkörperaufrichtung in Bauchlage – interpretiert als zunehmende Ermüdung – nicht verändert. Die Frequenz scheint demnach auch bei einer solchen Ermüdung weitestgehend stabil zu sein. Orizio, Gobbo, Diemont, Exposito & Veicsteinas (2003, S. 333) ermittelten allerdings infolge von ermüdenden isometrischen Muskelübungen eine Verminderung der Frequenz.

Weiterhin ist die MPF abhängig von unterschiedlichen Intensitäten der Muskelaktivierung (Beck, 2010). Orizio, Perini, Diemont, Figini & Veicsteinas (1990) untersuchten bei $n = 7$ Probanden die MPF des MMG-Signals des *M. biceps brachii* bei unterschiedlichen Prozentanteilen der MVC. Dabei zeigte sich bei steigender Intensität eine Verlagerung der Frequenz nach oben, sodass die MPF bis 20 % der MVC bei knapp über 10 Hz lag, von 40

% bis 80 % der MVC bis auf 15 Hz stieg, während sie bei 100 % der MVC knapp über 20 Hz erreichte.

Eine bisher unveröffentlichte Studie der o.g. Potsdamer Arbeitsgruppe im Rahmen einer Bachelor-Arbeit⁵ konnte dies nicht bestätigen. Die Aufnahme von Muskeloszillationen erfolgte bei n = 10 Probanden während isometrischer Muskelaktion mittels Piezosensoren beidseits an den Mm. biceps brachii. Die Messungen (je 10 s) wurden mit Kurzhanteln bei 90° Ellbogenflexion in sieben verschiedenen Kraftstufen bis ca. 100 % der MVC durchgeführt. Die Frequenzen verhielten sich bei den verschiedenen Intensitäten und im Seitenvergleich statistisch stabil und variierten im Mittel zwischen 8 und 14 Hz.

Je nach Messaufbau und -instrument variieren die Ergebnisse verschiedener Studien. Festzuhalten ist aber, dass die gemessenen Frequenzen bei allen Autoren im Bereich zwischen 8 - 20 Hz lagen. Die niederfrequenten Bereiche werden also bestätigt.

Die Amplitudenausprägung scheint insgesamt dynamischer zu sein als die der Frequenz. Barry, Geiringer & Ball (1985) stellten bei Messungen bis 75 % der MVC fest, dass sich mit steigender MVC auch die Amplitude erhöht (siehe auch Akataki, Mita, Wakatabe & Itoh, 2001). Dies stützt andere Untersuchungen, in denen bis 80 % eine Steigung und ab 80 % der MVC ein Abfall der Amplitude identifiziert wurde (Orizio, Perini & Veicsteinas, 1989, 2003). Dieses Phänomen war bei n = 3 Probanden bei jeweils drei Messungen reproduzierbar. Die Autoren schließen daraus, der Muskelsound sei ein „reliables“ Instrument zur Erfassung der isometrischen Kontraktion (Orizio et al, 1989, S. 532; Yoshitake & Moritani, 1999). Die Ursache des linearen Amplitudenanstiegs bis ca. 80 % der MVC sehen die Autoren in der Rekrutierung der Muskelfasern. Den Amplitudenabfall zwischen 80 % und 100 % der MVC erklären sie sowohl durch die erhöhte Feuerungsrate der aktivierten motorischen Einheiten bei hohen Intensitäten als auch durch die veränderten visko-elastischen Faktoren (Orizio et al., 1989, S. 533; Beck, 2010, S. 20).

Weitere Autoren konnten zeigen, dass bei steigender Kraft (isometrisch sowie isokinetisch konzentrisch) auch die Amplitude des MMG-Signals steigt (Yoshitake & Moritani, 1999; Stokes & Dalton, 1991; Evetovich, Housh, Stout, Johnson, Smith & Ebersole, 1996).

Insgesamt liegen unterschiedliche Ergebnisse bezüglich des Amplitudenverhaltens bei verschiedenen Kraftstufen beziehungsweise Muskeln vor. Stokes & Dalton (1991) sowie Orizio (1993; zitiert nach Yoshitake & Moritani, 1999) schreiben dies den unterschiedlichen Fasertypen von verschiedenen Muskeln zu. Beck (2010) fasst zusammen, dass es im Vergleich verschiedener Intensitäten unterschiedliche Amplitudenausprägungen zu geben scheint, die je nach Muskel, Muskelfaserzusammensetzung und MVC variieren. Dennoch sei

⁵ Amann, A-K (2013). Mechanomyographie – mechanische Oszillationsmuster des M. biceps brachii im Seitenvergleich. Arbeit zur Erlangung des BA of Arts der Sporttherapie und Prävention, Universität Potsdam.

bei Messwiederholung gleicher Intensität bezüglich der Amplitude ein „relativ stabiles“ MMG-Signal zu finden (Beck, 2010, S. 19; Orizio et al., 1989). Nach Ermüdung allerdings stellen Orizio et al. (2003) eine deutlich geringere Amplitude der mechanischen Oszillationen via ACC-Sensor fest, während sich die EMG-Amplitude kaum verändert.

Bei Amplitudenvergleichen muss bedacht werden, dass diese – aufgrund des schwer zu standardisierenden Anpressdrucks – zumindest bei piezoelektrischen Sensoren nur unter bestimmten Bedingungen möglich und daher mit Vorsicht zu interpretieren sind.

WELCHE ZUSAMMENHÄNGE BESTEHEN ZWISCHEN EMG UND MMG?

Insbesondere die Grundlagenforschung spielt bis dato bezüglich der MMG-Forschung eine Rolle, da die Methode historisch gesehen jung ist. Es werden häufig die etablierte Methode der EMG mit der MMG in Beziehung gesetzt: Barry und Kollegen (1985) verglichen EMG und MMG des *M. biceps brachii*. Sie nutzten einen Phonokardiografen um die Muskelschwingungen zu ermitteln. Mit verminderter muskulärer Aktivität sanken die Amplituden der EMG- sowie der akustischen Signale. Die Autoren identifizierten eine hohe Korrelation zwischen Kraftproduktion und dem Effektivwert (Root Mean Square; RMS) der Signalamplituden. Sie konkludieren, dass die akustische Methode eine nicht-invasive Möglichkeit biete, muskuläre Aktivität zu erfassen (Barry et al., 1985).

Wie oben bereits dargestellt, fanden Orizio et al. (1989) bis 80 % der MVC einen Amplitudenanstieg des MMG-Signals. Bis zu dieser Intensität ähneln sich die MMG- und EMG-Signale bezüglich der Entwicklung ihrer Amplituden. Bei noch höheren Intensitäten stiegen jedoch die EMG-Signale weiter an, während bei Orizio et al. (1989) die MMG-Amplituden sanken.

Zusammenfassend kann man sagen, dass Zusammenhänge zwischen EMG- und MMG-Signalen zu finden sind. Da die EMG die elektrischen Signale der Muskelaktivität und die MMG die mechanischen erfasst, ist dies nicht verwunderlich. Schließlich ermöglichen die elektrischen Potenziale überhaupt erst die mechanische Aktivität. Wichtig erscheint in dieser Einordnung, dass beim EMG-Signal nicht nur höherfrequente Feuerungsraten identifiziert werden können, sondern auch niederfrequente im Bereich der MMG-Frequenzen (u.a. Semmler et al., 2002). Wie diese im Zusammenhang u.a. mit der kortikalen Steuerung stehen, wird im Kapitel II.5 näher beleuchtet.

Mit diesen theoretischen Grundlagen können nun die Hypothesen aufgestellt und anschließend die Methode dargestellt werden.

I HYPOTHESEN DER SINGLE-ISOMETRIE

Auf Grundlage der Vorstudie bei Messungen zwischen zwei Personen und der dabei aufgetretenen subjektiven Empfindung, dass man während isometrischer Muskelaktion zwischen Halten und Drücken unterscheiden kann, wurden verschiedene Hinweise für die o.g. Fragestellungen (Kap. I.2) gefunden. Demnach könnten eventuell sowohl die Amplituden der Muskeloszillationen als auch das Ermüdungsverhalten, das heißt das Nachgeben des Muskels über die Zeit, Eigenschaften zur Charakterisierung möglicherweise vorhandener verschiedener Isometrie-Formen darstellen.

Während der Pilotmessungen zeichnete sich ab, dass vom drückenden Probanden ein stärkerer physiologischer Tremor ausging. Andere Studien haben gezeigt, dass während Konzentrik die Amplitude der Elektromyografie (EMG) höher ist als während Exzentrik (u.a. Baudry et al., 2007; Christou et al., 2003). Dies lässt die Vermutung zu, dass auch bei zwei möglichen Isometrie-Formen die Amplitude der mechanischen Myo-Oszillationen im drückenden Modus größer ist als im haltenden.

Des Weiteren schienen bei den Pilotmessungen die haltenden Probanden früher nachzulassen als die drückenden – unabhängig davon, welcher Proband bessere konditionelle Fähigkeiten besaß (Maximalkraft sowie Kraftausdauer berücksichtigend). Entsprechend wird angenommen, dass man möglicherweise auch über das Nachgeben des Muskels im Zeitverlauf zwei Isometrie-Modi charakterisieren kann.

Daraus lassen sich folgende Hypothesen zusammenfassen:

1. Es existieren mindestens zwei verschiedene Formen der isometrischen Muskelaktion: die „haltende“ (holding) und die „drückende“ (pushing) Isometrie.
2. Es lassen sich objektivierbare Eigenschaften isolieren, die eine Unterscheidung zwischen den beiden Isometrie-Modi ermöglichen.
 - 2.1 Die hypothetischen Formen der Isometrie lassen sich durch die Amplitudenhöhe der dabei auftretenden mechanischen Oszillationen des Muskels unterscheiden: Die haltende Isometrie weist eine geringere Amplitude auf als die drückende Isometrie.
 - 2.2 Die möglichen Isometrie-Formen lassen sich aufgrund ihres Ermüdungsverhaltens charakterisieren: Ein neuromuskuläres System im haltenden Modus gibt früher nach als eines im drückenden.

Diese Hypothesen sollen in der ersten Teilstudie der Dissertation untersucht werden. Finden sich Unterschiede zwischen den beiden Modi, so hat dies Auswirkungen auf das Design der Paar-Isometrie-Messungen im zweiten Teil dieser Arbeit. Im Folgenden wird die methodische Herangehensweise für die hier durchgeführte Studie zur Fragestellung, ob verschiedene Formen der Isometrie existieren, beschrieben.

I METHODISCHER TEIL

Im methodischen Teil werden natürlich die klassischen Abschnitte des Designs wie Stichprobe, Messaufbau und -durchführung sowie die Auswertung beschrieben. Da eine Differenzierung in zwei Messmodi der Isometrie aber eher unbekannt ist, müssen zunächst die beiden Messmodi beschrieben und abgegrenzt werden.

I.6 Isometrische Messmodi: Halten vs. Drücken

Analog zu Garner et al. (2008; vgl. Kap. I.4.2) werden hier die beiden Messmodi der Isometrie definiert, allerdings anders bezeichnet. Zunächst wird lediglich von „drückender“ und „haltender“ Isometrie gesprochen. Im Folgenden wird teilweise auch der Begriff „agieren“ als Synonym für den drückenden Modus eingesetzt.

Als *drückende Isometrie* wird der Messmodus der Isometrie bezeichnet, bei dem der Proband gegen einen Widerstand drückt, als würde er ihn überwinden wollen. Dabei bringt er aber nur so viel Kraft auf, dass der Widerstand nicht überwunden wird. Man drückt also isometrisch gegen einen Widerstand. Es wird angenommen, dass die kontraktilen Elemente hier den Verkürzungs-Modus im Sinne von Huxleys Gleit-Filament-Theorie einstellen – vergleichbar mit der Konzentrik – ohne eine Längenveränderung vorzunehmen bzw. den Gelenkwinkel zu variieren.

Als *haltende Isometrie* wird der Messmodus der Isometrie bezeichnet, bei dem der Proband einer auf ihn einwirkenden Kraft widersteht. Demgemäß bringt er genau so viel Kraft auf, wie von außen auf ihn appliziert wird. Daraus ergibt sich entsprechend, dass der haltende Isometrie-Zustand nur eingenommen werden kann, sofern die eigene Maximalkraft nicht überschritten wird. Es wird angenommen, dass die kontraktilen Elemente den bisher noch ungeklärten Verlängerungs-Modus einstellen – analog zur Exzentrik – ohne eine Längen- bzw. Gelenkwinkelveränderung zuzulassen.

Durch die Beibehaltung einer konstanten Muskellänge wird bei beiden Messmodi verhindert, dass eine Verlängerung (haltender Modus) beziehungsweise eine Verkürzung (drückender Modus) des Muskels stattfindet.

Mithilfe der beiden Settings der Single-Messungen soll überprüft werden, ob diese subjektiv unterschiedlich empfundenen isometrischen Muskelaktionen auf der Basis objektiver Parameter differenziert werden können. Zur Realisierung der beiden isometrischen Messmodi eignet sich speziell die Pneumatik. Wie diese eingesetzt wurde, wird in Abschnitt I.7.4 erläutert.

I.7 Design der Single-Isometrie

In diesem Kapitel wird das Design zur Überprüfung der Hypothese von möglicherweise unterschiedlichen Formen der Isometrie beschrieben (Abbildung 4). Zunächst erfolgt die Beschreibung der Stichprobe. Die Untersuchung der isometrischen Messmodi fokussiert zwei Inhalte: (1) die mechanischen myofaszialen Oszillationen sowie (2) die isometrische Kraftausdauer. Entsprechend wurden zwei verschiedene Messmethoden eingesetzt, die beschrieben werden. Weiterhin erfolgt die Darstellung des für beide eingesetzten Settings sowie die Realisierung der beiden isometrischen Messmodi Halten und Drücken. Abschließend wird die Durchführung und die spezifische Auswertung jedes Untersuchungsgegenstandes thematisiert.

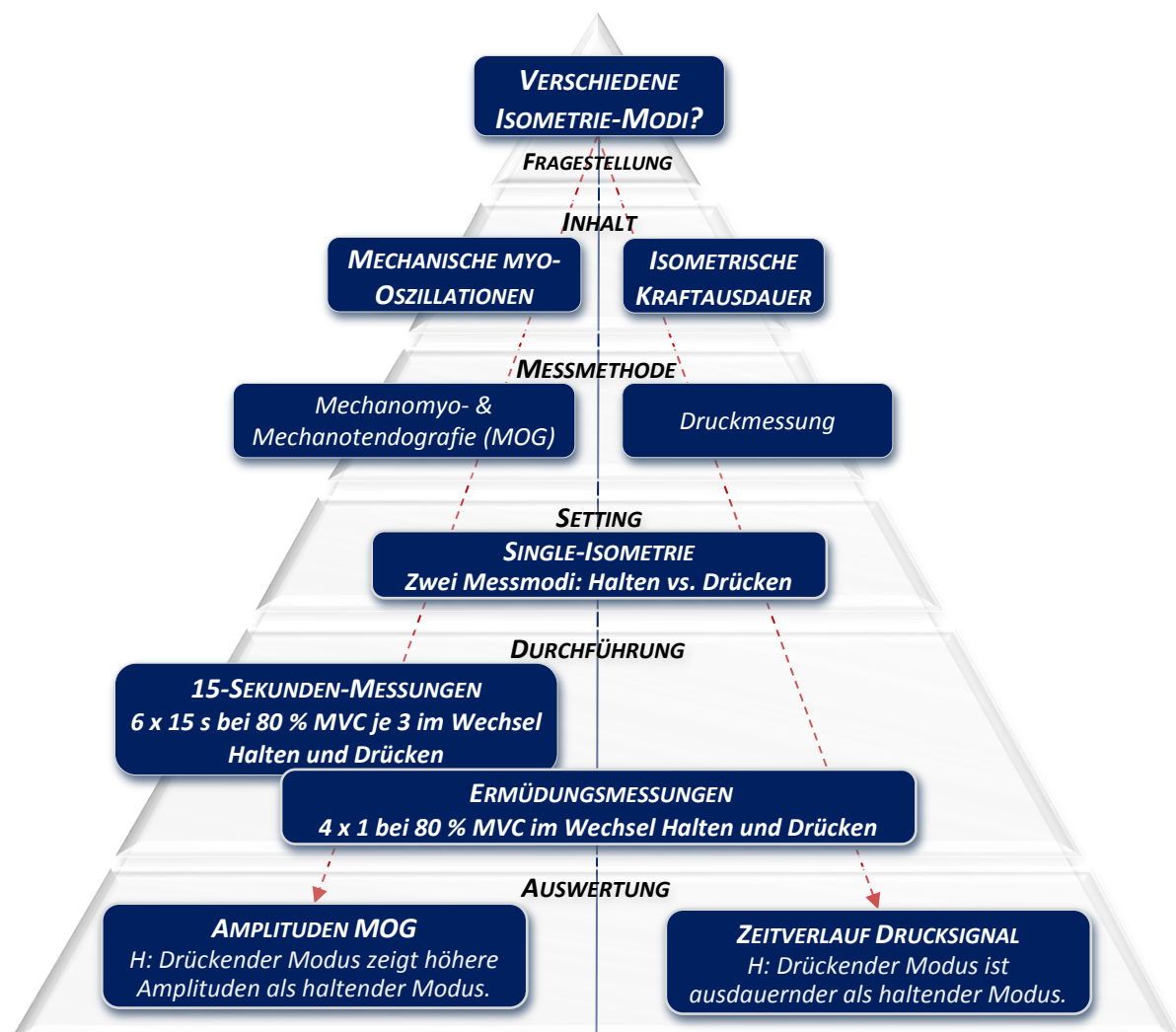


Abbildung 4. Übersicht des Designs der Single-Isometrie

Die Fragestellung wird durch zwei Inhalte geprüft: die mechanischen myofaszialen Oszillationen sowie die isometrische Kraftausdauer der Probanden. Entsprechend werden zwei Methoden eingesetzt. Das Setting und die Durchführung konnte für beide Inhalte genutzt werden. Die Auswertung differiert wieder je nach Untersuchungsgegenstand.

1.7.1 Stichprobe

In dieser Teilstudie wurden $n = 10$ Probanden ($m = 5$, $w = 5$) jeweils an der dominanten oberen Extremität gemessen. Tabelle 1 beinhaltet die anthropometrischen Daten der Probanden der Single-Isometrie-Messungen.

Die fünf weiblichen Probanden waren im Durchschnitt 24,4 Jahre alt ($\pm 1,95$), wogen 59,94 kg ($\pm 3,87$) und hatten eine Körperhöhe von 169 cm ($\pm 1,58$). Sie erreichten durchschnittlich einen maximalen Kraftwert von 70 N (± 6). Die fünf männlichen Probanden waren durchschnittlich 24 Jahre alt ($\pm 4,95$), hatten im Mittel eine Körpermasse von 71,8 kg ($\pm 5,93$) und eine Körperhöhe von 182 cm ($\pm 3,81$). Sie erreichten im Durchschnitt einen maximalen Kraftwert von 110 N (± 23). Alle Probanden waren Rechtshänder. Bis auf einen Schüler waren alle Probanden Sportstudenten der Universität Potsdam (Lehramt oder Sporttherapie). Die praktizierten Sportarten erstreckten sich von Ballsportarten über Kampfsportarten, Fitness, Leichtathletik bis Turnen.

*Tabelle 1. Stichprobendaten der Single-Isometrie-Messungen
Anthropometrische Daten und isometrische Maximalkraft der $n = 10$ Probanden der Single-Isometrie-Messungen.*

Probanden ($n = 10$)	Alter [Jahren]	Körperhöhe [cm]	Körpermasse [kg]	Maximalkraft [N]
$m = 5$	24,0 ($\pm 4,95$)	182,0 ($\pm 3,81$)	71,8 ($\pm 5,93$)	110 (± 23)
$w = 5$	24,4 ($\pm 1,95$)	169,0 ($\pm 1,58$)	59,9 ($\pm 3,87$)	70 (± 6)

1.7.2 Messmethoden

Wie in Abbildung 4 ersichtlich, werden zwei Untersuchungsgegenstände differenziert: Die mechanischen Myo-Oszillationen sowie die isometrische Kraftausdauer. Zur Untersuchung dieser wurden entsprechend zwei unterschiedliche Messmethoden eingesetzt.

1.7.2.1 Mechanomyo- und Mechanotendografie

Die Erfassung der mechanischen Oszillationen des neuromuskulären Systems erfolgte mit piezoelektrischen Sensoren (Abbildung 5; Modell: Shadow SH 4001) an drei Messorten: Dem M. triceps brachii, der Trizepssehne und dem M. obliquus externus abdominis. Der MMG-Sensor zur Aufnahme der Oszillationen des M. triceps brachii (MMGtri) wurde über dem Muskelbauch des Caput laterale und der MTG-Sensor zur Abnahme der Trizepssehnen-schwingung (MTGtri) proximal des Olekranons auf der Haut unmittelbar über der Trizepssehne angeklebt. Die Fixierung des MMG-Sensors zur Registrierung der mechanischen Schwingungen des M. obliquus externus abdominis (MMGobl) erfolgte ipsilateral medial des Rippenknorpels am distalen Ende der 8. Rippe. Für die Anbringung der

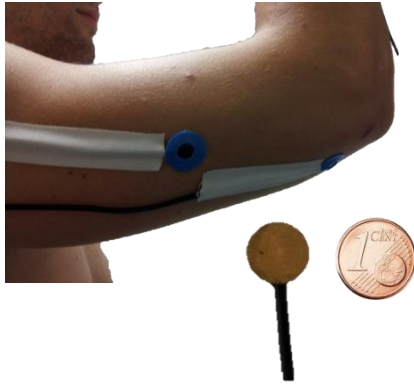


Abbildung 5. Fixierung der Piezo-Sensoren
Zur Erfassung der myotendinösen Schwingungen wurden piezoelektrische Sensoren (unten rechts im Vergleich zu einer 1ct Münze) eingesetzt. Diese wurden mit Klebematerial für EKG-Sensoren fixiert und die Kabel mit Tape befestigt.

Sensoren wurde Klebematerial für EKG-Sensoren genutzt. Diese ergaben in Vorstudien an der Abteilung Regulative Physiologie und Prävention die am besten reproduzierbaren und klarsten Ergebnisse für die Erfassung von Muskeloszillationen im Vergleich zu anderen Fixierungsmöglichkeiten, wie z.B. Tape o.ä. Die Kabel der Sensoren wurden zusätzlich mit Leukotape fixiert, sodass die mechanische Beeinträchtigung der Signale durch eventuell vorhandene Kabelbewegung minimiert wurde (Abbildung 5). Die Verstärkung der piezoelektrischen Signale erfolgte mittels Nobels preamp booster (pre-1). Über einen A/D-Wandler der Firma National Instruments wurden die Signale an einen Messlaptop (Sony, Windows 7, 64-bit) geleitet und dort durch die Software NI DIAdem 10.2 aufgenommen. Die Abtastrate betrug 1000 Hz.

1.7.2.2 Drucksensor

Zur Beurteilung der isometrischen Kraftausdauer wurde der Verlauf des durch den drückenden Arm erzeugten pneumatischen Drucks über die Zeit erfasst. Das für die Messungen verwendete Druckluftgerät (Abbildung 6) zur Realisierung der beiden

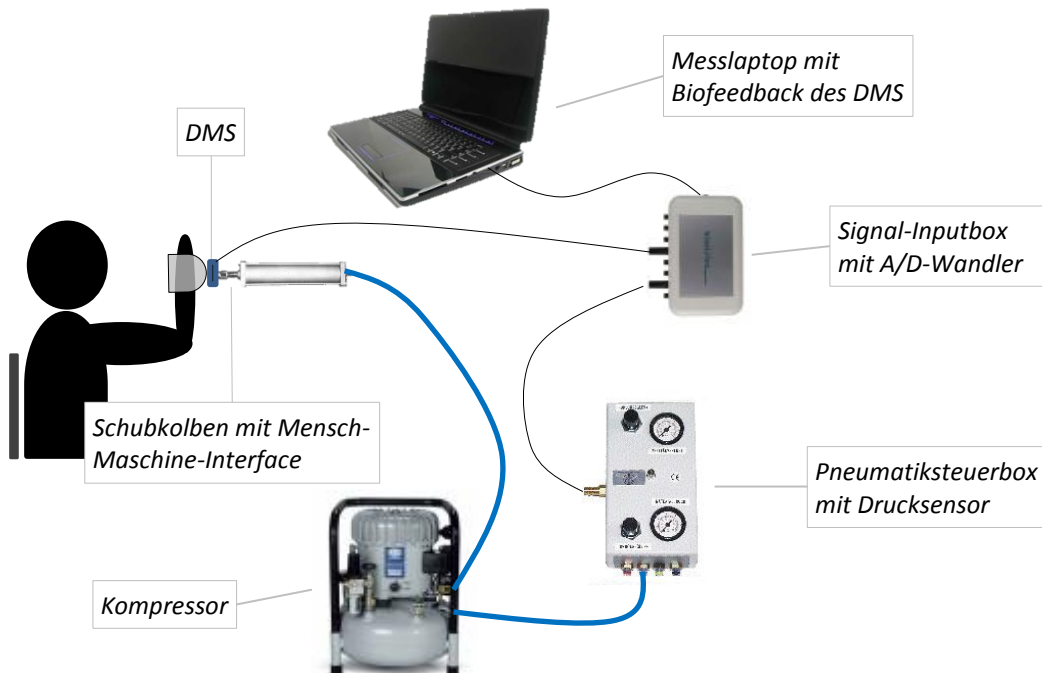


Abbildung 6. Prinzipskizze des zur Messung eingesetzten pneumatischen Messsystems SeBit
Der Schubkolben des Zylinders ist mit einem Mensch-Maschine-Interface ausgestattet. Zwischen Schubstange und Interface befindet sich ein Dehnmessstreifen (DMS) zur Erfassung der Kraft. Der Zylinder ist mit einem Kompressor (Jun-Air, Agre Kompressor Hobby Star 200, max. 8 bar) verbunden, welcher über ein Steuergerät kontrolliert wird. Die Inputbox inkl. A/D-Wandler leitet die Signale des DMS und des Drucksensors an den Messlaptop mit der Software NI DIAdem 10.2. Die Kraftwerte dienen als Biofeedback während der Messung.

isometrischen Messmodi ist bereits im Rahmen eines BMBF-Projekts (ZIM-Projekt KF 2262301FO9) erprobt sowie evaluiert⁶ worden und konnte daher für die Single-Isometrie-Messungen eingesetzt werden. Das Druckluftsystem besitzt im Steuergerät einen Drucksensor. Dieser erfasst analog den Luftdruck. Der Verlauf über die Zeit ergibt sich über die Messwiederholung mit hoher Frequenz (Abtastrate: 1000 Hz). Das analoge Signal des Sensors wurde im A/D-Wandler digitalisiert und zum Messlaptop geleitet. Dort erfolgte mittels Software NI DIAdem 10.2 die Aufnahme und Speicherung der Daten.

1.7.2.3 Weitere Messinstrumente

Um die beiden isometrischen Messmodi Halten und Drücken überhaupt miteinander vergleichen zu können, muss das Kraftniveau während der Messungen beider Modi gleich sein. Der beschriebene Drucksensor wurde aufgrund des möglicherweise verfälschenden Stick-Slip-Effekts hierfür nicht verwendet. Daher erfolgte parallel zu den anderen Messmethoden auch der Einsatz eines Dehnmessstreifens (DMS; Modell: ML MZ 2000 N 36) zur Erfassung der Kraft. Der DMS wurde zwischen Interface und Schubstange angebracht. Die Aufzeichnung der Kraft diente sowohl während der Messungen als Biofeedback für den Probanden zur Einstellung des erforderlichen Kraftniveaus als auch für den Vergleich der eingestellten Kraftwerte zwischen den beiden isometrischen Messmodi Halten und Drücken.

Außerdem wurde am DMS ein ACC-Sensor (Firma: Biovision, 12-bit) zur Aufnahme der Beschleunigung der Kolbenschubstange während der Messungen angebracht. Die Beschleunigungswerte wurden nicht für die Auswertung genutzt, sind aber für die Methodenkritik sowie den Vergleich zwischen den Single- und Paar-Isometrie-Messungen relevant.

1.7.3 Setting

Der Messaufbau wurde extra für die Single-Isometrie-Messungen konstruiert (Abbildung 7). Die Probanden saßen mit einem Bein-Rumpf- sowie einem Arm-Rumpf-Winkel des Testarms von 90° auf einem Stuhl. Der jeweils erfasste dominante Arm wurde außerdem bei einer Flexion von 90° im Ellbogengelenk eingestellt. Direkt unterhalb des Processus styloideus ulnae hatte der distale Unterarm via Interface Kontakt zur Kolbenschubstange des Druckluftzylinders. Der Zylinder war auf einer an der Wand stabil befestigten Plattform horizontal fixiert. Über einen Druckluftschlauch mit dem pneumatischen Steuergerät

⁶ Zur Evaluation des Messsystems SeBit wurde an der Abt. Regulative Physiologie und Prävention eine Master-Arbeit verfasst: Schaefer, L (2011). Evaluation eines Geräts zur pneumatischen Messung der Adaptiven Kraft des M. quadriceps femoris. Master-Arbeit, Universität Potsdam, Abt. Reg. Physiol. & Prävention.

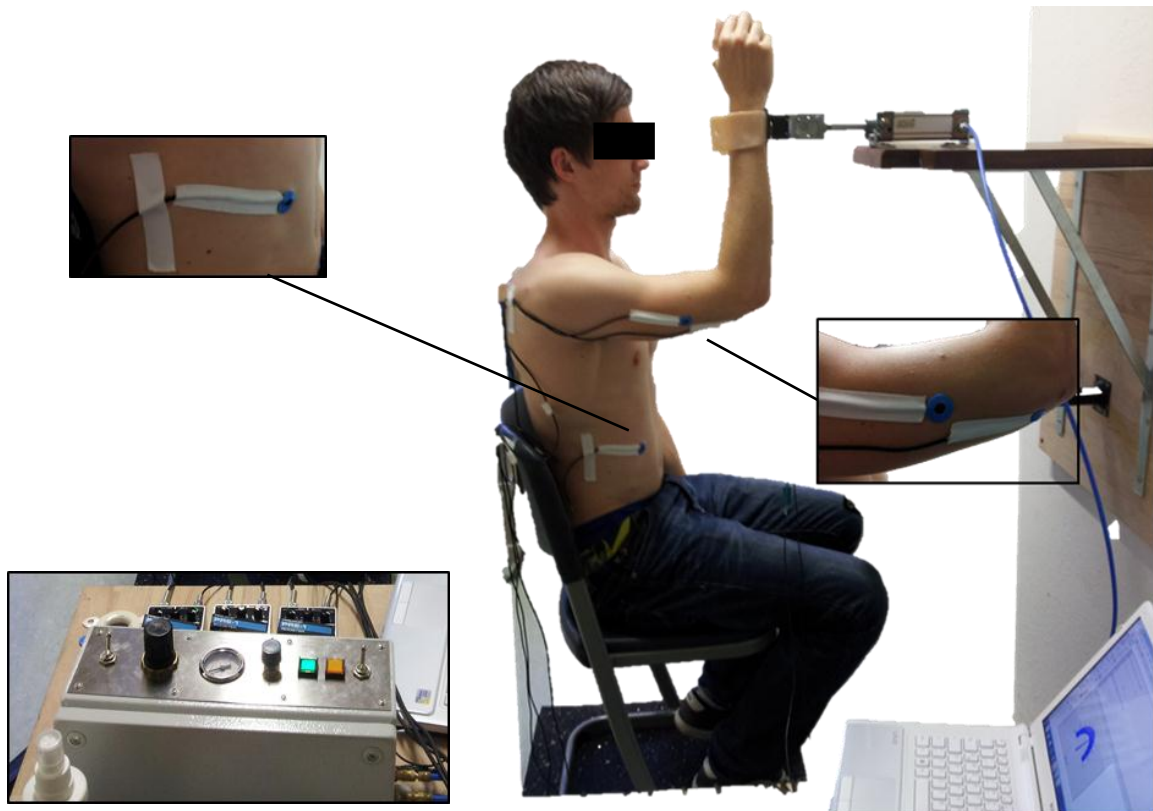


Abbildung 7. Messaufbau der Single-Isometrie-Messungen

Aufgezeichnet wurden mittels Piezosensoren das MMG bzw. MTG der *Mm. triceps brachii et obliquus externus abdominis* bzw. der Trizepssehne, die Beschleunigung am Interface über einen ACC-Sensor sowie die Kraft mittels DMS. Der Druckwert wird im Steuergerät (unten links) geregelt und ebenso wie die elektrischen Signale über einen Verstärker zum A/D-Wandler und weiter zum Messlaptop geleitet und auf diesem mittels Software NI DIAdem 10.2 aufgenommen.

verbunden, das – je nach Messmodus – den vom Probanden erzeugten Druck maß beziehungsweise den Druck auf den Zylinder erzeugte.

Die Kontaktschale des Mensch-Maschine-Interfaces (MMI) wurde aus einem in der Rehathechnik gebräuchlichen, thermisch verformbaren Polymerwerkstoff entsprechend der Kontur der Unterarme modelliert. Via Biofeedback des Kraftsignals vom DMS auf dem Messlaptop konnte der Proband seine Kraft kontrollieren. Der Einsatz von pneumatischer Technologie ermöglichte es, die beiden Messmodi (Halten und Drücken) zu realisieren. Die Position des Stuhls konnte so variiert werden, dass der Abstand und die Sitzhöhe des Probanden zum an der Wand befestigten Zylinder für die Messung optimal waren.

1.7.4 Realisierung der isometrischen Messmodi Halten und Drücken

Die beiden isometrischen Messmodi Halten und Drücken können durch die besonderen Eigenschaften von Pneumatik realisiert werden. Wegen der Komprimierbarkeit von Luft hat Pneumatik die Fähigkeit, den Druck – und somit die auf den Probanden applizierte Kraft – ohne Zwangssteuerung stetig zu erhöhen, solange der Proband adäquat widerstehen kann. Bei Überschreiten der maximalen isometrischen Kraft des Probanden würde ein zu diesem

Zweck eingesetzter Druckluftzylinder durch seine Kolbenschubstange bei dem hier eingesetzten Messaufbau (vgl. Abbildung 6, 7) die zu prüfende Extremität des Probanden in Richtung Flexion drücken und den Muskel in exzentrische Arbeitsweise zwingen. Bleibt der Druck durch die Schubstange im submaximalen Bereich, so kann der Proband der von außen einwirkenden Kraft widerstehen, indem er adäquat auf die Kraft reagiert und die Schubstange in der Position hält. Für diese Art der Kraft wurde in der Arbeitsgruppe der Terminus „Adaptive Force“ (AF) geprägt (Hoff, Schaefer, Knöchel, Heinke & Bittmann, 2011; weitere Publikation in Arbeit). Das Druckluftgerät ermöglicht aber ebenso, dass der Proband gegen die Schubstange drücken kann, sodass sich im Zylinder ein Widerstand aufbaut. Der Proband kann die Schubstange bis zu einem gewissen Druck- und somit auch Kraftniveau in den Zylinder hereindrücken und sodann eine isometrische Position einnehmen.

Abbildung 8 visualisiert die Zylinderpositionen und -einstellungen für beide isometrische Messmodi Halten und Drücken. Die Ausgangsposition der Probanden war während beider Modi identisch.

MESSMODUS DRÜCKEN

Das Druckluftsystem wird so eingestellt, dass der Druck im pneumatischen System bei bis zum Anschlag ausgefahrener Schubstange 50 % der vorher ermittelten MVC des Probanden beträgt (vgl. Kapitel I.7.5). Drückt der Proband dann gegen die Schubstange, sind 80 % der MVC bei halb eingefahrener Schubstange erreicht. Sofern der Proband seine Kraft nicht weiter steigert oder nachlässt bleibt der Druck stabil: Der Proband drückt isometrisch bei 80 % der MVC gegen den Widerstand der Schubstange. Aufgabe ist es also, die Schubstange soweit in den Zylinder hineinzudrücken, bis durch die Kompression der Luft 80 % der MVC des Probanden erreicht sind. Das Kraftniveau kontrolliert der Proband via Feedback der auf den DMS applizierten Kraft.

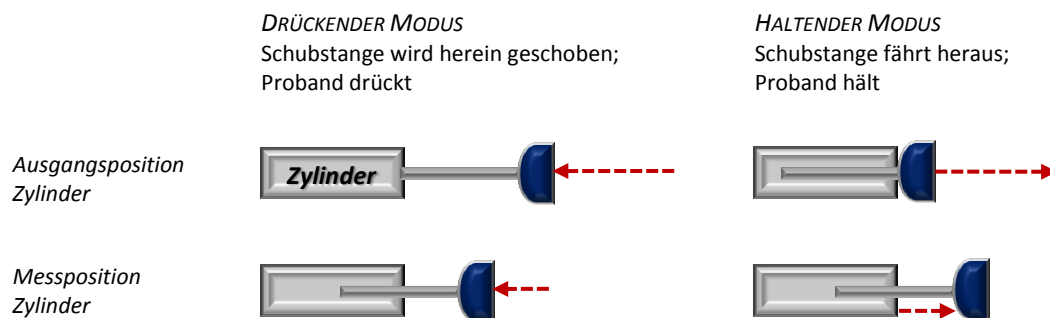


Abbildung 8. Schematische Darstellung der Messmodi bezüglich der Zylindereinstellung und -position. Beim drückenden Modus (links) ist das Druckluftsystem so mit Luft gefüllt, dass bei voll ausgefahrener Schubstange 50 % der MVC des Probanden erreicht werden. Durch Druck auf das Interface durch den Probanden, wird die Schubstange in den Zylinder geschoben. Bei halb eingefahrener Position sind 80 % der MVC und somit die Messposition erreicht. Beim haltenden Modus (rechts) ist die Schubstange zunächst komplett im Zylinder. Das Druckluftsystem wird so eingestellt, dass es bis 80 % der MVC den Druck steigert. Bei halb ausgefahrener Position hält der Proband den Widerstand der Schubstange.

MESSMODUS HALTEN

Das Druckluftsystem wird so eingestellt, dass der Druck bis 80 % der MVC des Probanden ansteigen wird. Die Schubstange wird bis zum Anschlag in den Zylinder geschoben. Von dieser Ausgangsposition beginnt die Stange bei Systemstart herauszufahren. Der Proband nimmt Kontakt mit der herausfahrenden Schubstange bei halb ausgefahrener Position auf und hält diese stabil, während der Druck weiter bis auf 80 % der MVC steigt. Der Proband muss also der Kraft widerstehen, welche die Schubstange während der weiteren Drucksteigerung auf ihn ausübt. Sind die 80 % der MVC erreicht, führt das Gerät keine weitere Druckluftsteigerung aus. Hält der Proband die 80 % der MVC nicht stabil in der Messposition bei halb ausgefahrener Schubstange, fährt diese weiter heraus. Aufgabe ist es also, einen stabilen Widerstand aufzubauen und den Druck der Schubstange, die gegen den Probanden arbeitet, isometrisch in der Messposition zu halten.

Durch die Komprimierbarkeit von Luft werden also beide Messmodi realisiert: 80 % der MVC können sowohl erreicht werden, indem man die Schubstange in den Zylinder hineindrückt und diese isometrische Position beibehält (drückender Modus), als auch, wenn das System den Druck bis auf das erforderliche Niveau steigert und man die Schubstange in einer isometrischen Position stabil hält (haltender Modus). In beiden Fällen wird eine isometrische Position eingenommen, das heißt die Länge des Muskels und somit auch der Winkel des Ellbogens sollen stabil bleiben.

Diese beiden Messmodi zu differenzieren, erfordert eine hohe sensomotorische Kontrolle des neuromuskulären Systems und ist keinesfalls trivial. Um die Ausführung des haltenden Modus – welcher sich hier in der Praxis als schwieriger umzusetzen erwies als der drückende – zu vereinfachen, wurde die Vorstellungshilfe gegeben, man sei eine Wand. Das heißt man hält passiv als „stabiler“ Widerstand alles, was einem entgegengesetzt wird.

1.7.5 Durchführung

Abbildung 9 zeigt eine Übersicht der Messungen, die beim Design der Single-Isometrie durchgeführt wurden. Vor den Messungen mit den spezifischen Messmodi Halten und Drücken wurde die isometrische Maximalkraft (MVC) der Probanden erfasst. Dazu drückten die Probanden zweimal nach einem kurzen Anstieg mit ihrem isometrischen Kraftmaximum gegen die Schubstange (ca. 5 s Gesamtdauer). Der höchste Wert des DMS-Signals aus den beiden Messungen wurde als isometrische Maximalkraft (MVC) des Probanden festgelegt. Anschließend erfolgten pro Proband insgesamt zehn Messungen. Davon wurden die ersten sechs Messungen à 15 Sekunden bei 80 % der MVC absolviert – je drei hintereinander im Wechsel der Modi Halten bzw. Drücken. Die Wahl mit welchem Modus gestartet wurde erfolgte randomisiert. Die Pausen betragen jeweils eine Minute.

Die Intensität von 80 % der MVC wurde gewählt, da einerseits die Amplitude der Oszillation mit der Intensität korreliert und dadurch bei 80 % der MVC eine hohe Signaldeutlichkeit gegeben ist. Andererseits steigt mit der Intensität auch die Ermüdung. 80 % der MVC bieten einen Kompromiss zwischen hoher Signaldeutlichkeit und geringer Ermüdungserscheinung innerhalb der 15 Sekunden.

Es folgten anschließend bei gleicher Kraft viermal abwechselnd je eine Messung im Modus Halten bzw. Drücken, die – jede für sich – bis zur Erschöpfung durchgeführt wurde. Daher betrug hier die Pausenzeit zwei Minuten.

Bei den 15s-Messungen wurden die Modi Halten bzw. Drücken bewusst nicht streng abwechselnd, sondern jeweils drei Messungen eines Messmodus in Folge durchgeführt. Die Einstellung der unterschiedlichen Modi ist nicht trivial und die ständige Umstellung zwischen ihnen beeinflusst gegebenenfalls die Qualität dieser. Da bei den Ermüdungsmessungen aber insbesondere das Nachlassen im Vergleich der Messmodi relevant ist, erfolgte die Reihenfolge hier abwechselnd.

Bezüglich der Auswertung wurden für die Betrachtung der Amplituden der myofaszialen Oszillationen die 15-Sekunden- sowie die Ermüdungsmessungen genutzt, während für die Untersuchung der isometrischen Kraftausdauer ausschließlich der Druckverlauf der Ermüdungsmessungen relevant war. Die spezifischen Auswertungsschritte werden nun thematisiert.

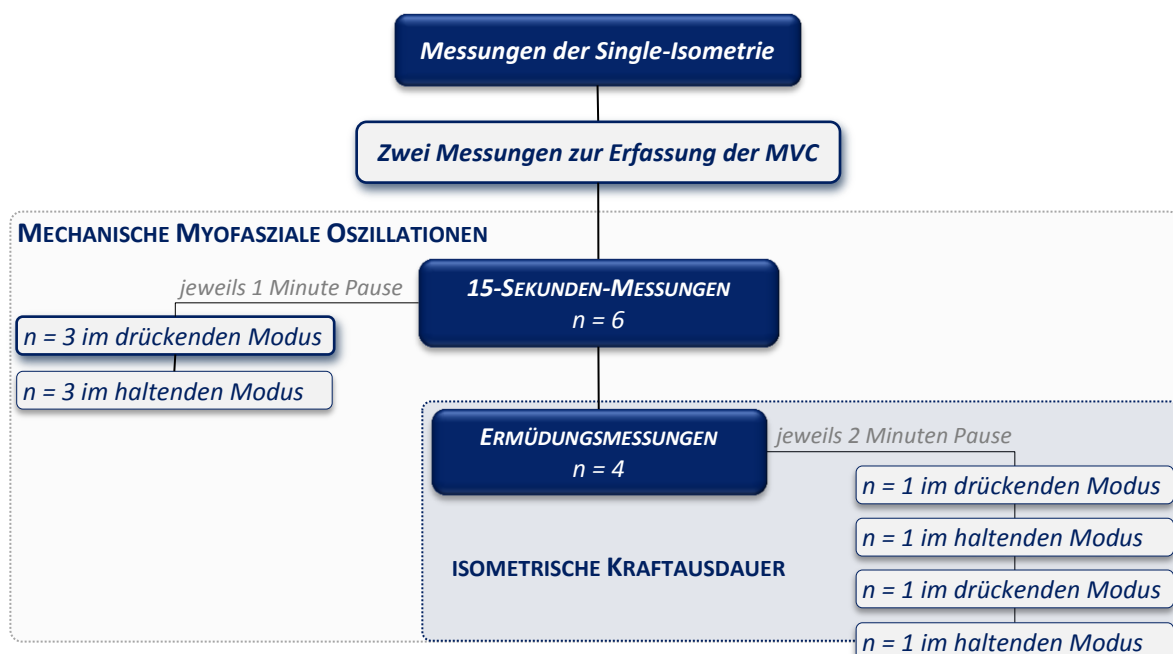


Abbildung 9. Messdurchführung der Single-Isometrie

Pro Proband wurden zwei Maximalkraftmessungen und insgesamt weitere $n = 10$ Messungen in den Messmodi Halten und Drücken durchgeführt. Diese unterteilten sich in sechs 15-Sekunden-Messungen und – nachfolgend – vier Ermüdungsmessungen. Bei den 15s-Messungen erfolgten pro Modus (Halten bzw. Drücken) drei Messungen in Folge, bei den Ermüdungsmessungen wechselten sich die Messmodi nach jeder Messung ab. Mit welchem Messmodus gestartet wurde, wurde zu Beginn ausgelost.

1.7.6 Auswertung

Die Auswertung soll Informationen dazu liefern, ob die beiden Messmodi Halten und Drücken differenziert werden können. Dazu wurden zu Beginn (vgl. Abbildung 4) zwei Untersuchungsgegenstände festgelegt: (1) die mechanischen myofaszialen Oszillationen sowie (2) die isometrische Kraftausdauer der Probanden. Diese werden durch folgende Kenngrößen repräsentiert und untersucht:

1. Die **Amplituden** der myofaszialen Oszillationen der MOG-Signale;
2. Das **Drucksignal im Zeitverlauf** zur Charakterisierung des Ermüdungsverhaltens.

Wie oben beschrieben wurden für die Amplitudenbetrachtung (1) beide Messserien (15s- sowie Ermüdungsmessungen) genutzt, für die Analyse des Drucksignals (2) lediglich die Ermüdungsmessungen.

Bevor die spezifischen Auswertungsschritte für den Vergleich der beiden Messmodi Halten und Drücken vorgestellt werden, erfolgt zunächst die Besprechung zweier grundlegender Kontrollparameter, die Aussagen zur Korrektheit der Messungen zulassen. Dazu zählen die Höhe des Kraftniveaus während beider Messmodi – die jeweils gleich sein muss – sowie die Frequenz der Oszillationen der MOG-Signale. Anhand letzterer war zu prüfen, ob die Signale die Erwartungen an ihre Qualität erfüllen. Außerdem war in anderen Studien die Frequenz der EMG-Signale der einzige Parameter zur Untersuchung der beiden Messmodi. Es sollte hier geprüft werden, ob die Frequenz der MMG-Signale ähnliches zeigt.

Grundlage für alle Auswertungen von technischen Signalen ist ihre Güte. Daher wird im Folgenden die Signalgüte der MOG-Signale, des Kraft-, ACC- sowie Drucksignals betrachtet.

1.7.6.1 Signalgüte und -verwertung

Es ergeben sich bei den $n = 10$ Probanden insgesamt je 100 MOG-Signale des M. triceps brachii, der Trizepssehne sowie des M. obliquus externus abdominis sowie weitere je 100 Druck-, Kraft- und ACC-Signale. Nach

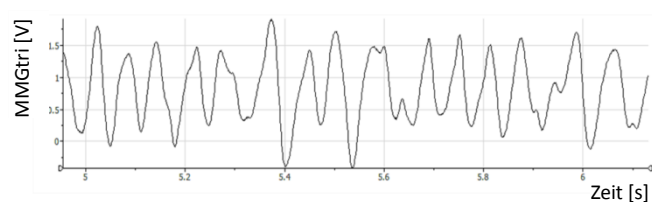


Abbildung 10. Unbearbeitetes MMG-Rohsignal
Dargestellt ist ein 1-sekündiger Ausschnitt des MMG des M. triceps brachii bei 80 % der MVC.

Husar (2010, S. 282) erfordert die bedingungslose Weiterverarbeitung von Biosignalen einen Signal-Rausch-Abstand von weniger als 10 dB. Bei den oszillationsrelevanten MOG-Signalen ist quasi kein Rauschen zu erkennen (Abbildung 10) und diese Bedingung somit erfüllt. Daher sind die Mechanooszillografie-Signale ohne Einschränkung verwertbar.

Obgleich die Oszillationen der anderen Signale für die Auswertung nicht direkt relevant sind, wird auch deren Qualität betrachtet. Nach Filterung mit dem Butterworth-Filter (Filtergrad 5,

Grenzfrequenz 20 Hz) sind bei den Druck-, Kraft- und ACC-Signalen Oszillationen im relevanten Bereich um 10 Hz zu erkennen. Das Rauschen ist bei allen drei Signalen jedoch so hoch, dass Husars (2010) Bedingung zum Signal-Rausch-Abstand für die Betrachtung der Oszillationen nicht erfüllt ist. Für alle weiteren Betrachtungen (Krafthöhe, Druckverlauf über die Zeit) sind die Signale jedoch bedingungslos einsetzbar.

Das Nutzsignal des Kraftsensors liegt bei 0,6 V, das Rauschen bei ca. 0,01 V. Die erkennbaren Oszillationen liegen in einem Bereich von etwa 0,3 V. Da die aus den Schwingungen gezogenen Informationen nur ergänzend eingesetzt werden, sieht die Autorin dies als unproblematisch an.

Der Druck bei 80 % der MVC liegt im Mittel bei 1,16 bar ($\pm 0,35$). Das Rauschen beträgt dabei 0,1 bar. Für die Betrachtung der Ermüdungscharakteristik kann das Drucksignal daher eingesetzt werden.

Ogleich man im ACC-Signal keine klaren Oberwellen im Leistungsdichtespektrum identifizieren kann, liegt über dem Nutzsignal ein starkes Rauschen. Der Autorin ist bewusst, dass die Oszillationen des Kraft- und ACC-Signals aufgrund der technischen Qualität nicht ohne Bedenken verwertbar sind. Da bei beiden hauptsächlich stationäre Beträge ausgewertet werden und keine Oszillationen, fällt dies nicht so gravierend ins Gewicht.

Für ergänzende Betrachtungen sowie im Vergleich zu den Paar-Isometrie-Messungen sind sie dennoch relevant und liefern Hinweise für die Beschleunigung zwischen Mensch und Maschine beziehungsweise den Interaktionspartnern. Daher werden sie mit angeführt.

Zusammenfassend zeigen die Signale für die jeweilige spezifische Auswertung mindestens eine gute Qualität, sodass alle für die Auswertung eingesetzt werden konnten.

1.7.6.2 Vorbetrachtung der Signale

Zunächst wurden alle unbearbeiteten Signale mittels Software DIAdem 10.2 von National Instruments betrachtet. Für weitere Analysen erfolgte ein Zuschneiden der Messsignale. Abbildung 11 gibt eine Übersicht verschiedener Phasen, die mit Referenz zum Drucksignal bei allen Signalen ausgeschnitten und für verschiedene Betrachtungen genutzt wurden. Das Drucksignal kann zunächst in den Druckanstieg (grau) und die gesamte isometrische Messdauer (schwarz; Phase von Erreichen der 80 % der MVC bis zum Ende der Messung) differenziert werden. Die gesamte isometrische Messdauer zeigt aber teilweise (insbesondere bei den Ermüdungsmessungen) kleine Abweichungen im Drucksignal im Sinne eines plötzlichen minimalen Nachgebens, welches als schneller geringfügiger Abfall des Drucks zu erkennen ist. Diese wurden genutzt, um weiterhin einzelne rein isometrische Phasen (orange) zu identifizieren. Das maximale isometrische Plateau (rot) kennzeichnet die

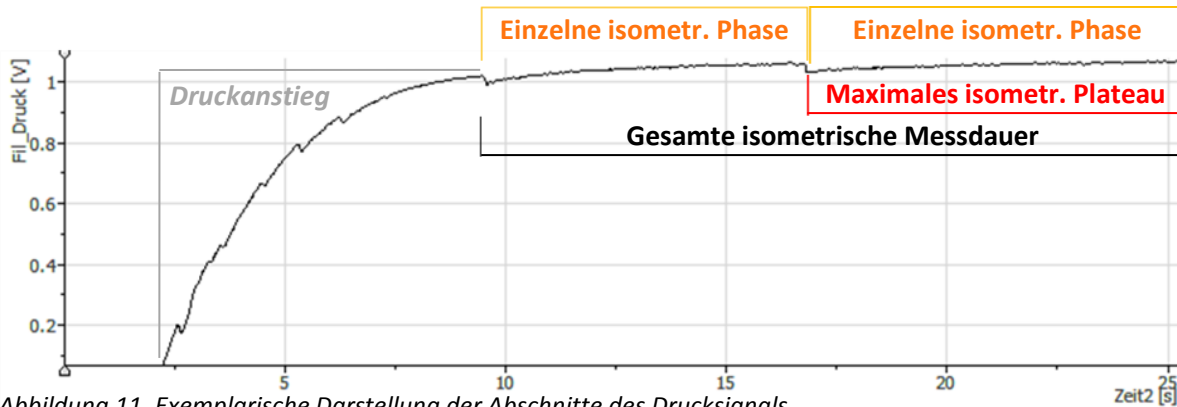


Abbildung 11. Exemplarische Darstellung der Abschnitte des Drucksignals

Diese Phasen des Drucksignals wurden für die Zuschneidung der MOG- und Kraft-Signale genutzt. Zu differenzieren sind der Druckanstieg, die gesamte isometrische Messdauer (schwarz), einzelne isometrische Phasen (orange) und das maximale (längste) isometrische Plateau (rot).

längste rein isometrische Phase. Welche Phasen für welche Analysen genutzt wurden, wird an entsprechender Stelle benannt.

FREQUENZ

Zur Überprüfung, ob die MOG-Signale den zu erwartenden Frequenzbereich von ca. 10 Hz widerspiegeln, erfolgte die Berechnung der Frequenzen des unbearbeiteten maximalen isometrischen Plateaus der Signale (MOGs, ACC, Kraft). Die Betrachtung des Kraft- sowie ACC-Signals sollte hier zeigen, ob auch die Reaktivkraft zwischen Proband und Maschine oszilliert und ob die Beschleunigungen des Probanden auf das Interface übertragen werden.

Die Frequenz der Signale wurde mittels drei verschiedener Analysen überprüft:

(1) Das Leistungsdichtespektrum (Power Spectral Density (PSD); Software NI DIAdem 10.2). Theoretische Grundlagen zur Bestimmung der spektralen Leistungsdichte werden vorausgesetzt und nicht näher beschrieben.⁷

(2) Die nichtlineare Continuous Wavelet Transform (CWT) ermöglicht die Betrachtung nicht-stationärer Prozesse und somit die Aufschlüsselung der Frequenz über die Zeit (vgl. Kap. II.6). Sie soll hier Informationen über das Frequenzverhalten der myofaszialen Oszillationen im Zeitverlauf liefern.

(3) Die Berechnung der Frequenz über den Mittelwert der zeitlichen Abstände der Maxima liefert quantitative Frequenzangaben. Diese Frequenzberechnung ergibt sich als Nebenprodukt aus einem in Python verfassten Algorithmus (Phasenabstandberechnung), der insbesondere in Teil II zur Anwendung kommt (vgl. Kap. II.7.5.4).

⁷ Auf die Berechnung der Mean-Power-Frequency (MPF) wurde verzichtet, da diese keine für diese Arbeit relevante Information liefert. Die Frequenzbetrachtung dient lediglich einer Kontrollfunktion der Datengüte.

Die Beschreibungen der Analysen (2) CWT und (3) Phasenabstandsberechnung erfolgen erst in Teil II, da sie dort zentral sind und hier nur sekundär für die Nebenbetrachtung der Frequenz eingesetzt werden.

KRAFTNIVEAU

Für einen sauberen Vergleich der Messmodi ist ein im statistischen Sinne gleiches Kraftniveau Voraussetzung. Zur Gegenüberstellung der erreichten Kraftwerte der Messmodi Halten und Drücken wurde jeweils der Mittelwert des maximalen isometrischen Plateaus des Kraftsignals berechnet und anschließend zwischen den Modi statistisch verglichen (t-Test für abhängige Stichproben, $\alpha = .05$; SPSS Statistics 21).

Für die Kraft- und Frequenzbetrachtung wurden die Signalzuschnitte ohne weitere Bearbeitung genutzt. Für die nun folgende Analyse zur konkreten Untersuchung der Amplituden der MOG-Signale wurde eine Offset-Korrektur der Signale auf null durchgeführt.

1.7.6.3 Amplituden der myofaszialen Oszillationen der MOG-Signale

Die Amplituden der MOG-Signale wurden für den Vergleich zwischen den Messmodi betrachtet, um Informationen über das myofasziale Oszillationsverhalten während Halten und Drücken zu sammeln. Dazu wurden jeweils die maximalen isometrischen Plateaus der drei MOG-Signale Mm. triceps brachii (MMGtri) et obliquus externus abdominis (MMGobl) sowie Tendo m. tricipitis (MTGtri) der insgesamt sechs 15-Sekunden- sowie vier Ermüdungsmessungen genutzt. Zur Gewährleistung der Amplitudenvergleichbarkeit zwischen den Messmodi wurden die Sensoren zwischenzeitlich nicht ausgetauscht oder neu befestigt (gleicher Anpressdruck), ebenso wurden die Messposition der Probanden sowie das gesamte Setting nicht verändert.

Abbildung 12 gibt eine Übersicht der durchgeführten Auswertungsschritte zur Betrachtung der Amplituden der MOG-Oszillationen. Die folgende Beschreibung dieser enthält lediglich die jeweils drei 15s-Messungen pro Messmodus. Für die zwei Ermüdungsmessungen je Modus erfolgte eine analoge Berechnung.

Das maximale isometrische Plateau der MOG-Signale oszilliert wegen des durchgeführten Offsets um Null. Für die Betrachtung der mittleren Amplitude, wurden von jedem Signalausschnitt zunächst in Excel die Absolutwerte der einzelnen Datenpunkte gebildet und anschließend deren arithmetisches Mittel (MW) berechnet.

Die Berechnung erfolgte formal durch

$$\text{MMG}_{\text{MW}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\text{MMG}_i|,$$

wobei MMG_i jeden Datenpunkt eines MOG-Signals repräsentiert. $i = 1 \dots n$ steht für die Anzahl der Datenpunkte, die aufgrund der teilweise unterschiedlich langen isometrischen Phasen

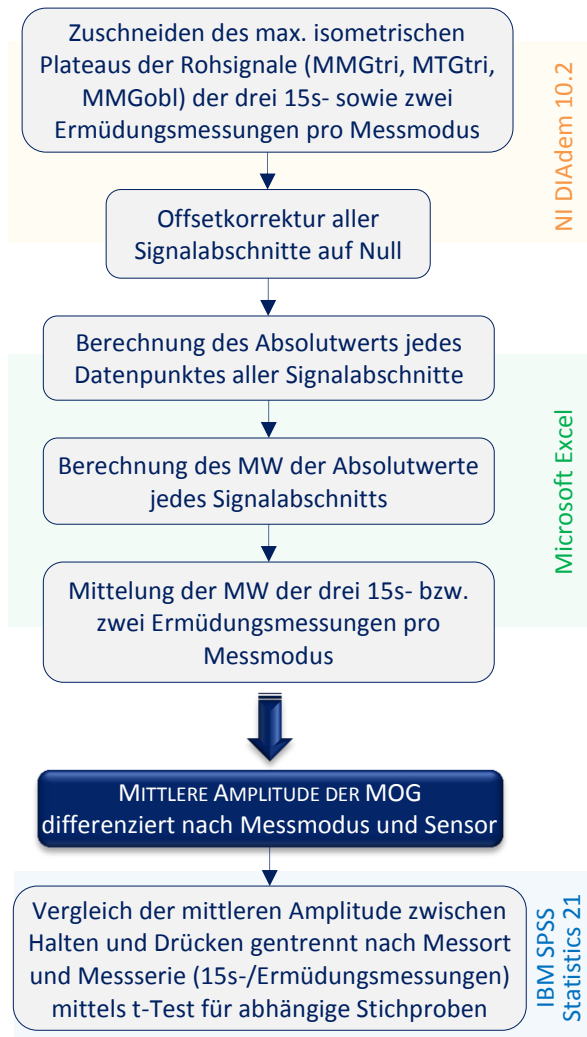


Abbildung 12. Auswertung Amplitudenvergleich
Auswertungsschritte zur Untersuchung der Amplitude der MOG-Oszillationen im Vergleich der beiden Messmodi. Die Wahl des statistischen Gruppenvergleichs basierte auf dem Kolmogorov-Smirnoff-Tests auf Normalverteilung.

variiert. Man erhält pro Sensor und Messung entsprechend einen MW: Es ergeben sich drei Amplitudenmittelwerte des drückenden sowie drei des haltenden Modus'. Sodann erfolgte jeweils die Berechnung des arithmetischen Mittels \bar{x} dieser drei MW pro Messmodus. Anschließend wurde die Differenz zwischen dem Mittelwert des drückenden (\bar{x}_j) und dem des haltenden Modus' (\bar{x}_k) gebildet:

$$\bar{x}_j - \bar{x}_k = \frac{1}{3} \sum_{j=1}^3 \text{MMG}_{\text{MW}_j} - \frac{1}{3} \sum_{k=1}^3 \text{MMG}_{\text{MW}_k}$$

Erhält man für die Differenz einen Wert größer Null, sind die Amplituden des Signals im drückenden Modus größer als die im haltenden bzw. analog umgekehrt.

Um die Betrachtungen der Amplituden statistisch zu erfassen, erfolgten Gruppenvergleiche mittels IBM SPSS Statistics 21. Bei parametrischen Daten wurde der t-Test gewählt, bei nicht parametrischen Daten der Wilcoxon-Rang-Test jeweils für abhängige Stichproben. Die Irrtumswahrscheinlichkeit betrug stets $\alpha = .05$.

1.7.6.4 Ermüdungscharakteristik: Verlauf des Drucksignals über die Zeit

Für die Untersuchung der isometrischen Kraftausdauer wurde ausschließlich das Drucksignal der vier Ermüdungsmessungen (je zwei pro Messmodus) genutzt. Die Druckkurve eignet sich im Besonderen dazu, isometrische Phasen zu kennzeichnen, da Abweichungen von der stabil einzuhaltenden Position – entweder ein Hereindrücken der Schubstange oder ein Nachlassen der Position durch den Probanden – deutlich zu erkennen sind. Dass solche Bewegungen der Kolbenschubstange ruckartig erfolgen, ist u.a. durch den Stick-Slip-Effekt der Schubstange im Zylinder zu erklären. Es muss bedacht werden, dass der Stick-Effekt beim Herausfahren der Schubstange einen Teil der Schubkraft des Zylinders absorbiert. Beim Hereindrücken hingegen muss der Proband – zusätzlich zum Widerstand der Druckluft – eine gewisse Haftreibung überwinden.

Für die Untersuchung der isometrischen Kraffausdauer wurden folgende Größen (vgl. Abbildung 11) deskriptiv betrachtet und anschließend zwischen den Messmodi mittels statistischen Tests für abhängige Stichproben in SPSS Statistics 21 verglichen:

- ✓ gesamte isometrische Messdauer [s]
- ✓ maximales (längstes) isometrisches Plateau [s]
- ✓ Anzahl aller isometrischen Plateaus [n]
- ✓ arithmetisches Mittel der Dauer aller einzelnen isometrischen Plateaus [s]
- ✓ Verhältnis des längsten Plateaus zur gesamten isometrischen Messdauer [%]

Abbildung 13 gibt eine zusammenfassende Übersicht über die Auswertungsschritte bei den Single-Isometrie-Messungen zum Vergleich der beiden Messmodi.

1.7.6.5 Gruppenstatistik

Alle Gruppenvergleiche erfolgten mittels IBM SPSS Statistics 21. Es wurde stets eine – bei derartigen Fragestellungen übliche – Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = .05$ zugrunde gelegt. Je nach Resultat des Kolmogorov-Smirnoff-Tests zur Überprüfung einer Datenreihe auf Normalverteilung erfolgte die Wahl des entsprechenden statistischen Tests: t-Test für abhängige/unabhängige Stichproben für parametrische Daten beziehungsweise der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für nicht parametrische verbundene Stichproben.

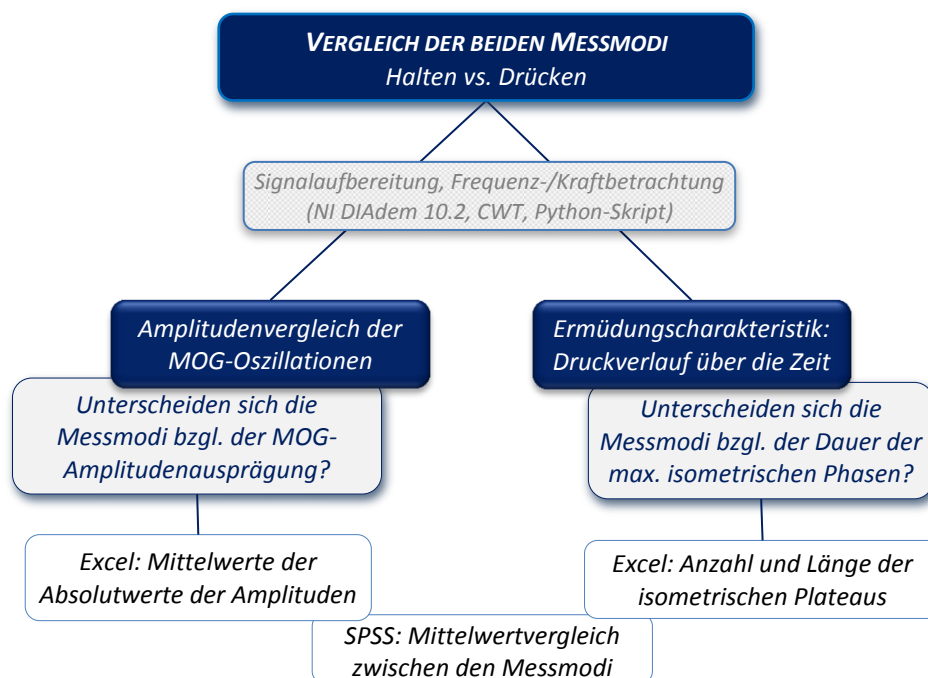


Abbildung 13. Auswertungsschritte zum Vergleich der beiden Messmodi
Auswertungsschritte (inkl. benutzter Software) zum Vergleich der beiden Messmodi innerhalb eines neuromuskulären Systems bei der Teilstudie Single-Isometrie. Es wurden die Amplituden der mechanischen Myo-Oszillationen aller Messserien sowie die Stabilität des Drucksignals über die Zeit bei den Ermüdungsmessungen zwischen den isometrischen Messmodi Halten und Drücken verglichen.

I ERGEBNISSE UND INTERPRETATION

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Single-Isometrie-Messungen bezüglich der Amplituden der mechanischen myofaszialen Oszillationen sowie der isometrischen Kraftausdauer im Vergleich der beiden Messmodi Halten und Drücken vorgestellt und anschließend interpretiert.

I.8 Ergebnisdarstellung der Single-Isometrie-Messungen

Zunächst werden die Rohsignale vorgestellt und die Vorbetrachtungen dargelegt. Es wird überprüft, ob die zu erwartende niederfrequente Oszillation insbesondere in den MOG-Signalen enthalten ist. Grundlage für die anschließende Gegenüberstellung der beiden Messmodi Halten und Drücken ist die Höhe der Kraftwerte.

Anschließend werden die Ergebnisse zu den Hauptuntersuchungsgrößen im Vergleich der Messmodi Halten und Drücken präsentiert:

1. Die Amplituden der MOG-Signale;
2. Die Ermüdungscharakteristik, das heißt das Nachgeben des Drucks über die Zeit.

Abschließend werden einige subjektive Aspekte der Messungen aufgeführt.

I.8.1 Vorbetrachtungen

Bildet man alle Rohsignale der Single-Isometrie-Messungen ab, erkennt man bei allen Signalen sinusähnliche Oszillationen (Abbildung 14, 15).

I.8.1.1 Frequenzausprägung der Signale der Single-Isometrie-Messungen

Die Hauptfrequenzbereiche der Oszillationen der MOG-Signale variieren je nach Individuum, sind aber in beiden Messmodi ähnlich (Abbildung 16). Die MMG des M. triceps brachii (MMGtri) sowie die MTG der Trizepssehne (MTGtri) weisen hier eine Frequenz zwischen ca. 10 Hz und 15 Hz auf. Das MMG des M. obliquus externus abdominis (MMGobl) oszilliert mit einer Frequenz um 15 Hz. Das Kraft-Signal hingegen schwingt in einem etwas niedrigeren Bereich zwischen ca. 5 Hz und 10 Hz, während das Beschleunigungssignal ein breiteres Frequenzspektrum zeigt, das sich aber auch in ähnlichen niederfrequenten Bereichen findet. Diese Ergebnisse werden durch die Wavelet-Spektren gestützt (Abbildung 17).

I.8.1.2 Kraftausprägung während der Single-Isometrie-Messungen

Sind die Kraftniveaus während beider Messmodi statistisch gleich, so ist die Basis für eine Gegenüberstellung zwischen diesen gegeben. Betrachtet man die Rohsignale des Kraft-

(DMS) sowie des Drucksensors (Abbildung 14), so kann man erkennen, dass die Höhe dieser im haltenden und im drückenden Modus ähnlich waren. Allerdings sieht man insbesondere anhand des Kraftsignals, dass es nicht möglich war, die isometrische Phase komplett stabil aufrechtzuerhalten. Sowohl im haltenden als auch im drückenden Modus gibt es Phasen, in denen geringe Kraftan- und Kraftabstiege zu sehen sind, während das Drucksignal stabil bleibt.

Bei den 15s-Messungen bei 80 % der MVC aller $n = 10$ Probanden entspricht der durchschnittliche Kraftwert der isometrischen Plateaus im haltenden Modus 99,31 % des im drückenden Modus. Im Mittel beträgt das Signal des DMS beim Halten 0,4613 V (0,157). Dies entspricht einer Kraft von 54,93 N ($m = 66,95$ N, $w = 42,97$ N). Im drückenden Modus beträgt die Spannung des DMS durchschnittlich 0,4701 V (0,175) – auch dies entspricht in etwa 55,98 N ($m = 69,01$ N, $w = 43,02$ N). Entsprechend ist der t-Test zwischen den Gruppen für abhängige Stichproben nicht signifikant ($t(9) = 0,860$; $p = .412$).

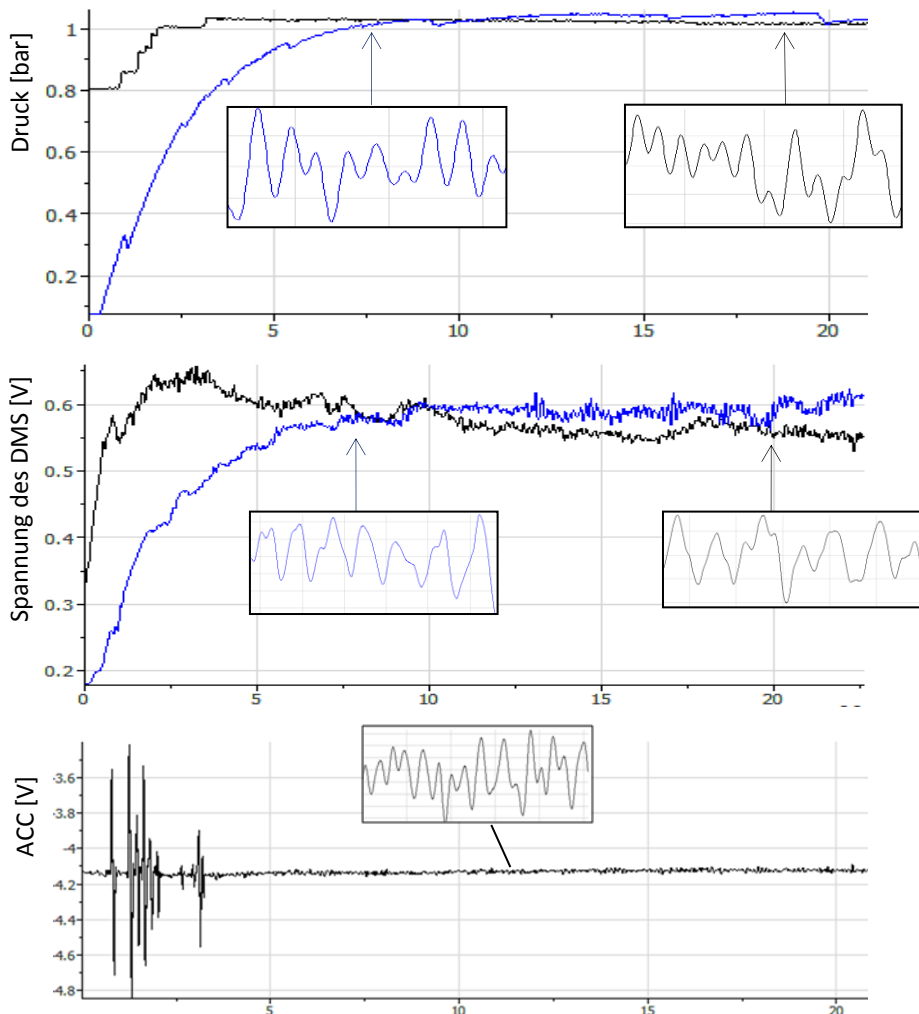


Abbildung 14. Exemplarische Diagramme der Druck-, Kraft- und ACC-Signale der Single-Isometrie. Beispielhafte Darstellung der Druckkurve (oben) und der zugehörigen Kurve des DMS (Mitte) – welche die Kraft repräsentiert – von Messungen während drückendem Modus (schwarz) bzw. haltendem Modus (blau) bei 80 % der MVC eines Probanden. Das untere Signal zeigt die Accelerationen während drückendem Modus (da während haltendem Modus das Signal analog aussieht, wird auf die Darstellung dessen verzichtet). Alle Kurven sind gefiltert (Tiefpass Butterworth; Filtergrad: 5, Grenzfrequenz: 20 Hz).

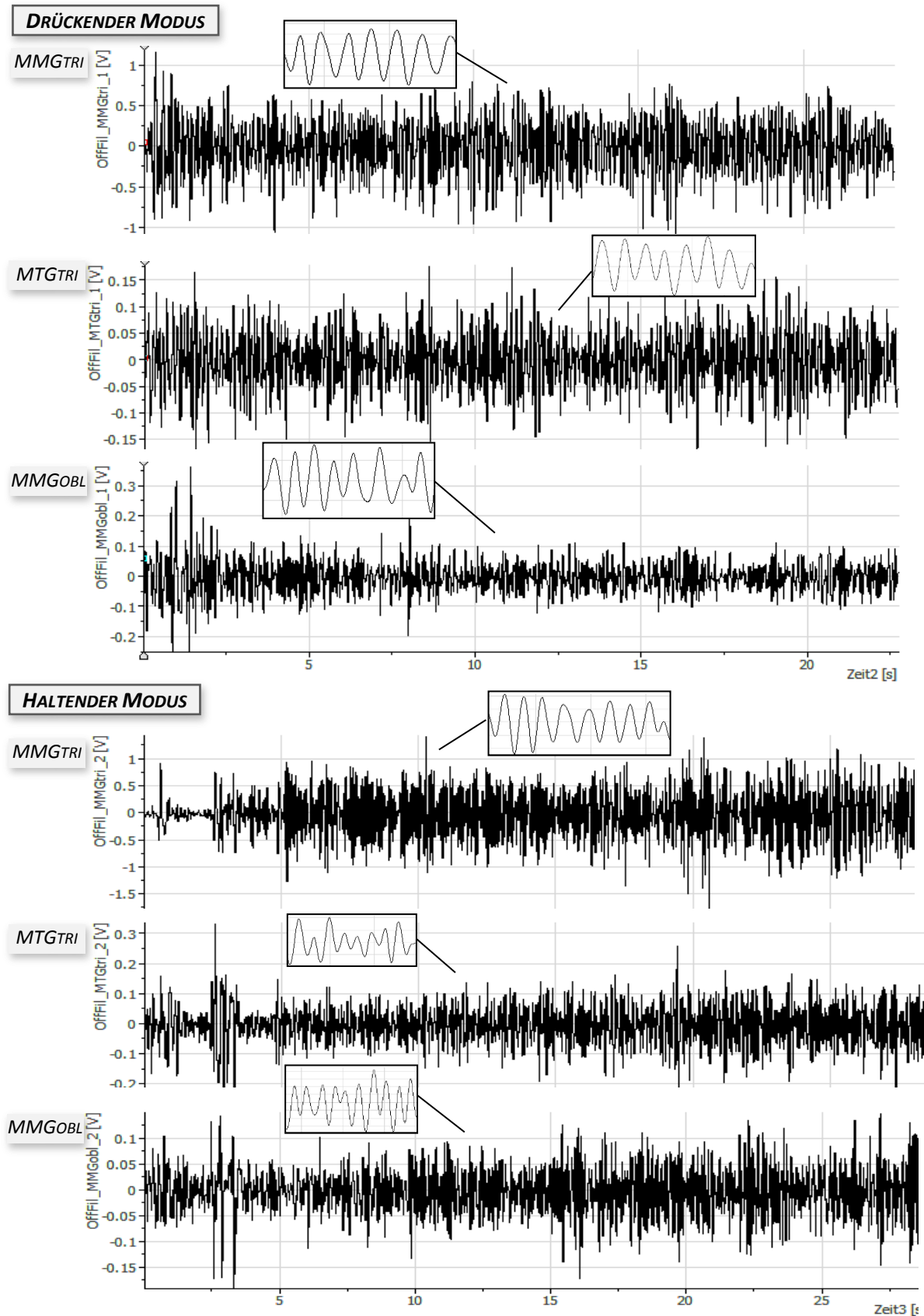


Abbildung 15. Exemplarische MMG- bzw. MTG-Signale der beiden Messmodi der Single-Isometrie
 Die oberen drei Signale zeigen die gefilterten Rohsignale der MOG einer Messung im drückenden Modus: MMG des *M. triceps brachii* (oben), MTG der Trizepssehne (Mitte), MMG des *M. obliquus externus abdominis* (unten). Die unteren drei Signale zeigen die entsprechenden gefilterten Rohsignale im haltenden Modus (MMGtri: oben; MTGtri: Mitte; MMGobl: unten).
 Filterung: Tiefpass Butterworth, Filtergrad 5, Grenzfrequenz 20 Hz.

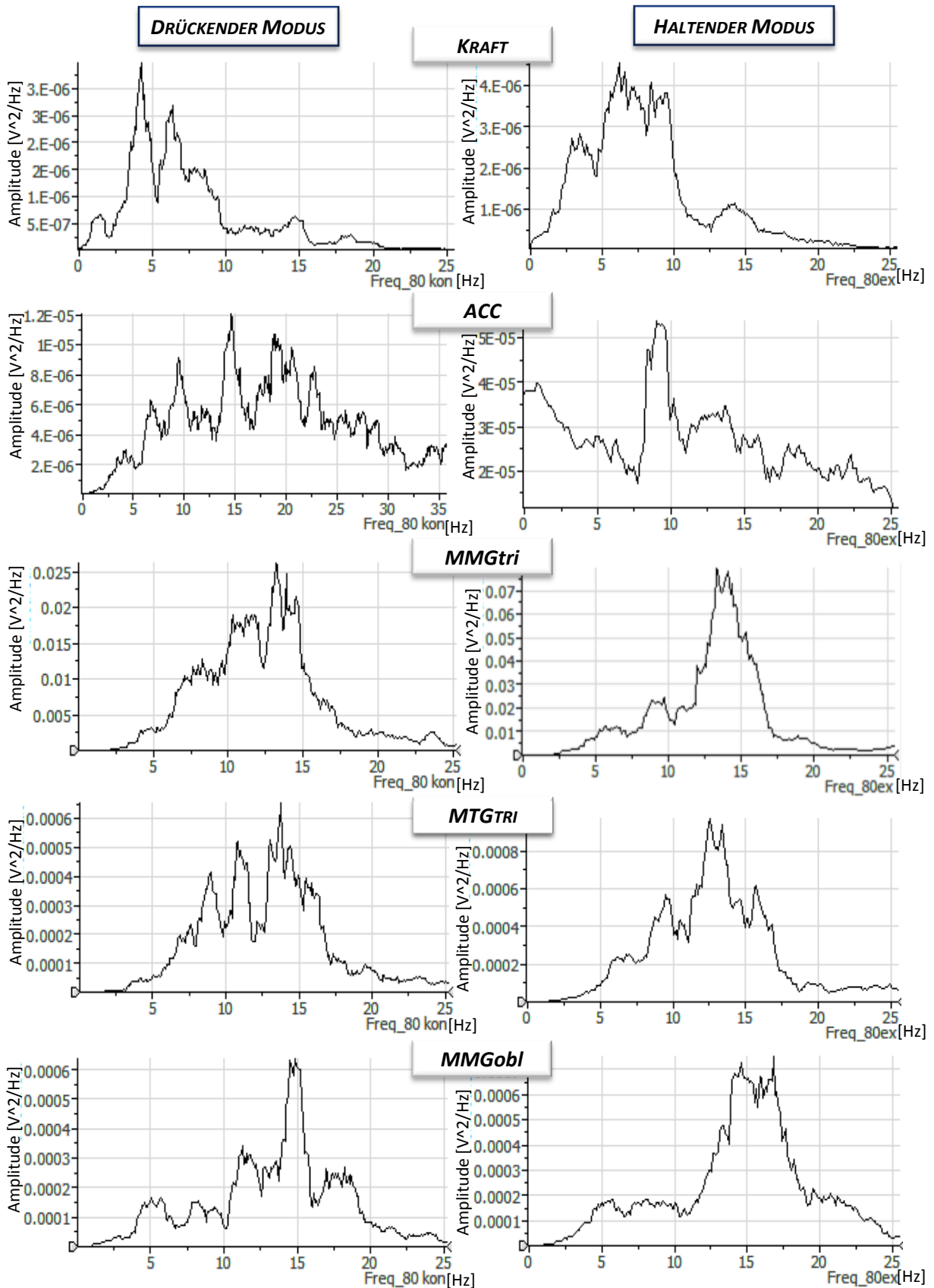


Abbildung 16. Exemplarische Leistungsdichtespektren der Rohsignale der Single-Isometrie-Messungen Dargestellt sind die PSD der isometrischen Phase der Signale (ungefiltert) im drückenden Modus (links) und im haltenden Modus (rechts) (von oben nach unten): Kraft, ACC, MMG M. triceps brachii, MTG Trizepssehne, MMG M. obliquus externus abdominis. Alle Signale zeigen Peaks in den bekannten niederfrequenten Bereichen.

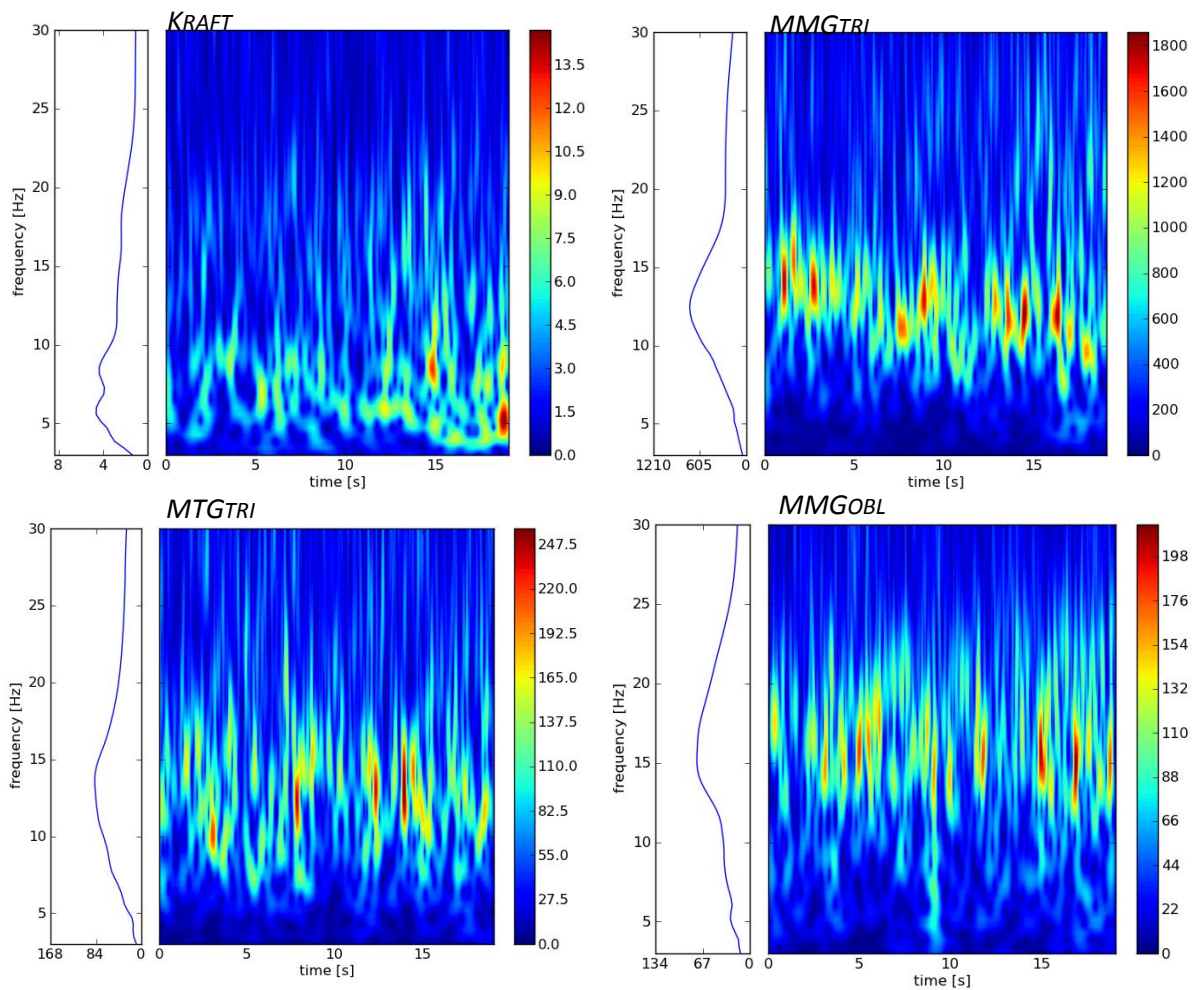


Abbildung 17. Exemplarische Wavelet-Spektren der Kraft- und MOG-Signale der Single-Isometrie-Messungen. An der linken Seite jeder Abbildung ist der Mittelwert der Leistung über die Zeit abgetragen und kann somit analog zu einem Leistungsdichtespektrum interpretiert werden. Die rechte Skala gibt die Intensität der Leistung an.

Bei den isometrischen Plateaus der Ermüdungsmessungen beträgt die Kraft im haltenden Modus im Mittel 96,24 % der Kraft im drückenden Modus und ist damit signifikant niedriger ($t(9) = 3,087$; $p = .013$). Dies ist bei den Auswertungen und insbesondere der Interpretation zu berücksichtigen.

Die Anstiege der Druck- und Kraftsignale zum Erreichen des vorgegebenen Kraftniveaus von 80 % der MVC unterschieden sich zwischen den beiden Modi signifikant, wobei die vorgegebene Kraft im drückenden Modus schneller erreicht wurde als im haltenden (Tabelle 2). Dabei ist aber zu beachten, dass ein Vergleich der Kraft- und Druckanstiege zwischen beiden Messmodi schwer zu standardisieren ist. So drückten die Probanden zum Erreichen des Kraftniveaus im drückenden Modus häufig erst über das Kraftniveau hinaus (vgl. dazu Abbildung 14), bevor sie das vorgegebene Niveau einstellten. Beim haltenden Modus hingegen wurde die Kraft maschinell und somit gleichmäßiger gesteigert.

Tabelle 2. Mittelwerte der Dauer der Kraft- und Druckanstiege der Single-Isometrie-Messungen
Die Dauer der Kraft- und Druckanstiege in s ist differenziert nach Probanden, Isometrie-Modus (push; hold) und Messdauer. Abgebildet sind weiter der MW, die SD, der VK sowie der Signifikanzwert p des t-Tests zwischen den Gruppen Drücken (push) und Halten (hold).

Vpn	15 s-Messungen				Ermüdungsmessungen			
	Dauer Druckanstieg [s]		Dauer Kraftanstieg [s]		Dauer Druckanstieg [s]		Dauer Kraftanstieg [s]	
	push	hold	push	hold	push	hold	push	hold
1	2,459	6,879	1,917	5,360	1,029	5,684	2,071	5,645
2	3,000	4,980	3,255	4,411	3,666	6,724	3,991	4,082
3	4,161	6,072	4,020	4,881	1,703	6,381	4,277	3,792
4	2,479	6,589	3,037	4,589	5,399	7,971	6,255	6,053
5	2,544	7,597	4,402	5,423	2,127	10,626	2,822	5,756
6	1,374	5,084	2,157	4,199	2,691	6,658	3,155	4,842
7	3,691	7,369	4,800	6,918	4,797	8,692	5,965	8,536
8	2,318	6,983	3,168	5,564	1,798	8,938	2,620	8,749
9	3,241	6,058	3,756	4,056	1,956	7,411	2,169	7,079
10	1,787	6,875	3,392	4,510	3,627	6,426	5,003	5,567
MW	2,705	6,449	3,390	4,991	2,879	7,551	3,832	6,010
SD	0,841	0,891	0,908	0,856	1,438	1,508	1,521	1,680
VK	0,310	0,138	0,267	0,171	0,499	0,199	0,397	0,279
Signifikanz p t-Test	.000		.000		.000		.014	

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Vorbetrachtungen lassen sich wie folgt zusammenfassen und interpretieren:

- ✓ Die Frequenzen der Kraft- und MOG-Oszillationen befinden sich im bekannten niederfrequenten Bereich um 10 Hz. Es ist also davon auszugehen, dass die Messanordnung valide ist.
- ✓ Die Krafthöhen der isometrischen Phase *der 15s-Messungen* unterscheiden sich statistisch nicht signifikant zwischen Halten und Drücken. Daher kann man davon ausgehen, dass die Vergleichbarkeit der Messmodi gegeben ist.
- ✓ Bei den *Ermüdungsmessungen* ist das Kraftniveau des isometrischen Plateaus im haltenden Modus signifikant niedriger als im drückenden. Daher muss die Vergleichbarkeit zwischen den beiden Messmodi bei den Ermüdungsmessungen als eingeschränkt angesehen werden. Dies ist bei der Interpretation zu berücksichtigen.

Mit den Ergebnissen der Voruntersuchungen ist die Basis für die nun folgende Betrachtung der zwei Hauptuntersuchungsgrößen gegeben.

1.8.2 Amplituden der MOG-Oszillationen im Vergleich zwischen beiden Messmodi

Die mittlere Amplitude der MOG-Signale wird hier durch den Mittelwert der Absolutwerte der einzelnen Rohdatenpunkte repräsentiert. Die Differenzen der Amplitudenmittelwerte zwischen dem drückenden und dem haltenden Modus sind – unterteilt nach Probanden und Sensorposition – in Tabelle 3 dargestellt.

Das MMG-Signal des Trizeps' zeigt bei den 15s- sowie bei den Ermüdungsmessungen in sechs von zehn Fällen im drückenden Modus größere Amplituden als im haltenden. Das

Tabelle 3. Differenzen der Amplitudenmittelwerte zwischen den Messmodi
Differenzen der Amplitudenmittelwerte in Volt zwischen dem drückenden und dem haltenden Modus differenziert nach Messort und Probanden. Ist der Wert größer als Null, so sind die Amplituden im drückenden Modus größer als die im haltenden.

SINIsO	15 s Messungen 80 % MVC			Ermüdungsmessungen 80% MVC			
	Vpn	MMGtri [V]	MTGtri [V]	MMGobl[V]	MMGtri [V]	MTGtri [V]	MMGobl [V]
1		-0,07899	-0,00829	0,00099	0,02317	-0,00569	-0,00114
2		0,01344	-0,00560	0,01212	-0,05291	-0,01253	0,00580
3		0,00914	0,00568	0,00030	0,06590	0,01312	0,00900
4		0,01212	0,01214	0,02306	-0,02042	-0,00757	0,05123
5		0,00670	0,00492	0,00004	0,01774	-0,01144	0,03227
6		-0,05605	-0,01438	-0,02049	0,03464	-0,00040	0,00955
7		0,02421	0,00011	-0,00298	0,07730	0,00993	0,01013
8		-0,01917	-0,02065	0,00675	-0,01917	-0,02065	0,00675
9		-0,01144	-0,00821	-0,00001	-0,00672	-0,00582	-0,00003
10		0,12135	0,01273	-0,02746	0,02512	0,01832	-0,00209
Anzahl Drücken > Halten [%]		60,00	50,00	60,00	60,00	30,00	70,00

Tabelle 4. Übersicht der Amplitudenmittelwerte der Single-Isometrie-Messungen
Dargestellt sind die durchschnittlichen Amplituden in Volt (\pm SD) unterschieden nach Messort und Messmodus (Halten vs. Drücken) und die Ergebnisse der t-Tests ($\alpha = .05$.)

SINIsO	15 s Messungen (80% MVC) (n=30)			Ermüdungsmessungen (80% MVC) (n=20)		
	Messort	MMGtri [V]	MTGtri [V]	MMGobl [V]	MMGtri [V]	MTGtri [V]
Halten	0,1579 (\pm 0,12)	0,0582 (\pm 0,04)	0,03915 (\pm 0,03)	0,1817 (\pm 0,12)	0,07575 (\pm 0,04)	0,0595 (\pm 0,05)
Drücken	0,1615 (\pm 0,11)	0,05754 (\pm 0,04)	0,03792 (\pm 0,03)	0,1976 (\pm 0,13)	0,0738 (\pm 0,04)	0,0637 (\pm 0,05)
Signifikanz	.754	.765	.727	.069	.606	.362
df	29	29	29	19	19	19
t-Wert	0,316	-0,301	-0,352	1,931	-0,524	0,934

Bauchmuskel-Signal weist bei sechs beziehungsweise sieben von zehn Probanden diese Charakteristik auf. Bei den Trizepssehnen-Signalen zeigen lediglich 50 % der Probanden bei den 15s-Messungen beziehungsweise 30 % bei den Ermüdungsmessungen im drückenden Modus eine größere Amplitude. Der statistische Vergleich der Amplituden ergibt keinen signifikanten Unterschied zwischen Halten und Drücken (Tabelle 4).

AMPLITUDENVARIATION INNERHALB DER EINZELMESSUNGEN

Die Amplitudenvariation *innerhalb* der Einzelmessungen soll die Schwankungen der Amplituden während einer Messung widerspiegeln. Betrachtet man die Variationskoeffizienten (VK) der Amplitude der Einzelmessungen und mittelt diese über die Messungen eines Messmodus, kann man zunächst an allen Messorten eine hohe Amplitudenvariation um durchschnittlich 79 % (\pm 3,6) feststellen. Es finden sich aber keine signifikanten Unterschiede zwischen Halten und Drücken (15s-Messung: $t(29) = 1,390$,

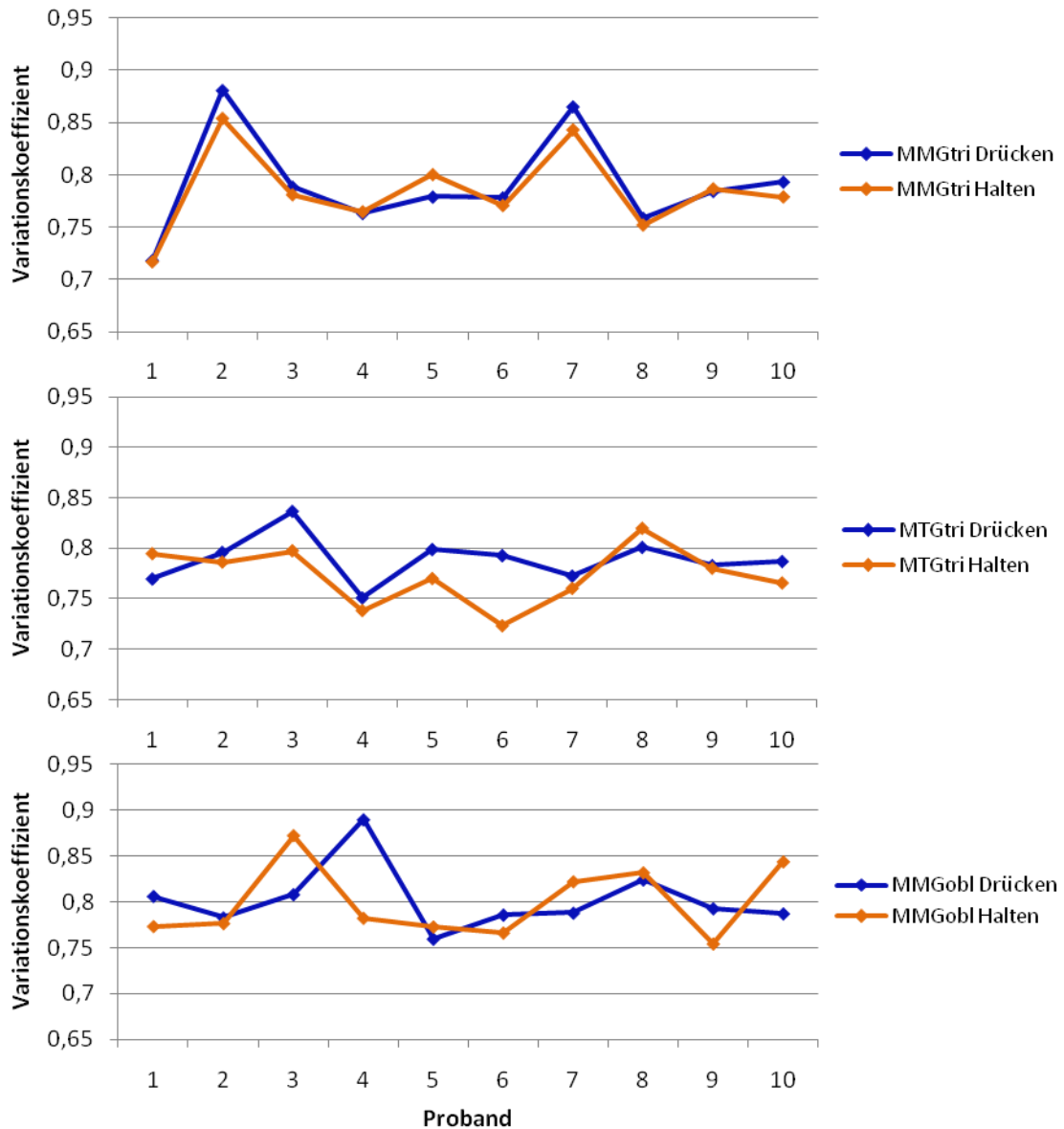


Abbildung 18. Amplitudenvariation innerhalb der Einzelmessungen der Single-Isometrie. Abgebildet sind die gemittelten Variationskoeffizienten (VK) der Amplituden innerhalb der Einzelmessungen. Diese wurden über die drei Messungen eines Modus beim jeweiligen Probanden gemittelt. Dargestellt sind sie differenziert nach Probanden, Signalen und Messmodi. Auffallend ist die hohe Korrelation von $r = 0,969$ des VK zwischen dem drückenden und dem haltenden Modus der Signale des *M. triceps brachii*, während bei denen der Trizepssehne und des Bauchmuskels keine signifikante Korrelation vorherrscht.

$p = .175$; Ermüdungsmessung: $t(29) = 1,118$, $p = .273$). Demgegenüber ist jedoch auffällig, dass bei den 15s-Messungen der VK der Amplituden der MMG des Trizeps' bei $n = 10$ Probanden im Vergleich von Halten und Drücken eine signifikante Korrelation nach Pearson aufweist ($r = 0,969$; $p = .000$) (Abbildung 18). Die anderen Signale zeigen diesbezüglich keine signifikante Korrelation (Trizepssehne: $r = 0,455$, Bauchmuskel: $r = 0,089$).

AMPLITUDENVARIATION ZWISCHEN DEN MESSUNGEN

Betrachtet man die Variabilität der Amplitudenmittelwerte *zwischen* den drei 15s-Messungen des gleichen Messmodus', so sieht man zunächst, dass die Amplituden bei

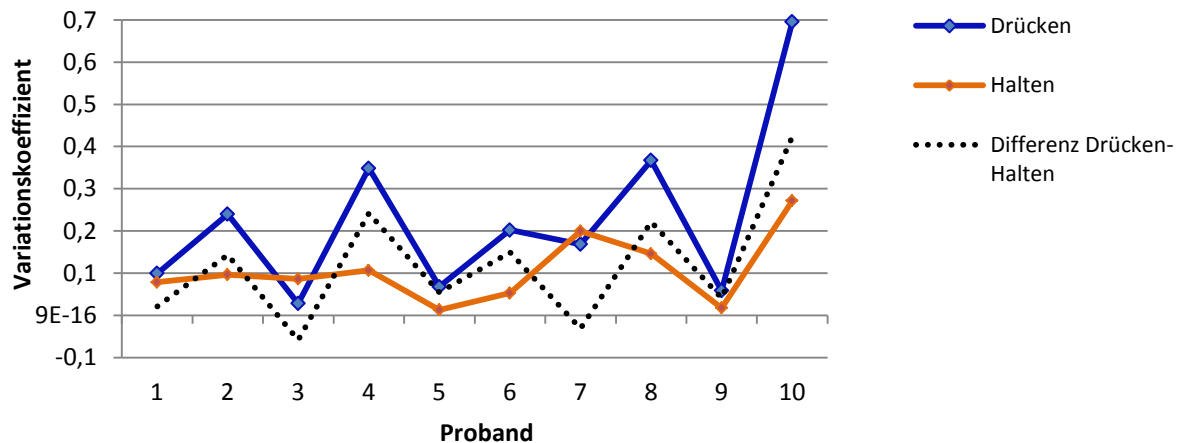


Abbildung 19. Variationskoeffizient der Amplitudenmittelwerte des MMGobl
Dargestellt ist der Variationskoeffizient des MMG-Signals des schrägen Bauchmuskels zwischen den drei Messungen jeweils im drückenden bzw. haltenden Modus. Die gestrichelte Linie zeigt die Differenz der VK zwischen den Modi. Man erkennt, dass die Amplitude bei Messwiederholung im drückenden Modus bei acht von zehn Probanden stärker variiert als im haltenden Modus.

Messwiederholung mit 13 % ($\pm 9,9$) nicht so stark variieren wie innerhalb der Einzelmessungen. Allerdings unterscheiden sich diesbezüglich der haltende und der drückende Messmodus signifikant voneinander (Abbildung 19). So ist der Variationskoeffizient der Amplituden zwischen den Messungen aller MOG-Signale ($n = 30$) im drückenden Modus signifikant größer als im haltenden ($t(29) = 2,523$, $p = .017$). Bei Differenzierung nach Messorten gibt es jedoch nur beim Signal des *M. obliquus externus abdominis* signifikante Unterschiede ($t(9) = 2,600$, $p = .029$). Die MMG- sowie MTG-Signale des Trizeps weisen lediglich tendenziell in die Richtung, dass im drückenden Modus die Amplituden bei Messwiederholung stärker variieren als im haltenden.

Die Oszillationen des Kraftsignals weisen diesbezüglich keine signifikanten Unterschiede auf ($t(9) = 0,820$, $p = .433$).

Die Betrachtung der Amplituden der muskulären Oszillationen bei den Single-Isometrie-Messungen zeigt zusammenfassend, dass

- 1) sich die Amplituden der MOG-Signale (MMG und MTG) zwischen den Messmodi Halten und Drücken nicht signifikant unterscheiden. Bezogen auf die MMG-Signale (ohne MTG) sind die Amplituden im drückenden Modus bei durchschnittlich 63 % (± 5) der Fälle höher als im haltenden (Tabelle 3), allerdings nicht signifikant;
- 2) die Amplitudenvariation *innerhalb* der Einzelmessungen am *M. triceps brachii* zwischen den Messmodi eine höchst signifikante Korrelation von 97 % aufweist;
- 3) die Amplitudenvariation *zwischen* den Messungen insbesondere am Bauchmuskel signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messmodi zeigt: im drückenden Modus ist eine höhere Amplitudenvariation vorhanden als im haltenden.

Ob auch bezüglich der Ermüdungscharakteristik – hier dargestellt durch das Nachgeben des Drucks über die Zeit – zwischen beiden Messmodi Unterschiede zu finden sind, wird im folgenden Abschnitt besprochen.

1.8.3 Ermüdungsverhalten im Vergleich der beiden Messmodi

Tabelle 5 sowie Abbildungen 20 und 21 geben eine Übersicht über die Ergebnisse des Drucksignals der Ermüdungsmessungen. Im Mittel der n = 10 Probanden beträgt die Summe aller isometrischen Plateaus im drückenden Modus (push) 58,85 s und im haltenden (hold) 49,996 s. Dieser Unterschied ist mit $p = .029$ signifikant. Die durchschnittliche Dauer stabiler Isometrie während eines einzelnen Versuchs bei Betrachtung aller isometrischen Phasen beträgt im drückenden Modus 24,45 s, im haltenden 7,72 s. Diesbezüglich unterscheiden sich die Gruppen Drücken und Halten mit $p = .049$ signifikant.

Bezüglich des längsten Plateaus (max. Plateau) gibt es deutliche signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messmodi ($t(9) = 3,716$; $p = .005$). Das maximale Plateau im drückenden Modus verläuft im Mittel über ein Intervall von 41,38 s. Im haltenden Modus erstreckt sich die längste isometrische Phase durchschnittlich über eine Dauer von 19,08 s.

Tabelle 5. Übersicht der Ermüdungsbetrachtung der Single-Isometrie-Messungen
Übersicht verschiedener Größen der Single-Isometrie-Messung zur Betrachtung der Ermüdung im Vergleich der beiden Messmodi (push; hold). Dargestellt sind von jedem Probanden jeweils der Mittelwert aus zwei Messungen von folgenden Items: die Gesamtdauer aller isometrischen Phasen, die durchschnittliche Dauer dieser, das maximale isometrische Plateau und das Verhältnis des max. Plateaus zur Gesamtdauer sowie deren Gruppenmittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD), Variationskoeffizienten (VK) und die Ergebnisse des t-Tests ($\alpha = .05$).

*M1 = Messung 1, M2 = Messung 2

Vpn	Durchschnittl. Gesamtdauer der iso. Phase [s]		Durchschnittl. Dauer der iso. Phasen [s]		Maximales Plateau [s]		Verhältnis des max. Plateaus zur Gesamtdauer						
	push	hold	push	hold	push	Hold	M 1	M 2	M 1	M 2			
1	83,850	65,201	83,850	10,867	88,203	25,987	1,000	1,000	0,499	0,237			
2	61,890	59,962	11,770	7,270	28,176	14,017	0,489	0,292	0,095	0,309			
3	50,938	32,765	16,072	7,421	41,891	15,643	0,602	0,556	0,445	0,461			
4	38,742	49,067	15,494	7,284	25,257	16,222	0,616	0,613	0,251	0,361			
5	53,416	51,269	14,351	12,613	41,094	27,843	0,271	0,835	0,340	0,603			
6	60,284	48,820	6,694	3,394	19,274	10,189	0,199	0,339	0,148	0,229			
7	67,613	56,048	11,113	6,420	25,010	19,373	0,299	0,401	0,318	0,222			
8	37,853	41,237	19,040	6,206	44,280	18,976	1,000	0,822	0,379	0,329			
9	80,873	57,573	56,206	12,315	82,155	33,670	1,000	0,932	0,410	0,407			
10	53,024	38,020	9,941	3,379	18,499	8,900	0,325	0,298	0,097	0,175			
												M1 & M2	
												push	hold
MW	58,848	49,996	24,453	7,717	41,384	19,082	0,580	0,609	0,298	0,333	0,594	0,316	
SD	15,526	10,250	25,128	3,282	24,896	7,929	0,320	0,273	0,145	0,131	0,290	0,136	
VK	0,264	0,205	1,028	0,425	0,602	0,415	0,552	0,448	0,487	0,392	0,488	0,430	
t	2.592		2.278		3.716		5.202						
df	9		9		9		19						
p	.029		.049		.005		.000						

Setzt man das maximale isometrische Plateau jeweils eines Probanden und einer Messung zur Gesamtdauer der isometrischen Phasen dieser Messung ins Verhältnis, so macht das maximale Plateau im drückenden Modus durchschnittlich 59,4 % der Gesamtdauer aus, im haltenden sind es 31,6 %. Diese beiden Gruppen unterscheiden sich höchst signifikant ($t(19) = 5,265, p = .000$). Während es den Probanden im drückenden Modus bei vier von 20 Messungen gelingt, über die gesamte Messdauer die isometrische Position stabil zu halten, gelingt dies im haltenden Modus kein einziges Mal – es gibt dort überhaupt nur eine Messung, bei der das maximale Plateau mehr als 50 % der gesamten isometrischen Messdauer einnimmt. Man kann zusammenfassen, dass die isometrischen Phasen im drückenden Modus um durchschnittlich 30 % länger stabil eingehalten werden können als im haltenden Modus.

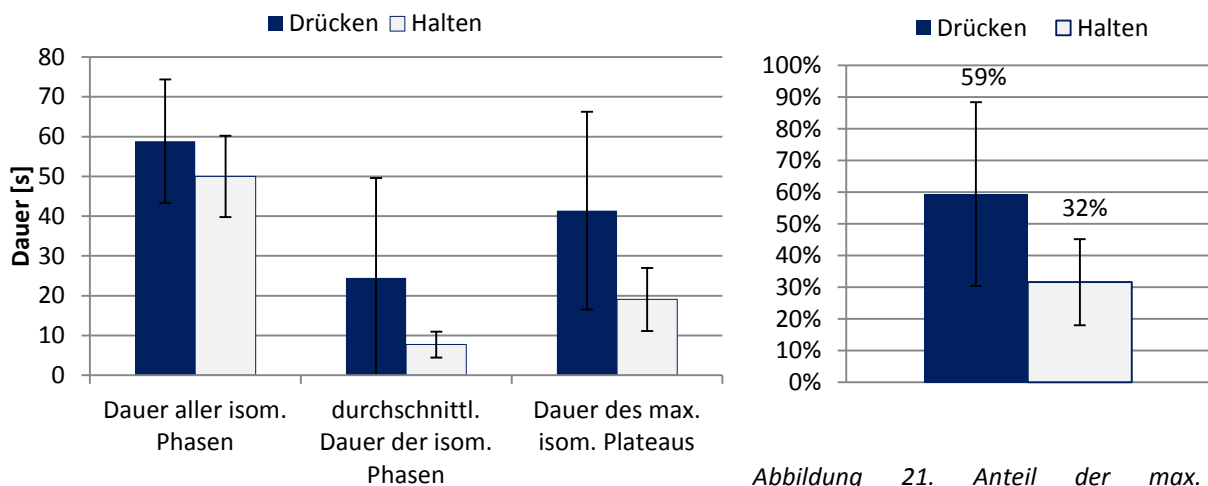


Abbildung 20. Kenngrößen der Ermüdungsmessungen im Vergleich der Messmodi

Das Histogramm bildet im Vergleich der Messmodi Drücken (blau) und Halten (weiß) die verschiedenen Kenngrößen zur Untersuchung der Ermüdungsmessung ab (MW (SD)): Die Dauer aller isometrischen Phasen, die durchschnittliche Dauer der isometrischen Phasen und die Dauer des max. isometrischen Plateaus.

Abbildung 21. Anteil der max. isometrischen Plateaus an der Gesamtdauer der Single-Ermüdungsmessungen

Prozentualer Anteil des maximalen isometrischen Plateaus an der Gesamtdauer aller isometrischen Phasen (MW (SD)) im Vergleich der beiden Messmodi Halten und Drücken.

1.8.4 Subjektiver Parameter der Single-Isometrie-Messungen

Nach Angaben der Probanden – und auch nach Erfahrung der Autorin – ist die Einstellung und Beibehaltung der isometrischen Messmodi Halten und Drücken durch den Probanden nicht trivial. Bei der Frage, welchen Modus der Single-Isometrie-Messung die Probanden als einfacher empfanden, waren sich alle einig: Der drückende Modus war im Vergleich zum haltenden subjektiv leichter einzustellen und beizubehalten.

I.9 Interpretation

Die oben vorgestellten Ergebnisse werden in diesem Kapitel – differenziert nach der Amplitude der MOG-Oszillationen sowie der Ermüdungscharakteristik – interpretiert. Im Zuge dessen werden bereits einige Aspekte, die unmittelbar mit dem Setting verbunden sind, diskutiert.

1.9.1 Amplituden der MOG-Oszillationen im Vergleich zwischen Halten und Drücken

Bei der Ergebnisdarstellung wurde differenziert in die Amplitudenhöhe sowie die -variation der MOG-Signale. Auch hier werden diese getrennt betrachtet.

AMPLITUDENHÖHE DER MECHANISCHEN MYO-OSZILLATIONEN

Die eingangs aufgestellte Hypothese – im drückenden Modus seien die Amplituden der MOG-Oszillationen größer als im haltenden – kann hier nicht angenommen werden. Die Ergebnisse zeigen lediglich Tendenzen in die Richtung der Hypothese: die MMG-Signale der Mm. triceps brachii et obliquus externus abdominis zeigen bei durchschnittlich 63 % der Probanden im drückenden Messmodus höhere Amplituden als im haltenden. Die Amplituden der MTG der Trizepssehne zeigen dies nicht. Insbesondere aber der Bauchmuskel scheint zwischen Halten und Drücken eine Amplitudenmodulation vorzunehmen. Als Rumpfstabilisator während der Messungen sowie durch die räumliche Distanz zum Interface zwischen Mensch und Maschine ist er möglicherweise am besten geeignet, die beiden Messmodi widerzuspiegeln.

Nach diesen Ergebnissen muss man zu dem Schluss kommen, dass die Amplitudenhöhe bei den Single-Isometrie-Messungen keinen statistischen Unterschied zwischen den Messmodi Halten und Drücken aufzeigt.

VARIABILITÄT DER AMPLITUDEN DER MUSKULÄREN OSZILLATIONEN INNERHALB EINER MESSUNG

Nicht nur im Kraftsignal kann man Variationen im Zeitverlauf erkennen, auch die MOG-Signale zeigen bezüglich der Amplituden eine Variation. Vermutlich spiegelt diese insgesamt die Regulation des neuromuskulären Systems wider.

Auffallend ist, dass die Amplitudenvariation der MMG-Oszillation des M. triceps brachii innerhalb der Messungen zwischen drückendem und haltendem Modus hochkorreliert ist und sich demnach zwischen den Messmodi statistisch nicht unterscheidet, während sie an der Trizepssehne sowie am Bauchmuskel offenbar zufälliges Verhalten zeigt. Die mechanische Aktivität des Trizeps scheint hier also – im Gegensatz zur Sehne und zum Bauchmuskel – während der Messmodi sehr ähnlich zu sein. Ein Erklärungsansatz dafür wäre, dass der Trizeps durch seine Hauptaufgabe des „Einstellens einer festen Position“ sensomotorisch

möglicherweise eine additive Funktion ausführen muss. Diese zieht vielleicht im Vergleich zu den anderen beiden Messorten eine abweichende neuromuskuläre Kontrolle und somit eine unterschiedliche Ausprägung der mechanischen Oszillationen nach sich. Man könnte annehmen, dass die Sehne durch die Verbindung mit dem Muskel als passives Element die gleiche Ausprägung zeigen müsste. Dabei ist aber nicht zu vergessen, dass der Trizeps mehrere Anteile besitzt, die alle in die gleiche Sehne münden. Per MMG wurde aber nur der laterale Kopf des Trizeps erfasst. Damit spiegelt die Sehne als Superposition wahrscheinlich die Variation der motorischen Einheiten der verschiedenen Trizepsköpfe wider und entspricht damit nicht dem MMG-Signal des Caput laterale.

VARIABILITÄT DER AMPLITUDEN DER MUSKULÄREN OSZILLATIONEN ZWISCHEN DEN MESSUNGEN

Die mittlere Amplitudenvariation zwischen den Messungen ist im drückenden Modus signifikant größer als im haltenden. Wenn also mehrfach im gleichen Modus gemessen wird, variieren die Amplituden zwischen diesen Messungen im drückenden Modus stärker. Das führt zu der Vermutung, dass der drückende Modus insgesamt inhomogener und schlechter reproduzierbar ist als der haltende.

Abschließend ist festzuhalten, dass die Amplitudenbetrachtung die eingangs aufgestellte Hypothese nur tendenziell erfüllt. Mit der Amplitudenvariation zwischen mehreren Messungen ergibt sich möglicherweise eine weitere Parametereigenschaft zur Differenzierung der beiden isometrischen Modi Halten und Drücken.

1.9.2 Ermüdungsverhalten im Vergleich der beiden Messmodi

Zu Beginn wurde die Hypothese aufgestellt, dass die gegebenenfalls vorhandenen Isometrie-Formen durch unterschiedliches Ermüdungsverhalten gekennzeichnet sein könnten: Ein neuromuskuläres System im haltenden Modus gebe schneller nach als eines im drückenden.

Die Betrachtung des Ermüdungsverhaltens hat im Sinne der Hypothese signifikante Ergebnisse geliefert. Es zeigt sich, dass die Probanden im drückenden Modus die isometrische Position im Mittel 30 % länger stabil einhalten können als im haltenden. Das neuromuskuläre System gibt also offenbar im haltenden Modus schneller nach als im drückenden. Ferner ist zu berücksichtigen, dass das Kraftniveau im haltenden Modus zwar gering (3,76 %), aber signifikant niedriger war als im drückenden Modus. Das bedeutet, obgleich die von den Probanden aufgebrauchte Kraft während der haltenden isometrischen Position im Mittel geringer war, konnten sie der applizierten Kraft der Schubstange nicht so lange stabil widerstehen wie während der drückenden isometrischen Position. Das

unterstützt die Hypothese, dass sich die beiden Messmodi durch ihr Ermüdungsverhalten charakterisieren lassen.

Die dargestellten Ergebnisse indizieren, dass sich die isometrische Muskelaktion in verschiedene Formen differenzieren lässt. Insbesondere das Ermüdungsverhalten scheint dabei eine geeignete Größe zur Charakterisierung der Modi zu sein: Obwohl beide Messmodi isometrisch sind, konnten die Probanden durch Druck gegen die Schubstange die Position länger beibehalten als durch Abbremsen der applizierten Kraft der Schubstange. Auch die Amplituden der MOG-Oszillationen zeigen bezüglich der Variation bei Messwiederholung einen signifikanten Unterschied zwischen den Messmodi. Bezogen auf die Amplitudenhöhe existieren lediglich Hinweise auf einen solchen, statistisch stützen sie die Hypothese jedoch nicht.

Diese Ergebnisse reichen aus Sicht der Autorin aus, um eine Differenzierung der Isometrie in die haltende Isometrie und in die drückende Isometrie als Arbeitsthese zu postulieren, die jedoch vertiefend zu überprüfen ist. Daher ergibt sich die Notwendigkeit, die beiden Messmodi auch bei der Studie zur Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme (Paar-Isometrie) einzusetzen. Das bietet zugleich die Möglichkeit, weitere Informationen über die postulierten Isometrie-Formen zu sammeln. Diese werden dann im dritten Teil der Arbeit gemeinsam mit den Resultaten der Single-Isometrie diskutiert (Kap. III.10).

Die Charakterisierung und Interaktion der myofaszialen Oszillationen bei Kopplung zweier neuromuskulärer Systeme ist Gegenstand des nachfolgenden zweiten Teils der Arbeit.

Teil II PAAR-ISOMETRIE – WIE VERHALTEN SICH INTERAGIERENDE NEUROMUSKULÄRE SYSTEME?

II EINFÜHRUNG

Die Ergebnisse der Single-Messungen des vorangegangenen Teils I stützen die Hypothese, dass man zwischen zwei isometrischen Messmodi – dem Halten und dem Drücken – differenzieren kann. Das verstärkt die eingangs beschriebene Annahme, dass auch bei einem Testsetting, innerhalb dessen zwei Personen isometrisch gegeneinander arbeiten, nicht nur subjektiv gesehen einer isometrisch halten und der andere isometrisch drücken kann, sondern diese Wahrnehmung quantifizierbar ist. Es stellt sich damit zwangsläufig die Frage, ob sich mit einem solchen experimentellen Ansatz weitere Hinweise auf das Vorhandensein der beiden hypothetisch angenommenen isometrischen Arbeitsweisen finden lassen. Gleichzeitig eröffnet das Setting der Paar-Isometrie-Messungen die Möglichkeit, einen weiteren bisher ungeklärten Aspekt der Grundlagenforschung auf dem Gebiet der MMG zu erhellen, nämlich die Frage der Interaktion oszillierender Muskeln von kinetischen Ketten zwischen zwei neuromuskulären Systemen. Die Untersuchung dieser Interaktion myofaszialer Oszillationen spielt in dem nun folgenden zweiten Teil die zentrale Rolle. Die beiden Messmodi, die sich aus dem ersten Teil herauskristallisiert haben, werden ebenfalls berücksichtigt.

II.1 Einleitung

Interaktion bedeutet, dass das Verhalten eines Systems Auswirkungen auf andere Systeme hat, während es selbst den Einwirkungen der anderen Systeme unterliegt (Bossel, 2004, S. 48). Folglich bedeutet Interaktion eine ständige Wechselwirkung mehrerer Teilsysteme, die als ein Gesamtsystem betrachtet werden können. Es entsteht eine über das Einzelverhalten hinausgehende Dynamik (Bossel, 2004, S. 44, 49). Auch der (mechanisch oszillierende) Muskel ist Teil eines hochkomplexen Gesamtgebildes, das als Ganzes funktionieren muss. So erhebt sich hier die Frage, ob sich die am intermuskulären Zusammenspiel beteiligten Muskeln von zusammenwirkenden Muskelgruppen und -ketten möglicherweise auch bezüglich ihres mechanischen Oszillationsverhaltens aufeinander einstellen, abstimmen, sich eventuell sogar synchronisieren.

Dass sich verbundene periodisch schwingende Systeme synchronisieren, beschrieb Huygens bereits im 17. Jahrhundert (gekoppeltes Pendel). Das Prinzip der Synchronisation wurde inzwischen an zahllosen Beispielen bestätigt und findet Einsatz in verschiedenen technischen Bereichen. Daher könnte vermutet werden, dass dies auch bei interagierenden

sensorischen Systemen der Fall ist. Die Oszillation des neuromuskulären Systems darf jedoch nicht als passive harmonische Schwingung angesehen werden, denn sie wird aktiv erzeugt, folgt einem stochastischen Prozess und unterliegt sensorischer Regulation. Es ist bekannt, dass auch in neuromuskulären Regelprozessen Synchronisationsphänomene existieren. Untersucht wurde die intermuskuläre Koordination im Zusammenhang mit Muskelketten, die das Zusammenspiel von Muskeln nur in Bezug auf qualitative muskuläre Aktivität, z.B. während des Ganges oder sportlichen Bewegungen bzgl. Muskelaktivität, umfassen (Marées, 2003; Hopf & Hufschmidt, 1963; Tittel, 1994, Zajac, 2002). Synchronisationsuntersuchungen fanden auch bezüglich der Feuerungsrate einzelner motorischer Einheiten statt (vgl. Kap. II.5.1; u.a. Hoffmann, 1959, Weytjens & Steenberghe, 1984; Farmer, Farmer, Bremner, Halliday, Rosenberg & Stephens, 1990; Farmer et al., 1993a) sowie bei Beziehungen zwischen Hirn- und Muskelaktivität (vgl. Kapitel II.5.3; u.a. Milner-Brown, Stein & Lee, 1975). Die Synchronisation mechanischer Schwingungen verschiedener Muskeln ist offenbar noch nicht betrachtet worden – weder intrapersonell, noch interpersonell. Lediglich Marusiak und Kollegen (2009a,b) verglichen u.a. die mechanischen Schwingungen von Agonist und Antagonist bei Parkinson-Patienten, jedoch nicht hinsichtlich möglicher Synchronisationsphänomene.

Über die physiologische Funktion der oszillativen Muskelarbeit besteht bisher weitgehend Unklarheit. Die Betrachtung der muskulären Oszillation im Zusammenspiel verschiedener Muskeln könnte hier eventuell neue Impulse setzen. Sollten sich Muskeln innerhalb kinetischer Ketten tatsächlich synchronisieren, so wäre dies nicht nur eine durchaus neue Erkenntnis der Bewegungswissenschaft, es bedeutete zugleich eine enorme Anforderung an die steuernden und regulierenden Neurosysteme. Diese müssten nämlich die komplexe intramuskuläre Synchronisation verschiedener Muskeln aufeinander abstimmen – ein hochkomplexer Prozess, der sicher ein intaktes Regelnetzwerk voraussetzt. Sollte dies der Fall sein, wäre zu erwarten, dass sich funktionelle und morphologische Störungen im System auf die Qualität möglicher Synchronisationsprozesse auswirken. Hieraus könnten möglicherweise innovative diagnostische Zugänge erwachsen.

II.2 Ziel- und Fragestellungen der Teilstudie zur Paar-Isometrie

Das Ziel dieses zweiten Teils der Dissertation besteht darin, Aufschluss über das Verhalten mehrerer oszillierender Muskeln innerhalb von Muskelketten bei der Interaktion zweier Personen zu erhalten. Es wird untersucht, ob sich zwischen den mechanischen Oszillationen von zwei gekoppelten Muskelsystemen während isometrischer Aktivität Kohärenz entwickelt. Diese Analysen finden unter Berücksichtigung der Resultate der Teilstudie I statt, welche Hinweise auf das Vorhandensein von zwei zu differenzierenden Formen der Isometrie

geliefert haben. So lautet ein zusätzliches Ziel der zweiten Teilstudie, weitere Hinweise auf die möglicherweise vorhandenen zwei Isometrie-Formen auch bei Interaktion zu finden.

Es ergeben sich folgende Fragestellungen:

1. Wie sind die zu erwartenden muskulären Oszillationen während Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme in ihrem Frequenzverhalten charakterisiert?
2. Kommt es bezüglich des Oszillationsverhaltens zur Anpassung zwischen den beiden Probanden, möglicherweise zur Kohärenz der Oszillationen und in dem Sinne zu Synchronisationseffekten?
3. Ist ein auftretendes Interaktionsmuster reproduzierbar?
4. Lassen sich bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme Unterschiede zwischen den beiden Messmodi Halten und Drücken identifizieren?

II.3 Aufbau des zweiten Teils

Grundlagen der hier eingesetzten Messmethode der Mechanomyografie wurden bereits in Teil I (Kap. I.5) beschrieben und können dort nachvollzogen werden. Der *Theoretische Teil II* besteht aus drei Schwerpunkten. Um eine theoretische Grundlage für das Verständnis der komplexen biologischen Oszillationen zu schaffen, erfolgt im ersten Kapitel II.4 (S. 59 - 63) die Betrachtung der Interaktion von harmonischen sowie nicht-harmonischen Oszillatoren. Im zweiten Kapitel des theoretischen Teils II (Kapitel II.5, S. 64 - 68) werden bereits bekannte Synchronisationseffekte in neuromuskulären Systemen betrachtet. Das dritte große Thema beinhaltet die noch jungen Auswertalgorithmen der Nichtlinearen Dynamik, die *Continuous Wavelet Transform* (Kapitel II.6, S. 69 - 77). Diese können insbesondere bei oszillierenden nicht-stationären Prozessen – somit auch für die Zeitreihen der Muskeloszillationen – die Frequenz über die Zeit aufschlüsseln und somit für die Kohärenzbetrachtung der interpersonellen Messungen eingesetzt werden.

Nach dem theoretischen Teil erfolgt die Formulierung der Hypothesen für diese zweite Teilstudie (S. 78).

Anschließend wird im *Methodischen Teil II* (S. 79 - 90) das Design inklusive Auswertungsschritte der Studie zur Interaktion interpersoneller muskulärer Oszillationen (Paar-Isometrie-Messungen) betrachtet.

Der Teil *Ergebnisse und Interpretation II* (S. 91 - 114) beinhaltet die Resultate der Paar-Isometrie-Messungen sowohl bezüglich der myofaszialen Interaktionseffekte zwischen zwei Personen, als auch bezüglich der möglicherweise vorhandenen Isometrie-Formen „Halten“ und „Drücken“. Diese werden anschließend interpretiert.

Die Diskussion erfolgt im gesonderten Teil III der Arbeit (S. 115 - 133). Dieser beinhaltet die Diskussion der Ergebnisse zur interpersonellen Interaktion. Außerdem wird die Fragestellung der möglicherweise vorhandenen zwei Formen der Isometrie behandelt. Dabei werden die Ergebnisse aus den Single-Isometrie- sowie den Paar-Isometrie-Messungen zusammengeführt sowie diskutiert.

Eine Zusammenfassung und ein Ausblick schließen den wissenschaftlichen Teil ab (S. 134-135).

II Theoretische Grundlagen

Wie verhalten sich muskuläre Schwingungen mechanisch? Um ein Verständnis dieser komplexen neuromuskulären Oszillationen zu schaffen, werden zunächst die harmonischen sowie nicht-harmonischen technischen Schwingungen betrachtet. Da es in dieser Arbeit um Synchronisation von Oszillationen geht, wird insbesondere auf die Interaktion von gekoppelten Systemen eingegangen (Kap. II.4).

In Kapitel II.5 werden Beispiele zu Synchronisationsphänomenen in neuromuskulären Systemen, inklusive der aktuellen Studienlage dieser, angeführt. Es werden verschiedene Formen der Synchronisation innerhalb des neuromuskulären Systems betrachtet: Synchronisation zwischen motorischen Einheiten, innerhalb des Motorkortex sowie – die beiden letztgenannten zusammenführend – Synchronisationen von motorischen Einheiten und neuronalen Oszillationen im Motorkortex. Die Betrachtung der Interaktion von Motorkortex und motorischen Einheiten könnte Erklärungsansätze liefern, wie die mechanischen Muskelschwingungen entstehen.

Den theoretischen Teil abschließend, werden in Kapitel II.6 Auswerteverfahren für nicht-harmonische Oszillationen in Biosystemen beschrieben: Die Continuous Wavelet Transform inklusive des Cross Wavelet Spektrums und der Wavelet Kohärenz. Die hier genutzten Algorithmen wurden am Institut für Mathematik der Universität Potsdam, Angewandte Mathematik (Leitung: Prof. M. Holschneider), entwickelt, eingesetzt sowie in Kooperation mit den Kollegen (Holschneider und Matuschek) erprobt und für spezielle Betrachtungen eigenständig weiter entwickelt. Da diese Analysetechnik in der Mathematik einen jungen Zweig kennzeichnet, werden einige Grundlagen bewusst bereits in den theoretischen Teil gelegt und nicht erst in den methodischen.

II.4 Interaktion technischer Oszillationen

In diesem Kapitel wird die Interaktion inklusive Synchronisation von harmonischen sowie nicht-harmonischen technischen Oszillatoren unter Berücksichtigung von chaotischen sowie stochastischen Prozessen betrachtet. Da die Inhalte propädeutisch sind, wurden sie hauptsächlich aus einem Standardwerk zur Synchronisation von Pikovsky, Rosenblum & Kurths (2003) entnommen⁸.

⁸ Empfehlung der Kollegen der Professur Angewandte Mathematik.

II.4.1 Kopplung harmonischer Oszillatoren und deren Synchronisation

Erstmals entdeckte Christiaan Huygens (*1629, † 1665) im Jahre 1665 die Synchronisation zweier Pendeluhren (gekoppeltes Pendel), von denen jede für sich harmonisch schwingt. Huygens fand heraus, dass selbst eine schwache Kopplung – etwa über die Wand, an der die Uhren angebracht waren – die Pendeluhren synchronisieren ließ (Pikovsky et al., 2003). Unabhängig davon, wie Huygens die Pendeluhren hing beziehungsweise anstieß – sie synchronisierten sich stets erneut in gegensinniger Weise (Anti-Phasen Synchronisation).

Die Autoren (ebd., S. 8) beschreiben Synchronisation als eine „Anpassung von Rhythmen von oszillierenden Objekten durch deren schwache Interaktion“⁹. Dabei ist Synchronisation ein komplexer, dynamischer Prozess und kein Zustand (ebd., S. 17).

Um die Synchronisation zu verstehen, müssen zunächst die Systeme betrachtet werden, die Schwingungen erzeugen können.

OSZILLATOREN – SELBSTERREGTE SYSTEME

Selbsterregte Systeme besitzen eine Energiequelle, die eine stetige Oszillation aufrechterhält, bis die Energie verbraucht wird. Solche autonomen dynamischen Systeme werden auch Oszillatoren genannt. Selbsterregte Oszillatoren lassen sich durch folgende Eigenschaften kennzeichnen (Pikovsky et al., 2003, S. 8 f):

1. Sie sind aktive Systeme mit innerer Energiequelle, welche die Energie in oszillatorische Bewegung transformiert.
2. Die Form der Oszillation ist determiniert durch Parameter des Systems und zumindest gegenüber schwachen äußeren Einflüssen resistent. So kehrte z.B. die Pendeluhr bei Huygens stets wieder in den ursprünglichen Rhythmus zurück.
3. Ein herausragendes gemeinsames Merkmal selbsterregter Oszillatoren ist die Fähigkeit, sich zu synchronisieren.

Beispiele für solche selbsterregte Systeme sind Laser, elektrische Schaltungen für die Generierung von Radio-Frequenzen, Herzschrittmacher oder auch die Huygens'schen Pendeluhren. Die Frequenz f autonomer Systeme ist definiert als $f = \frac{1}{T}$. Die Kreisfrequenz ω bei Synchronisation ist durch $\omega = 2\pi f = \frac{2\pi}{T}$ definiert. (ebd., S. 9f)

Doch wie kann sich Synchronisation bei zwei harmonischen selbsterregten Systemen entwickeln?

⁹ Freie Übersetzung der Autorin.

INTERAKTION DURCH KOPPLUNG VON HARMONISCHEN OSZILLATOREN

Zur Kopplung zweier autonomer Oszillatoren mit ihren eigenen Frequenzen f_1 und f_2 genügt bereits eine schwache Interaktion wie Huygens schon im 17. Jahrhundert zeigen konnte. Ist eine Kopplung hergestellt, sind die Bedingungen für eine Synchronisation beider Systeme gegeben. Ob sie sich synchronisieren, hängt von der Kopplungsstärke sowie der Frequenzverstimmung $\Delta f = f_1 - f_2$ ab (Pikovsky et al., 2003, S. 11). Findet keine Interaktion statt, so ist die Kopplungsstärke gleich Null. Die Frequenzverstimmung quantifiziert, wie unterschiedlich die Frequenzen der ungekoppelten Oszillatoren sind. Diese kann in technischen Systemen leicht ermittelt und variiert werden.

Synchronisation hängt jedoch nicht nur von der Frequenzabstimmung ab, sondern auch von der Phase. Die Phase bestimmt den Zustand der periodischen Oszillation. Sie hilft zwischen zwei verschiedenen, synchronen Systemen zu unterscheiden (ebd., S. 14). Bei Interaktion zweier Oszillatoren müssen demnach sowohl die Frequenz als auch die Phase berücksichtigt werden, da beide Einfluss auf das Zusammenspiel haben.

Üblicherweise findet Interaktion nicht symmetrisch statt. Ein System oszilliert stärker als das andere beziehungsweise sie beeinflussen sich gegenseitig in unterschiedlichem Ausmaß (ebd., S. 103). Wenn die Interaktion in eine Richtung stärker ist, entspricht dies einem externen Antrieb. In diesem Fall wird das angetriebene System zur Frequenz des Antriebers gezwungen. Wenn das getriebene System keine Reaktion entgegenbringt – also letztlich eine einseitige Kopplung vorhanden ist – spricht man auch von einer „Master-Slave-Kopplung“ und von einer generalisierten Synchronisation. (ebd., S. 150)

Bei bilateraler Interaktion ändert sich die Frequenz der Oszillationen von beiden Systemen dahingehend, dass sich die Interaktionsfrequenz Ω zwischen den Teilfrequenzen ω_1 bzw. ω_2 einpendelt, das heißt es gilt $\omega_1 < \Omega < \omega_2$.

Sind die Oszillatoren annähernd gleich und symmetrisch gekoppelt, so hat eine schwache Interaktion nur einen Einfluss auf die Phasen, nicht aber auf die Amplituden der Systeme. Entweder bringt die Interaktion die Phasen zusammen oder auseinander. Man unterscheidet folglich die „phasen-anziehende“ Interaktion, die in eine gleichphasige Synchronisation mündet sowie die phasen-abstoßende Interaktion, aus der eine gegenphasige Synchronisation entsteht (ebd., S. 103). Analog kann man zwei Phasenzustände der Synchronisation unterscheiden: Die gleichphasige mit $\Phi_2 - \Phi_1 \approx 0$ sowie die gegenphasige mit $\Phi_2 - \Phi_1 \approx \pi$.

Eindrucksvoll kann man die Synchronisation gekoppelter Systeme mittels Metronomen simulieren, die über eine bewegliche Platte verbunden sind. Die Kopplung der mechanischen Metronome mündet in einer gleichphasigen Synchronisation.

Bei harmonisch oszillierenden Systemen beschreibt die Synchronisation eine Abstimmung in Frequenz und Phase der Oszillatoren. Was geschieht aber, wenn die Zeitreihen der Oszillatoren chaotischem Verhalten folgen?

II.4.2 Kopplung und Synchronisation nicht-harmonischer Oszillatoren

CHAOTISCHE PROZESSE

Bei chaotischen Systemen ist die Definition der Synchronisation nicht-trivial (Pikovsky et al., S. 153). Bei annähernd periodischen Schwingungen in chaotischen Systemen kann man die mittlere Frequenz durch $\langle f \rangle = \frac{N\tau}{\tau}$ berechnen, wobei N_τ die Anzahl der Zyklen im Zeitintervall τ bezeichnet. Eine feste Phasenbestimmung ist nicht möglich, aber durch Bestimmung der Zeit zwischen zwei gleichen Ereignissen („return times“; z.B. die Zeit zwischen zwei Maxima des Signals) lässt sich die zeitabhängige Phase bestimmen. Diese return times kann man als unmittelbare Periode der Oszillationen interpretieren und dadurch die mittlere Periode des Prozesses bestimmen. Wählt man ein ausreichend langes Zeitintervall τ , so kann man die Anzahl der Maxima $N(\tau)$ innerhalb dessen bestimmen. Das Verhältnis $\frac{\tau}{N(\tau)}$ ergibt die mittlere Periode. Daraus kann entsprechend die mittlere Kreisfrequenz geschätzt werden als $\langle \omega \rangle = \frac{2\pi N(\tau)}{\tau}$ (ebd., S. 142). Sind die return times klein, so kann auch die Streuung der Phase klein sein. In diesem Fall findet man im Leistungsdichtespektrum einen scharfen Frequenzpeak. (Pikovsky et al., 2003, S. 144)

Bei chaotischen Systemen ist die Berechnung der Phase eine nicht-lineare Transformation, eine Art „nichtlineare Filterung“ (ebd., S. 144). Bei dieser Phasenberechnung vernachlässigt man jegliche Amplitudenvariation, die zum breitbandigen Teil des Leistungsspektrums eines chaotischen Systems beiträgt. Die Phasenstreuung charakterisiert die Breite eines spektralen Peaks um die mittlere Frequenz.

Die Synchronisationsanalyse „passiver“ Experimente – das heißt Versuche, bei denen man die Parameter der Oszillatoren bzw. die Kopplung nicht modulieren kann – basiert stets auf der Vermutung, dass zwei selbsterregte Oszillatoren interagieren oder unabhängig oszillieren. Des Weiteren ermittelt man dadurch lediglich eine Interaktion, nicht aber Synchronisation. Für verrauschte Systeme ist die Grenze der Synchronisation verschmiert und damit ist der Zustand der Synchronisation mehrdeutig. Daher kann man bei passiven Experimenten nicht von Synchronisation, sondern lediglich von Interaktion sprechen. (Pikovsky et al., S. 170) Der Begriff der Synchronisation ist entsprechend mit Vorsicht zu verwenden.

Zur Visualisierung der Interaktion kann man die Signale auch bei chaotischen Prozessen gegeneinander plotten, sofern die Signale annähernd periodisch sind: Bei starker Kopplung und somit nahezu identisch agierenden Systemen entstünde eine Gerade (ebd., S. 157).

Bei passiven Experimenten, bei denen der Grad der Interaktion mit der Zeit variiert, bot es sich früher an, eine „running-window“-Analyse zu machen mit $[t - \tau/2, t + \tau/2]$, wobei τ die Fensterbreite und t die verschiedenen Zeitpunkte darstellen. Innovativer jedoch ist die Anwendung der Continuous Wavelet Transform – die der gefensterten Fourier-Transformation ähnelt, aber nicht nur die Frequenzausprägung über die Zeit, sondern auch die Kohärenz zweier Prozesse schätzen kann (vgl. Kapitel II.6).

Zusammenfassend kann man festhalten, dass Interaktion eine Verhaltensauswirkung eines Systems auf das Verhalten eines anderen Systems bedeutet, während es selbst den Einwirkungen der anderen Systeme unterliegt (Bossel, 2004, S. 48). Dabei können sich die Frequenz sowie die Phasen bei gekoppelten Systemen anpassen bzw. verändern.

Chaotische Prozesse stellen noch deterministische Prozesse dar, stochastische Prozesse hingegen folgen keinem deterministischen Verhalten mehr. Verschiedene Autoren (u.a. Xie, Pribram & King, 1994, Oram, Wiener, Lestienne & Richmond, 1999) kommen zu dem Schluss, dass neuronale Abläufe durch stochastische Prozesse gekennzeichnet sind. Daher werden diese nun betrachtet.

STOCHASTISCHE PROZESSE

Im Unterschied zu chaotischen Prozessen beschreiben stochastische einen dynamischen Vorgang mit Zufallscharakter. Schlittgen & Streitberg (2001, S. 90) definieren einen stochastischen Prozess als „eine Folge $(X_t)_{t \in T}$ von Zufallsvariablen X_t , wobei der (als Zeitparameter bezeichnete) Index t ein Element einer höchstens abzählbaren Indexmenge T ist.“ Mathematisch gesehen ist der stochastische Prozess eine Abbildung, die jedem Ergebnis ω eines Zufallsvorgangs eine Zeitreihe $X_t(\omega)$ zuordnet (ebd.). Dabei nutzt man stochastische Prozesse als Modellvorstellung für zeitreihenanalytische Anwendungen. White-Noise-Prozesse dienen oftmals als Basis für komplexe stochastische Prozesse und zur Modellierung dieser (ebd., S. 91f).

Ein Sonderfall des stochastischen Prozesses ist der autoregressive Prozess der Ordnung p (kurz: AR[p]-Prozess). Dabei muss gelten, dass

$$X_t = \alpha_1 X_{t-1} + \dots + \alpha_p X_{t-p} + \varepsilon_t, t \in \mathbb{Z},$$

ε_t steht für einen White-Noise-Prozess (Schlittgen & Streitberg, 2001, S. 121).

Pikovsky und Kollegen (2003) charakterisieren neuronale Netze als chaotische Systeme. Im Gegensatz dazu beschreiben unter anderem die Autoren um Xie (1994) und Oram (1999)

sowie die Professur Angewandte Mathematik der Universität Potsdam neuronale Abläufe durch stochastische Prozesse. Auch in dieser Arbeit wird davon ausgegangen, dass die myofaszialen Oszillationen durch stochastische Prozesse gekennzeichnet sind.

In dieser Arbeit wird das neuromuskuläre System betrachtet. Nach oben genannter Definition kann es als ein selbsterregtes System angesehen werden – allerdings als ein sehr komplexes. Die Energiequelle des schwingenden Systems Muskel liegt im Muskelstoffwechsel, die Steuerung und Regelung der Oszillationen wahrscheinlich im Zentralen Nervensystem (ZNS). Eine mögliche theoretische Grundlage der Entstehungsmechanismen von mechanischen Schwingungen im Muskel wird im folgenden Kapitel gegeben.

II.5 Synchronisation des neuromuskulären Systems

Im Folgenden wird häufig von „Synchronisation“ die Rede sein. Diese ist im Sinne kohärenten Verhaltens zu verstehen. Eine für diese Arbeit relevante Definition der Synchronisation wird in Kapitel II.9.1 (S. 111) gegeben.

Synchronisationsphänomene werden in verschiedenen Bereichen der Neurowissenschaft betrachtet. Die Synchronisation bildet einen zentralen Mechanismus für die neuronale Informationsverarbeitung sowohl innerhalb eines Hirnareals als auch zwischen verschiedenen Hirnarealen (Pikovsky et al., S. 134 f). Bezieht man sich auf die neuronale Steuerung der Motorik, könnte die Synchronisation der oszillatorischen Aktivität in kortikalen Arealen der Integration und Koordination der Informationen der zugrundeliegenden motorischen Kontrolle dienen (MacKay, 1997; zitiert nach Pikovsky et al., S. 135). Bekannt ist, dass die Synchronisation im Gehirn für die Entstehung des pathologischen Tremors z. B. beim Parkinson-Syndrom verantwortlich ist sowie bei anderen neurologischen Erkrankungen eine entscheidende Rolle spielt. Da diese Synchronisationsphänomene für die Funktion und Funktionalität des neuromuskulären Systems entscheidend sein könnten, werden nachfolgend Ausschnitte des Forschungsstands zur Synchronisation des neuromuskulären Systems von der Peripherie zum Zentralen sowie – diese zusammenführend – die Synchronisation der motorischen Einheiten und des Motorkortex betrachtet.

II.5.1 Intra- und intermuskuläre Synchronisationen

Zum intrapersonellen muskulären Zusammenspiel findet sich bezüglich des Einsatzes von EMG eine gute Literaturbasis, zum Beispiel betreffend spezifischen dynamischen Bewegungsprogrammen beim Tennisschlag (u.a. Morris, Jobe, Perry, Pink & Healy, 1989; Adelsberg, 1986) oder auch bei Ganganalysen (u.a. Davis III, Ounpuu, Tyburski & Gage, 1991; Whittle, 2007). Dabei sind qualitative Aussagen über Erregung, Kontraktion und

Koordination der Muskeln sowie Aussagen zur intra- und intermuskulären Koordination möglich (u.a. Wollny, 2012; De Luca, 2013; Marées, 2003; Hopf & Hufschmidt, 1963; Tittel, 1994, Zajac, 2002).

Für die reibungslose Funktionsfähigkeit eines neuromuskulären Systems ist demnach eine ständige Abstimmung zwischen den Muskeln nötig. Allerdings geht es bei Betrachtung dieser insbesondere um qualitative Aktivitätsmuster sowie um Bewegungsprogramme von Muskeln – Die Quantifizierung des mechanischen Verhaltens der Muskelfasern zueinander spielt diesbezüglich in den wissenschaftlichen Betrachtungen offenbar keine oder lediglich eine untergeordnete Rolle. Es stellt sich die Frage, ob bei dem Zusammenspiel der Muskeln auch die mechanischen Myo-Oszillationen relevant sein könnten.

Coates, Baker & Fitzgerald (1997) untersuchten die Kohärenz zwischen dem EMG-Signal des Bizeps und der Beschleunigung (ACC-Sensor) des Unterarms (physiologischer Tremor) während und ohne Bewegung. In den bewegungslosen Phasen entdeckten die Autoren eine starke Kopplung zwischen diesen Signalen im Frequenzbereich zwischen 16 und 30 Hz. Während Bewegung konnten zwei kohärente Frequenzbänder festgestellt werden: Zwischen 8 und 12 Hz sowie zwischen 25 und 40 Hz. Diese Untersuchungen streifen die Erforschung der mechanischen intrapersonellen myofaszialen Synchronisation und legen nahe, dass auch bei Untersuchung von mehreren Muskeln einer Muskelkette Kohärenz zu finden sein könnte.

Pilotmessungen an der Abteilung Regulative Physiologie und Prävention haben gezeigt, dass auch via MMG Kohärenz zwischen verschiedenen Muskeln einer Muskelkette zu identifizieren sein kann.

SYNCHRONISATION VON MOTORISCHEN EINHEITEN

Die Betrachtung der Synchronisation motorischer Einheiten via EMG ist inzwischen ein etablierter Forschungsgegenstand. Fling et al. (2009, S. 800) beschreiben Synchronisation von motorischen Einheiten als das simultane oder beinahe simultane Feuern zweier motorischer Einheiten, das überzufällig eintritt.

Verschiedene Forscher berichten unter anderem von einer Feuerungsrate der motorischen Einheiten in einem Bereich um 10 Hz (u.a. Farmer et al., 1990; Farmer et al., 1993a; Mills & Schubert, 1995, Semmler et al., 2002, 2013; Schulte-Mattler, 2005). Dies entspricht der gefundenen Frequenz von mechanischen Oszillationen der Muskelfasern. Dadurch wird die Hypothese gestützt, dass myofasziale Schwingungen durch die Entladung der motorischen Einheiten generiert werden.

Farmer, Bremner, Halliday, Rosenberg & Stephens (1993b) verglichen mittels Nadel-EMG die Synchronisation von jeweils zwei erfassten motorischen Einheiten des M. interosseus

dorsalis I beziehungsweise des M. biceps brachii zwischen gesunden Probanden und Schlaganfall-Patienten. Sie identifizierten signifikante Kohärenz zwischen den motorischen Einheiten bei Frequenzen von 1 bis 12 Hz beziehungsweise 16 bis 32 Hz bei Gesunden, bei Schlaganfall-Patienten war das zweite Frequenzband nicht zu finden.

Auch Kakuda et al. (1999) konnten Kohärenz zwischen motorischen Einheiten des M. extensor carpi im Frequenzbereich um 12 Hz identifizieren.

Man kann zusammenfassen, dass motorische Einheiten eines Muskels in der Lage sind, sich in niederfrequenten Bereichen zu synchronisieren. Studien, die die Kohärenz mechanischer Oszillationen untersuchen, konnten nach eigener Literaturrecherche nicht identifiziert werden. Doch wie entsteht diese in der Peripherie identifizierte elektrophysiologische Synchronisation?

II.5.2 Synchronisationsphänomene des Motorkortex

Untersuchungen des Gehirns mittels EEG identifizieren fünf Frequenzbereiche: den Delta- (0,5 – 3,5 Hz), Theta- (3,5 – 7 Hz), den Alpha- (8 – 13 Hz), den Beta- (18 – 30 Hz) sowie den Gamma-Bereich (30 – 70 Hz) (Basar, 2012, S. 3). Im Motorkortex wurden in verschiedenen Untersuchungen ähnliche Frequenzbereiche synchronisierter Oszillationen gefunden. Diese setzen sich insbesondere aus einer 10 Hz und einer 20 Hz Komponente zusammen (u.a. Burkhardt, 2006, S. 79). Farmer (1998) beschreibt, dass die relevanten Oszillationen des sensomotorischen Kortex bei 20 bis 30 Hz stattfinden.

Paus, Sipila & Strafella (2001) identifizierten nach Transkranieller Magnetstimulation (TMS) synchrone Oszillationen im Bereich von 15 – 25 Hz. Die Zusammenhänge der Oszillationen im α -Bereich von 8 - 13 Hz sind noch weitgehend unerforscht (Burkhardt, 2006). Da die Feuerungsrate motorischer Einheiten sowie die Frequenzen myofaszialer Oszillationen um ca. 10 Hz liegen, erscheint insbesondere dieser Frequenzbereich im Motorkortex für diese Arbeit relevant.

Basar (2012) hat sich insbesondere auf diesen α -Bereich spezialisiert und stellt in seinem Review fest, dass verschiedene Muskelzustände von den 10 Hz Oszillationen begleitet werden (Basar & Schurmann, 1996, p. 95). Pfurtscheller, Stancák & Neuper (1996) konnten ebenfalls aufgabenspezifisch 10 Hz Oszillationen in motorischen Bereichen feststellen.

Nach wie vor scheint die Funktion und Aufgabe der kortikalen Oszillationen und deren Synchronisation nicht geklärt. Offenbar steht sie aber mit motorischer Aktivität im Zusammenhang.

II.5.3 Synchronisation von Motorkortex und muskulärer Aktivität

Für die Untersuchung der Synchronisation von Motorkortex und motorischer Aktivität werden sowohl die Magnetoenzephalografie (MEG) als auch die Elektroenzephalografie (EEG) im Vergleich zur EMG herangezogen.

MEG UND EMG

Während isometrischer Muskelaktion konnten mittels MEG im sensomotorischen Kortex Oszillationen im Bereich um 10 Hz, 16 - 26 Hz und 40 - 50 Hz identifiziert werden (Conway, Halliday, Farmer, Shahani, Maas, Weir & Rosenberg, 1995). Die 20 - 30 Hz Oszillationen im Motorkortex treten bei Vorbereitung auf eine Bewegung sowie während isometrischer Muskelaktion auf (u.a. Farmer, 1998, S. 10; Gross, Tass, Salenius, Hari, Freund & Schnitzler, 2000).

Conway et al. (1995) untersuchten die Synchronisation zwischen dieser kortikalen Aktivität und der ipsilateralen sowie kontralateralen muskulären Aktivität des M. interosseus dorsalis I der Hand während leichter stetiger Willkürkontraktion. Das MEG des sensomotorischen Kortex war mit dem EMG des kontralateralen Handmuskels in Frequenzen zwischen 13 und 35 Hz (β -range) signifikant kohärent. Die Frequenzen um 10 Hz und 40 - 50 Hz waren allerdings unkorreliert. Die Autoren um Conway schließen, dies bringe einen weiteren Nachweis dafür, dass die kortikalen Neuronen an der Generierung der Synchronisation der motorischen Einheiten beteiligt sind. Dies stelle ein Beispiel für die Bindung des motorischen Systems dar. Die Korrelation zwischen EMG und MEG interpretieren die Autoren als eine Kopplung zwischen dem „Hand-Areal“ des primären Motorkortex und den Motoneuronen, die den kontralateralen M. interosseus dorsalis I der Hand innervieren (Conway, 1995, p. 922; Gross et al., 2000). Farmer (1998, S. 7) schlägt vor, dass die Feuerungsrate der motorischen Einheiten während isometrischer Muskelaktion ein „Echo“ der synchronisierten Oszillation zwischen den Neuronen des primären Motorkortex widerspiegeln und die rhythmische Aktivität in zentralen motorischen Leitbahnen für die Frequenzen von 16 - 32 Hz der motorischen Einheiten verantwortlich ist.

Obgleich im MEG des Motorkortex Oszillationen um 10 Hz zu finden sind (u.a. Salmelin & Hari, 1994), konnte bei den bis hierher genannten Autoren keine Synchronisation zwischen EMG und MEG im 10 Hz Bereich gefunden werden (Conway et al., 1995). Lediglich in zwei Studien wurde eine Kohärenz im Bereich um 10 Hz identifiziert: Tass und Kollegen (1998) erkennen in ihren Untersuchungen eine signifikante kortikomuskuläre Synchronisation zwischen 10 und 14 Hz bei Untersuchungen mit MEG und EMG.

Die Forschergruppe um Rathjen (2002) untersuchte die kortikomuskuläre Kohärenz bei sechs Epilepsiepatienten. Sie verglichen die Signale eines Elektrokortikogramms (EKoG) mit

den Signalen von EMG sowie Beschleunigungen (ACC) des physiologischen Tremors. Sie konnten signifikante Kohärenz zwischen dem EkoG und dem EMG sowie den ACC-Signalen im Bereich von 6-15 Hz feststellen. Beachtet werden muss hierbei allerdings, dass die Messungen bei Epilepsie-Patienten durchgeführt wurden und nicht bei gesunden Individuen. Dennoch zeigen sich hier Hinweise auf eine kortikomuskuläre Kohärenz im niederfrequenten Alpha-Bereich.

Die Ergebnisse weisen daraufhin, dass eine Kopplung zwischen dem primären Motorkortex und dem Motoneuronen-Pool zumindest teilweise auf die Phasensynchronisation der 10 Hz Oszillationen zurückzuführen ist. Die Autoren sehen ihre Vermutung bestärkt, dass der Motorkortex den Motoneuronen-Pool steuert.

EEG UND EMG

Halliday, Conway, Farmer & Rosenberg (1998, p. 6) konnten – ähnlich wie bei den Vergleichen zwischen MEG und EMG – zwischen EEG und EMG während isometrischer Muskelaktion Kohärenz in einem Frequenzbereich zwischen 16 und 36 Hz nachweisen. Feige, Aertsen & Kristeva-Feige (2000) identifizierten sowohl Synchronisation im niederfrequenten Bereich von 1-12 Hz als auch im höherfrequenten Bereich von 16-28 Hz.

Witte, Patino, Andrykiewicz, Hepp-Reymond & Kristeva (2007) diagnostizierten im Zuge dieses Vergleichs, dass die kortikomuskuläre Kohärenz (KMK) bei besserer motorischer Leistung ein höheres Niveau aufwies (siehe dazu auch Kristeva, Patino & Omlor, 2007, zitiert nach Witte et al. (2007); Perez, Lundbye-Jensen & Nielsen, 2006). Witte et al. (2007, S. 3569) resümieren, dass eine effektive Kommunikation zwischen sensomotorischem Kortex und Muskel durch eine hohe kortikomuskuläre Kohärenz reflektiert wird. Entsprechend könne die kortikomuskuläre Kohärenz Hinweise auf die Funktionsfähigkeit des motorischen Systems liefern (Burkhardt, 2006, S. 78).

Nach eigener Studienlage ist die Synchronisation zwischen Oszillationen im Motorkortex und mechanischer myofaszialer Schwingung – erfasst via MMG – noch nicht betrachtet worden. Lediglich einige Studien im Zusammenhang mit Prothesensteuerung und Narkose-Überwachung setzen sowohl MMG als auch EMG ein, betrachten diesbezüglich aber keine Synchronität (u.a. Kurzynski & Wolczowski, 2012; Simanski, Kähler, Pohl, Hofmocker, Friedrich & Lampe, 2003).

Im Folgenden soll der Blick auf Möglichkeiten zur Auswertung der Oszillationen im neuromuskulären System sowie deren Synchronisation gewendet werden.

II.6 Auswertung nicht-stationärer Prozesse in Biosystemen: Die Continuous Wavelet Transformation

Wie andere biologische Rhythmen wird auch der physiologische Tremor durch nichtlineare dynamische Systeme generiert (Glass, 2001, S. 283). Meist werden Fourier Techniken genutzt, um die neurophysiologischen Daten auszuwerten. Da diese jedoch keine Aufschlüsselung der Frequenz über die Zeit ermöglichen, sind sie für nicht-stationäre Daten nicht zufriedenstellend (Coates, Baker & Fitzgerald, 1997; Maraun, Kurths & Holschneider, 2007). Wavelet Transformationen wurden in den 1980ern entwickelt und besitzen mehr Flexibilität in der Zeit-Frequenz-Auflösung (ebd.). Die Abteilung Angewandte Mathematik (Leitung: Prof. M. Holschneider) der Universität Potsdam arbeitet mit der Continuous Wavelet Transformation (CWT). In Kooperation (Holschneider, Matuschek) wurden die nun dargestellten Analysen angewandt und teilweise eigenständig weiterentwickelt.

Nach Holschneider (1995) ist die Wavelet Transformation – ähnlich wie das Hören von Musik, bei dem das Signal in eine Frequenz- und eine Zeit-Ebene aufgeschlüsselt wird – ein Kompromiss aus dieser Zeit- und Frequenzlokalisierung. Die Wavelet-Transformation soll von einem Signal zu jedem Zeitpunkt die Frequenzinformation liefern – um das Beispiel der Musik aufzugreifen, wäre dies vergleichbar mit Musiknoten, die angeben, wann welcher Ton wie schnell gespielt wird (Daubechies, 1992).

Um die Auswertungen der Studie besser nachvollziehen zu können und aufgrund der relativen Neuheit des Analyseverfahrens, werden nun einige Grundlagen der CWT vorgestellt. Dabei wird zunächst das Konstrukt der Wavelet-Transformation von der Realisierung des individuellen Prozesses bis zum Wavelet-Spektrum grob dargestellt. Anschließend folgen spezifischere Angaben der einzelnen Komponenten der Wavelet-Transformation sowie der spektralen Darstellungsformen der Wavelet-Analysen und deren Signifikanztestung.

II.6.1 Die Realisierung eines individuellen Prozesses

Der Begriff „Wavelet“ (engl.: „kleine Welle“) impliziert, dass Wavelet Analysen Oszillationen benötigen, deren Mittelwert gleich Null ist (Holschneider, 1995, S. 4). Die Wavelet-Analyse ermöglicht eine nach Zeit und Frequenz aufgelöste Untersuchung (Schaeffli, Maraun & Holschneider, 2007, S. 2514; Maraun et al., 2007, S. 3). Dabei zielt sie darauf, das Wavelet Spektrum eines unbekanntem zugrundeliegenden Prozesses zu schätzen (Maraun et al., 2007, S. 3). Abbildung 22 zeigt schematisch den Weg von dem unbekanntem individuellen Prozess, der zu schätzen ist, zu den einzelnen Spektren, die sodann daraus geschätzt werden sollen. Entscheidend dabei ist die Synthese eines individuellen Prozesses:

$$s(t) = M_h m(b, a) W_g \eta(\tau) \quad (\text{Maraun et al., 2007, S. 2})$$

Ein individueller Prozess – hier z.B. das MMG-Signal der Muskeloszillationen – wird demnach realisiert durch eine Wavelet-Transformation W_g von weißem Rauschen $\eta(\tau)$, die in Frequenz- und Zeitdomäne mit einem Filterkern $m(b,a)$ (Multiplier) multipliziert wird. Das Produkt der Wavelet-Transformation von weißem Rauschen und den Wavelet Multiplikatoren wird dann mittels Rücktransformation M_h der Wavelet wieder in die Zeitdomäne zurück gewandelt. Die Wavelet Multiplikatoren sind definiert als eine Äquivalenzklasse von nicht-stationären Gauß-Prozessen in der Wavelet Domäne. Entsprechend bestehen sie hier aus Prozesskoeffizienten, die einen nicht-stationären Gaußprozess beschreiben. (Maraun et al., 2007, S. 2). Die Realisierung eines individuellen Prozesses wird anschließend durch das Wavelet Spektrum geschätzt und visualisiert. Zu beachten ist, dass auch der individuelle Prozess (hier MMG-Signal des neuromuskulären Systems) lediglich einen Ausschnitt und somit eine Schätzung der muskulären Oszillationen darstellt.

WAVELET FUNKTIONEN

Es existieren Basis Wavelet Funktionen, auf deren Grundlage die Wavelet Transformation durchgeführt wird. Man erhält diese Funktionen $g(t)$ durch Dehnung a und Verschiebung b (Holschneider, 1995, S. 5):

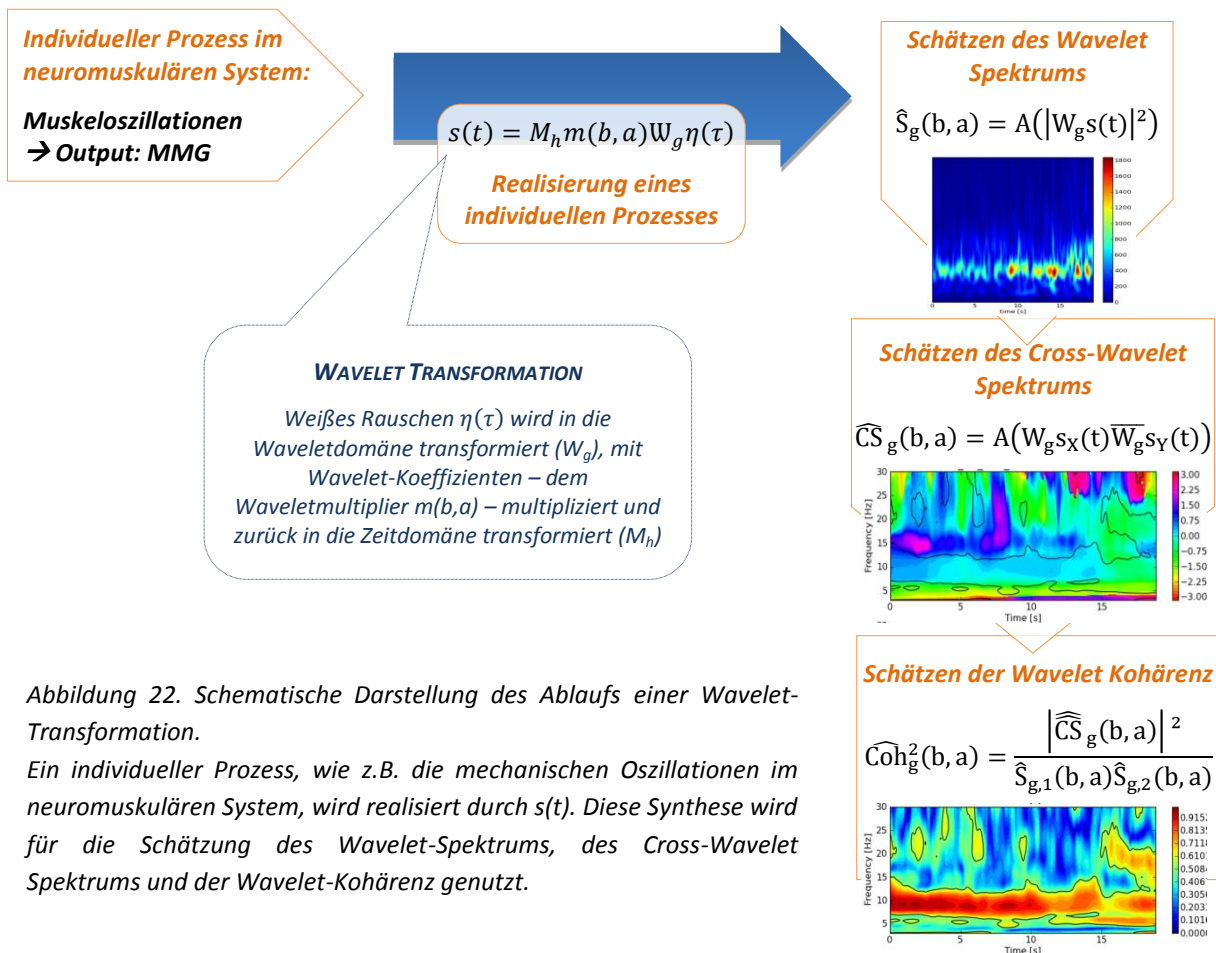


Abbildung 22. Schematische Darstellung des Ablaufs einer Wavelet-Transformation.

Ein individueller Prozess, wie z.B. die mechanischen Oszillationen im neuromuskulären System, wird realisiert durch $s(t)$. Diese Synthese wird für die Schätzung des Wavelet-Spektrums, des Cross-Wavelet Spektrums und der Wavelet-Kohärenz genutzt.

$$g_{b,a}(t) = \frac{1}{a} g\left(\frac{t-b}{a}\right).$$

Es werden verschiedene Wavelets differenziert (Holschneider, 1995, Schaepli et al., 2007). Die „real valued Wavelet“ (z.B. Haar-, Poisson-, Marr-Wavelet), die für diese Arbeit nicht relevant sind, sowie die progressiven Wavelets, die über den positiven Halbraum aller progressiven Funktionen definiert sind (Holschneider, 1995): zum Beispiel die Cauchy-Wavelet, die Bessel-Wavelet oder aber die Morlet-Wavelet (ebd., S. 28f). Für die hier durchgeführten Analysen wurde eine Morlet-Wavelet genutzt.

Morlet Wavelet

Morlet Wavelets wurden erstmals für geophysikalische Untersuchungen eingesetzt. Man erhält die Grundfunktion dieser Wavelet durch Verschiebung einer Gauß-Funktion in den Fourier Raum (Holschneider, 1995, S. 30):

$$g(t) = e^{i\omega_0 t} e^{-\frac{t^2}{2}}, \quad \hat{g}(\omega) = \sqrt{2\pi} e^{-(\omega-\omega_0)^2/2}.$$

Da ihr Mittelwert ungleich Null ist, ist diese Funktion genau genommen keine Wavelet. Ein korrigierender Term, der dies behebt, wird nur für die Inversionsformel relevant, daher kann die Morlet Funktion auch ohne diesen für die Wavelet Transformation genutzt werden.

Die Morlet-Wavelet ist eine nicht-orthogonale und komplexe Wavelet-Funktion (Torrence & Gilbert, 1998, S. 64f) und bietet einen Kompromiss zwischen Zeit- und Frequenz-Auflösung (Schaepli et al., 2007). Der Nachteil besteht darin, dass für niedrige Frequenzen Artefakte entstehen (ebd., S. 2514), die entsprechend in der Interpretation zu berücksichtigen sind.

II.6.2 Wavelet Transformation

Auch bezüglich der Wavelet Transformation werden verschieden Typen unterschieden: Die Continuous Wavelet Transform (CWT) und die Discrete Wavelet Transform (Debauchies, 1992, p. 7). Hier wird nur die CWT betrachtet.

Holschneider (1995, S. 5) definiert die Wavelet-Transformation folgendermaßen¹⁰:

Eine Funktion $g \in L^1(\mathbb{R}) \cap L^\infty(\mathbb{R})$ mit $\int g = 0$ heißt Wavelet.

Die Wavelet Transformation einer Funktion $s \in L^p(\mathbb{R}), 1 \leq p \leq \infty$ ist definiert als

$$W_g s(b, a) = \langle g_{b,a} | s \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{a} \bar{g}\left(\frac{t-b}{a}\right) s(t) dt, \quad b \in \mathbb{R}, a > 0.$$

Dabei ist \bar{g} die komplex Konjugierte von g , a die Frequenz und der Dehnungsparameter b die Zeit (vgl. Schaepli et al., 2007). Der zweidimensionale Parameterraum von a und b kann als die obere Zeit-Frequenz-Halbebene $\mathbb{H} = \{(b, a): b \in \mathbb{R}, a > 0\}$ interpretiert werden (Holschneider, 1995, S. 6). Entsprechend ist die Wavelet Transformation eine Zeit-Frequenz-

¹⁰ Übersetzung durch die Autorin.

Analyse, die eine Funktion über den eindimensionalen Raum \mathbb{R} in die zwei-dimensionale Halbebene \mathbb{H} transformieren kann (Holschneider, 1995, S. 8, Schaepli et al., 2007, Maraun et al., 2007). Das geschätzte Wavelet Spektrum dieser Wavelet Transformation kann dann die Energie-Verteilung über der Zeit-Frequenz-Ebene schätzen.

EIGENSCHAFTEN DER WAVELET TRANSFORMATION

Die Wavelet Transformation ist ein linearer Operator, der das Superpositionsprinzip und die Parität erfüllt sowie symmetrisch und kovariant ist (Holschneider, 1995, S. 8ff). Die Linearität und Kovarianz sind hier insbesondere hervorzuheben. Durch die Linearität ist eine Rekonstruktion des zerlegten Signals möglich (Husar, 2010, S. 272). Das heißt für jede Wavelet $g(t)$ kann man mittels Rekonstruktionsformel aus der Wavelet-Transformierten die ursprüngliche Funktion bis auf eine additive Konstante zurück gewinnen – für jede Wavelet $g(t)$ existiert demnach eine Wavelet-Rekonstruktion $h(t)$.

Da die Wavelet-Funktion generell komplex ist, ist auch die Wavelet-Transformation komplex. Entsprechend ist die Transformation in einen realen und einen imaginären Teil zerlegbar sowie als Amplitude $|W_n(s)|$ und Phase darstellbar (Torrence & Gilbert, 1998, S. 64, 65).

Die Wavelet Transformation kann auch als Bandpass-Filter mit einer bekannten Response-Funktion (Wavelet) interpretiert werden (Torrence & Gilbert, 1998, S. 68; Hudgins, Friehe & Mayer, 1993, S. 3279). Wichtig zu beachten ist die Abtastrate bei der Erfassung von Biosignalen. Das Abtasttheorem von Shannon besagt, dass man mindestens mit der doppelten Frequenz abtasten soll, die das Biosignal maximal haben kann (Husar, 2010, S. 133; Varchmin, 1996, S. 144). Damit wird der sogenannte Aliasingfehler – eine spektrale Überschneidung – vermieden (ebd.). Dieses Theorem muss für die Signalerfassung berücksichtigt werden.

Des Weiteren weisen Wavelet Transformationen interne Korrelationen auf, die durch das Vorhandensein eines reproduzierbaren Kerns ausgedrückt werden (Holschneider, 1995, S. 79). Der reproduzierbare Kern der Morlet-Wavelet ist in Abbildung 23 dargestellt. Die Wavelet-Transformation der Wavelet-Rekonstruktion ergibt den reproduzierbaren Kern (Holschneider, 1995; Schaepli et al, 2007). Das bedeutet, dass die interne Korrelation der Wavelet-Koeffizienten (b,a) und (b',a') durch den *reproduzierbaren Kern*

$$K_{g,h}\left(\frac{b-b'}{a}, \frac{a'}{a}\right)$$

gegeben ist. Mathematisch gesehen beschreibt der reproduzierbare Kern die Identität einer Wavelet. Selbst bei der Wavelet Transformation von gaußschem weißem Rauschen – welches bei verschiedenen Zeitpunkten komplett unkorreliert ist – ergibt die Wavelet Transformation einen reproduzierbaren Kern und weist somit interne Korrelationen auf (Holschneider, 1995; Maraun et al., 2007, S. 2; Schaepli et al., 2007). Der reproduzierbare

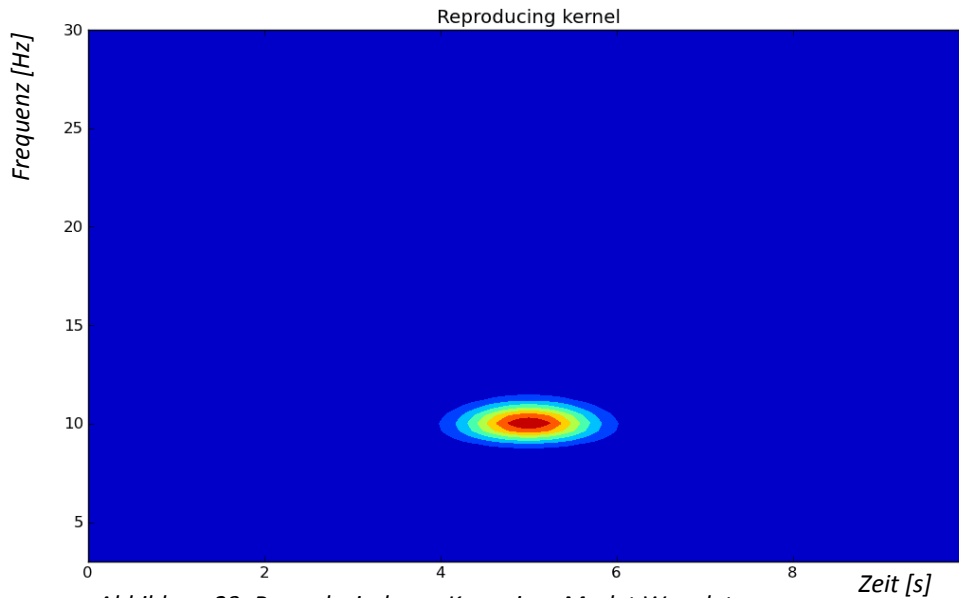


Abbildung 23. Reproduzierbarer Kern einer Morlet Wavelet
 Dargestellt ist der Reproduzierbare Kern einer Morlet Wavelet in dem für diese Arbeit relevanten Frequenzbereich von 10 Hz.

Kern ist für die Interpretation der Wavelet-Spektren von Bedeutung: Entspricht eine Fläche im Wavelet-Spektrum der des reproduzierbaren Kerns, so kann diese rein auf der internen Korrelation des Prozesses beruhen und spiegelt keine tatsächliche Information über den zugrundeliegenden Prozess wider. Diese möglicherweise vorhandenen Ungenauigkeiten müssen bei der Interpretation der Wavelet-Spektren beachtet werden.

II.6.3 Schätzen des Wavelet Spektrums

Wavelet Spektren von beobachteten Zeitreihen können wertvolle Informationen über die zu analysierenden Prozesse liefern und über deren in Zeit und Frequenz aufgelösten Kohärenz. Da jede Form der Wavelet Spektren (Wavelet Spektrum, Cross Wavelet Spektrum sowie die Wavelet Kohärenz) a priori Definitionen von individuellen Prozessen sind, werden sie geschätzt (Maraun et al. 2007, S. 3). Das Spektrum $S(b,a)$ ist definiert durch

$$S(b, a) = |m(b, a)|^2,$$

wobei $m(b,a)$ den Wavelet Multiplikator darstellt. Die Schätzung eines Wavelet-Spektrums ist dann gegeben durch

$$\hat{S}_g(b, a) = A(|W_g s(t)|^2).$$

A stellt den Mittelungsoperator dar, der das Wavelet Spektrum über den Range von Frequenzen mittelt und somit das Spektrum schätzt. Das Dach kennzeichnet den Schätzer. (Maraun et al., 2007, S. 4; Torrence & Gilbert, 1998; Hudgins et al., 1993, S. 3280)

Das Spektrum quantifiziert die Varianz des Prozesses bei einer gewissen Zeit b und Frequenz a . Voraussetzung für die Schätzung eines Wavelet-Spektrums ist eine Realisation $s(t)$ eines nicht-stationären Prozesses (siehe oben, Abbildung 22).

Da Wavelet Spektren einer beobachteten Zeitreihe lediglich eine Schätzung des wahren Wavelet Spektrums des zugrundeliegenden Prozesses sind, sind sie abhängig von Varianz und Bias. Durch die Mittelung wird ein mittlerer Bias produziert und ein weiterer Bias entsteht durch die interne Korrelation (Schaefli et al., 2007, p. 2515). Aufgrund dessen sollte die Interpretation auf angemessenen Signifikanztests basieren (ebd., S. 2523).

II.6.3.1 Wavelet Cross Spektrum

Das Cross Spektrum (CS) kennzeichnet die kovariierende Power zweier Prozesse (Maraun et al., 2007, S. 3). Hudgin und Kollegen (1993) definieren das Wavelet Cross Spektrum (CS), um frequenz- und zeitabhängige Beziehungen zwischen verschiedenen Prozessen zu untersuchen (Maraun et al., 2007, S. 1). Entsprechend ist es auch zum Vergleich zweier Signale von interagierenden neuromuskulären Systemen geeignet.

Für zwei gegebene Zeitreihen $s_X(t)$ und $s_Y(t)$ ist das reale Wavelet Cross Spektrum definiert als

$$W_n^{XY}(s) = W_n^X(s)\overline{W_n^Y}(s),$$

wobei $W_n^X(s)$ beziehungsweise $W_n^Y(s)$ die Wavelet Transformationen der jeweiligen Zeitreihen darstellen und $\overline{W_n^Y}(s)$ die komplex konjugierte von $W_n^Y(s)$ ist (Torrence & Gilbert, 1998, S. 75). Für unabhängige Prozesse ist das reale Wavelet Cross Spektrum gleich Null.

Die Schätzung des Cross Spektrums kann durch

$$\widehat{CS}_g(b, a) = A(W_g s_X(t)\overline{W_g s_Y(t)})$$

durchgeführt werden. Da das Cross-Spektrum komplex ist, kann es ebenfalls in Amplitude und Phase differenziert werden:

$$\widehat{CS}_g(b, a) = |\widehat{CS}_g(b, a)| \exp\left(i \arg\left(\widehat{CS}_g(b, a)\right)\right) \quad (\text{Maraun et al., 2007, p.4})$$

Wavelet Cross Spektren sind noch leichter falsch zu interpretieren als einfache Wavelet Spektren, da der lokale Charakter der Wavelet Analyse notwendigerweise eine Beziehung impliziert, sofern Frequenzen nicht zu weit auseinander liegen. Da das Cross Spektrum eine nicht normalisierte, über die Zeit und Frequenz aufgelöste Kovarianz darstellt, schlagen Schaefli et al. (2007, S. 2518) vor, stattdessen die Wavelet Kohärenz zu nutzen.

II.6.3.2 Wavelet Kohärenz

Die Wavelet Kohärenz ist definiert als das Modul (Betrag) des Cross Spektrums, normalisiert an den einzelnen Spektren (Maraun et al., 2007, S. 3). Der Betrag der Wavelet Kohärenz

$|\text{Coh}_g[s_x, s_y](b, a)| \in [0,1]$ spiegelt die Kreuzkorrelation zwischen zwei Zeitreihen als eine Funktion der Frequenz wider. Somit quantifiziert sie den linearen Zusammenhang und damit die Kohärenz zweier Prozesse (Torrence & Gilbert, 1998, S. 76; Schaefli et al., 2007).

Die quadrierte Kohärenz wird geschätzt durch die quadrierte Sample Kohärenz:

$$\widehat{\text{Coh}}_g^2(b, a) = \frac{|\widehat{CS}_g(b, a)|^2}{\widehat{S}_{g,1}(b, a)\widehat{S}_{g,2}(b, a)} \quad (\text{u.a. Schaefli et al., 2007})$$

Für die Kohärenz ist die Mittelung essentiell, da man sonst die Power in einem einzelnen Punkt in Zeit und Frequenz untersucht und einen trivialen Wert für die beiden Prozesse erhält (Maraun et al., 2007, S.4; Schaefli et al., 2007, S. 2518). Der Wert Null steht für keinen, der Wert Eins für einen perfekten linearen Zusammenhang. Generell findet man selten perfekte lineare Abhängigkeit. Einzelne Signale bestehen eher aus kovariierenden Teilen sowie überlagerten, unabhängigen Beiträgen (Torrence & Gilbert, 1998, S. 76).

Weiterhin ermöglicht die Betrachtung des Arguments des Kohärenzschätzers

$\arg(\text{coh}_g[s_x, s_y](b, a)) = \arg(\widehat{CS}_g[s_x, s_y](b, a)) \in [-\pi, \pi]$ die Schätzung der Phasendifferenz zwischen beiden Zeitreihen zum Zeitpunkt b und der Frequenz a .

Abbildung 24 zeigt das Kohärenz-Spektrum zweier identischer MMG-

Signale. Das obere Spektrum spiegelt die Phasenverschiebung wieder – hier gleich Null. Das untere Spektrum zeigt die perfekte Kohärenz zu jedem Zeitpunkt über alle Frequenzbereiche.

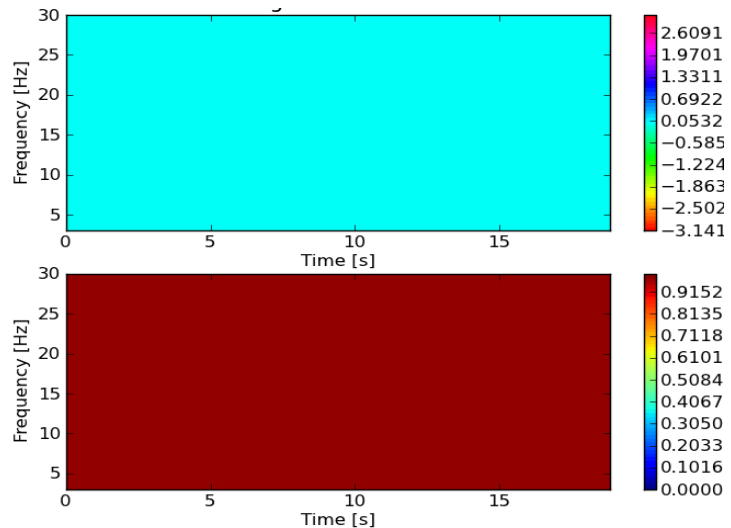


Abbildung 24. Kohärenz--Spektrum zweier identischer Signale Dargestellt ist das Wavelet Kohärenz Spektrum zweier identischer MMG-Signale. Die Phasenlage (oben) zeigt eine Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 0$ und das Kohärenz Spektrum (unten) zeigt eine perfekte Kohärenz von 1,0.

Doch ab wann zeigen sich signifikante Bereiche in den Wavelet Spektren?

II.6.4 Signifikanztests und Interpretation von Wavelet Spektren

Bis dato hat sich ein Vorgehen bei der Signifikanztestung etabliert, welches aus zwei (Wavelet Spektrum) beziehungsweise drei (Wavelet Kohärenz) verschiedenen Schritten besteht.¹¹

¹¹ Für Cross Wavelet Spektren existiert keine etablierte Signifikanztestung (Schaefli et al., 2007, S. 2518; Maraun et al. 2007, S. 7).

1. Zunächst wird ein *punktweiser Signifikanztest* durchgeführt. Dabei wird jeder Punkt der Wavelet Domäne daraufhin überprüft, ob das geschätzte Spektrum den vorher gewählten kritischen Wert überschreitet (Schaepli et al., 2007). Aufgrund der dabei durchgeführten Mehrfachtestung entsteht das Problem, dass bei einem Signifikanzlevel von $1 - \alpha$ nN falsch positive Werte entstehen. Ein weiteres Problem bei diesem Signifikanztest besteht in der internen Korrelation benachbarter Wavelet Koeffizienten. Dadurch treten falsch positive Werte selten alleine auf, sondern als zusammenhängendes Patch. Diese spiegeln jedoch lediglich Oszillationen wider, die zufällig über eine kurze Zeit stabil sind (Maraun et al. 2007, S. 6).

Durch die Effekte der Mehrfachtestung und der internen Korrelation ist ohne zusätzliche Information bei der punktweisen Signifikanztestung nicht klar, ob die identifizierten Patches realem physikalischem Verhalten entsprechen oder Artefakte repräsentieren (Schaepli et al., 2007, S. 2515). Selbst bei weißem Rauschen werden beim punktweisen Signifikanztest große Patches von scheinbarer Signifikanz identifiziert. Das macht es unmöglich zu beurteilen, welche Merkmale des geschätzten Wavelet Spektrums sich von Hintergrundrauschen unterscheiden (Maraun et al., 2007, S. 1). Aufgrund dessen ist es wichtig, die Größe und räumliche Struktur – die Geometrie – der Patches einzubeziehen und den nachfolgend beschriebenen flächenbezogenen Signifikanztest durchzuführen:

2. Maraun und Kollegen (2007) entwickelten einen *flächenbezogenen* („areawise“) *Signifikanztest*, der die Information der Größe und Geometrie der identifizierten Patches des punktweisen Signifikanztests nutzt, um zu entscheiden, ob diese signifikant sind oder nicht. Die Idee besteht darin, den Fehler der internen Korrelation zu minimieren. Ausgehend von den punktweise signifikanten Patches wird der reproduzierbare Kern – der bekanntlich die interne Korrelation widerspiegelt – genutzt, um zu prüfen, ob er an jedem Punkt des Patches vollständig hinein passt (Schaepli et al, 2007). Ist dies nicht der Fall, so ist das Patch nicht signifikant. Dadurch werden die Probleme des punktweisen Signifikanztests überwunden und die Reproduzierbarkeit der Wavelet Spektral Analyse erhöht (Schaepli et al., 2007; Maraun et al., 2007).

Wie oben erwähnt, verändert sich der reproduzierbare Kern in Frequenz- und Zeit-Richtung linear zur Frequenz, das heißt je höher die Frequenz, desto größer der reproduzierbare Kern. Mit logarithmischer Skala erscheint er in Frequenzrichtung jedoch konstant (Maraun et al., 2007, S. 6). Das bezieht die Möglichkeit mit ein, dass sich Patches in eine Richtung stark ausdehnen können, während sie in der anderen Richtung konstant erscheinen oder aber kleine Patches durch Brücken verbunden sind. Solche Patches sind unecht, auch wenn sie größer erscheinen als der reproduzierbare Kern. Diese werden durch den flächenbezogenen Signifikanztest aussortiert. Dies ist die Begründung dafür, dass auch die Geometrie der Patches beachtet werden muss und nicht nur die Größe (ebd.). Dabei muss die kritische

Patchgröße jedes Mal mittels des reproduzierbaren Kerns neu geschätzt werden. In manchen Fällen kann der flächenbezogene Signifikanztest jedoch zu spezifisch sein und so falsch negative Ergebnisse liefern (Schaefli et al, 2007).

Der Signifikanztest für das Wavelet Spektrum besteht demnach erstens aus einem punktweisen und zweitens aus einem flächenbezogenen Signifikanztest.

Für die Wavelet Kohärenz wird das gleiche Vorgehen gewählt und noch erweitert. Wie bereits beschrieben, kennzeichnen signifikante Patches überzufällig gemeinsame Oszillationen zweier Prozesse. Das heißt zwei Prozesse weisen eine mehr oder weniger stabile Phasenrelation bei einer bestimmten Frequenz für ein bestimmtes Zeitintervall auf. Dieses impliziert streng genommen nicht die Kohärenz zweier Prozesse. Ist man an der Kopplung zweier Prozesse interessiert, so muss der flächenbezogene Signifikanztest noch erweitert werden, da man sonst über die signifikant gemeinsamen Oszillationen nicht auf die Kohärenz beider Prozesse schließen kann (Maraun et al. 2007, S. 7-8).

3. Daher besteht der letzte Schritt der Signifikanztestung einer Wavelet Kohärenz darin zu testen, ob das Zeitintervall der Co-Oszillationen signifikant länger ist als typische zufällige Oszillationen von unabhängigen Prozessen. Dazu kann man eine *Bootstrap-Schätzung* nutzen oder alternativ aus den zwei Zeitreihen *Surrogatdaten* konstruieren und zum Vergleich heranziehen.

Die Patchlänge zeigt dann signifikante Kohärenz, wenn sie ein gewisses Quantil der Längenverteilung überschreitet (Maraun et al. 2007, S. 8). Eine Möglichkeit die statistischen Tests zu verbessern ist demnach der Vergleich der Patchlängen mit den Signifikanzpatches von zufällig gepaarten unabhängigen Prozessen (u.a. Schaefli et al., 2007, S. 2519).

Zusammengefasst ermöglicht die Wavelet Transformation die Schätzung eines individuellen Prozesses in Zeit- und Frequenzdomäne. Außerdem kann man Zusammenhänge von zwei individuellen Prozessen durch die Wavelet Kohärenz schätzen.

II HYPOTHESEN DER PAAR-ISOMETRIE

Grundlegend für die Fragestellung, wie das Oszillationsmuster bei Interaktion zweier Personen charakterisiert ist, sind natürlich die Informationen des myofaszialen Schwingungsverhaltens innerhalb einer Person. Da zwei aktiv regulierende Systeme gekoppelt werden, deren Muskelfasern jeweils im bekannten Frequenzbereich um 10 Hz oszillieren, ist nicht zu erwarten, dass bei Interaktion dieser der Frequenzbereich in andere Dimensionen moduliert wird.

Pilotstudien an der Abteilung Regulative Physiologie und Prävention haben ergeben, dass sich Muskeloszillationen innerhalb von Muskelketten einer Person aufeinander abstimmen können. Es wird angenommen, dass aufgrund der hohen Komplexität der Regulationsmechanismen des neuromuskulären Systems auch bei Kopplung zweier Personen eine Abstimmung der muskulären Oszillationen zu finden ist.

Auf Grundlage des ersten Teils dieser Arbeit (Single-Isometrie) werden die Hypothesen zu den möglichen zwei Formen der Isometrie hier übernommen.

Es werden die nachfolgenden Hypothesen aufgestellt:

1. Muskeln oszillieren auch bei Interaktion zweier Personen im bekannten Frequenzbereich um 10 Hz.
2. Myofasziale Oszillationen zweier gekoppelter neuromuskulärer Systeme sind während isometrischer Arbeitsweise in der Lage kohärentes Verhalten zu entwickeln.
3. Die auftretenden Interaktionsmuster sind bei allen $n = 10$ Probandenpaaren reproduzierbar.
4. Auch bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme finden sich Hinweise auf zwei Formen der Isometrie (vgl. Teil I):
 - 4.1 Die Amplituden der MMG-Signale sind im drückenden Modus höher als im haltenden.
 - 4.2 Neuromuskuläre Systeme im haltenden Modus geben früher nach als im drückenden.

Entsprechend steht im Mittelpunkt dieses Teils II die Betrachtung und Charakterisierung der Interaktion der myofaszialen Oszillationen zwischen zwei neuromuskulären Systemen. In Konsequenz des Teils I muss hier beachtet werden, dass es möglicherweise zwei Formen der Isometrie gibt. Daher wird in die Modi Halten und Drücken unterschieden. Die damit erhobenen Daten sind geeignet die Hypothese von Teil I näher zu überprüfen.

II METHODISCHER TEIL

II.7 Messdesign der Paar-Isometrie

Im methodischen Teil II wird das Design der Paar-Isometrie-Messungen zur Untersuchung der intermuskulären Interaktion der myofaszialen Oszillationen zwischen zwei Personen beschrieben (Abbildung 25). Der Fokus liegt auf der Analyse der mechanischen Muskelschwingungen während Interaktion der neuromuskulären Systeme. Das Design liefert zudem die Möglichkeit, die Hinweise zur Existenz der zwei Isometrie-Formen aus Teil I weiter zu verfolgen.

In diesem Kapitel werden zunächst die Stichprobe, die Messmethoden, das Setting sowie die Durchführung der Messungen dargestellt. Anschließend erfolgt die Betrachtung der

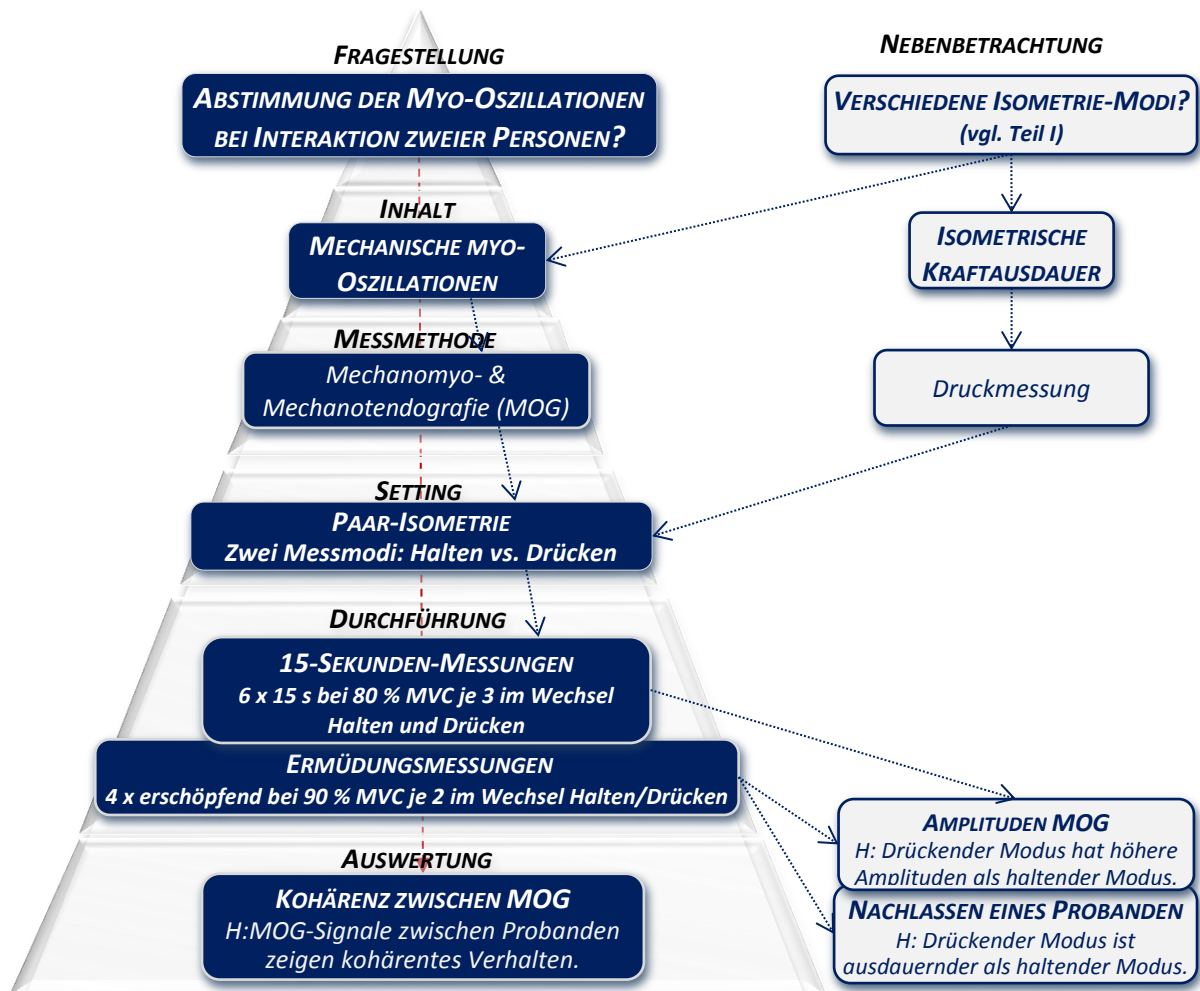


Abbildung 25. Übersicht des Designs der Paar-Isometrie

Es stehen zwei Fragestellungen nebeneinander. Da diejenige der Isometrie-Formen bereits aus Teil I bekannt ist, wird sie hier als Nebenbetrachtung gekennzeichnet. Die Kernfrage bezieht sich auf die interpersonelle Interaktion und wird durch die mechanischen myofaszialen Oszillationen der Probanden mittels MOG geprüft. Das Setting und die Durchführung konnte für beide Fragestellungen eingesetzt werden. Zur Auswertung der Kohärenz der interpersonellen Myo-Oszillationen werden u.a. Wavelet-Analysen eingesetzt.

Auswertung, in der insbesondere das Vorgehen für die Continuous Wavelet Transform (CWT) inklusive weiterer Schritte zur Quantifizierung der Kohärenz Spektren thematisiert wird. Außerdem erfolgt die Beschreibung des an der Abteilung Regulative Physiologie und Prävention entwickelten Algorithmus' bezüglich der Analyse der Phasenabstände zweier Signale.

II.7.1 Stichprobe

An den Paar-Isometrie-Messungen nahmen $n = 20$ Probanden ($w = 10$, $m = 10$) teil (Tabelle 6). Für die Messungen wurden sie in insgesamt zehn gleichgeschlechtliche Paare geteilt. 18 Probanden waren Sportstudenten, zwei männliche Teilnehmer waren Schüler der gymnasialen Oberstufe. Alle Probanden betrieben regelmäßig Sport in verschiedenen Sportarten. Sie hatten mindestens innerhalb der letzten sechs Monate vor dem Messtag keine Beschwerden der oberen Extremitäten, dem Schultergürtel sowie der HWS.

Die zehn weiblichen Probanden waren im Mittel 21,6 Jahre alt ($\pm 2,1$), hatten eine Körperhöhe von 168,3 cm ($\pm 4,4$) und wogen durchschnittlich 60,4 kg ($\pm 3,5$). Alle Frauen sind Rechtshänder und hatten gegen einen festen Widerstand in der für die Studie relevanten Messposition mit dem *M. triceps brachii* ihres dominanten Arms eine isometrische Maximalkraft von durchschnittlich 102,17 N ($\pm 27,35$).

Die zehn männlichen Probanden waren im Mittel 22,1 Jahre alt ($\pm 2,4$), maßen 181,5 cm ($\pm 5,1$) und wogen 75,2 kg ($\pm 6,9$). Acht der männlichen Probanden sind Rechtshänder, zwei sind Linkshänder. Die maximale isometrische Kraft des Trizeps' der dominanten Extremität lag bei den Männern im Durchschnitt bei 180,17 N ($\pm 79,93$).

Tabelle 6. Stichprobendaten der Paar-Isometrie-Messungen
Anthropometrische Daten und isometrische Maximalkraft aller $n = 20$ Probanden der Paar-Isometrie-Messungen.

Probanden	Alter [Jahre]	Körperhöhe [cm]	Körpermasse [kg]	Händigkeit	Maximalkraft [N]
Gesamt $n = 20$	21,85 ($\pm 2,2$)	174,9 ($\pm 8,2$)	67,8 ($\pm 9,3$)	Li = 2 Re = 18	141,1 ($\pm 70,7$)
$m = 10$	22,1 ($\pm 2,4$)	181,5 ($\pm 5,1$)	75,2 ($\pm 6,9$)	Li = 2 Re = 8	180,2 ($\pm 79,9$)
$w = 10$	21,6 ($\pm 2,1$)	168,3 ($\pm 4,4$)	60,4 ($\pm 3,5$)	Li = 0 Re = 10	102,2 ($\pm 27,4$)

II.7.2 Messmethoden

II.7.2.1 Mechanomyo- und Mechanotendografie

Mittels Piezosensoren (Modell: Shadow SH 4001) erfolgte die Registrierung der mechanischen Oszillationen der *Mm. triceps brachii et obliquus externus abdominis* sowie der Trizepssehne. Wie in Kapitel I.5 beschrieben, hat aufgrund der transversalen

Muskelschwingung die laterale Positionierung der Sensoren auf der Haut über dem Muskelbauch einen Einfluss auf das Signal (u.a. Kaczmarek et al., 2005). Dies wurde bei der Fixierung der Sensoren berücksichtigt. Grundlegende Informationen zur Mechanomyografie können in Kapitel I.5 nachgelesen werden.

Der MMG-Sensor (Abbildung 26) zur Erfassung der myofaszialen Oszillationen des Trizeps' (MMGtri) wurde auf der Haut über dem Muskelbauch des Caput laterale und der MTG-Sensor auf der Haut unmittelbar oberhalb der Trizepssehne (MTGtri) proximal des Olekranons befestigt. Die Mechanomyografie des M. obliquus externus abdominis erfolgte mittels Piezosensor ipsilateral medial des Rippenknorpels am distalen Ende der 8. Rippe. Die Sensoren wurden mit speziell bearbeitetem Klebematerial für EKG-Sensoren fixiert. Dieses ergab in Vorstudien die reproduzierbarsten und klarsten Ergebnisse für die Erfassung von Muskeloszillationen im Vergleich zu anderen Fixierungsmöglichkeiten, wie z.B. Tape o.ä. Die Kabel der Sensoren wurden zusätzlich mit Leukotape fixiert, um eine mechanische Beeinträchtigung der Signale durch eventuell vorhandene Kabelbewegung zu minimieren.

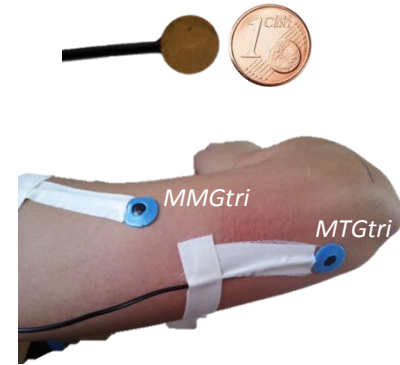
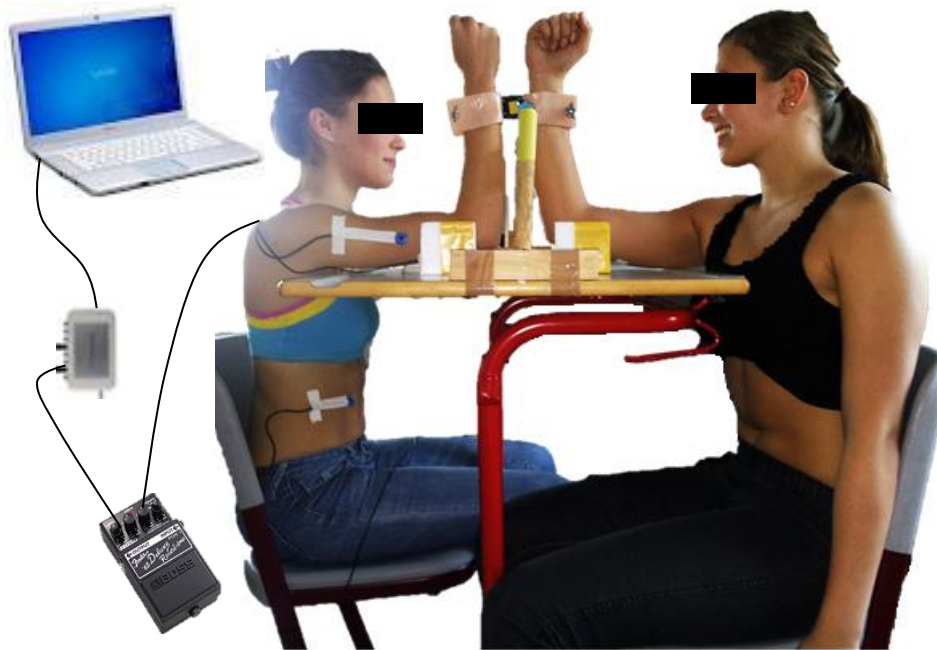


Abbildung 26. Fixierung der Piezo-Sensoren Darstellung eines piezoelektrischen Sensors zur Erfassung des MMGs (im Vergleich zu einer 1 ct Münze) (oben) sowie Fixierung der MMG-Sensoren am M. triceps brachii caput laterale (MMGtri) und an der Trizepssehne (MTGtri) (unten).

Die analogen MOG-Signale wurden via Verstärker der Marke Nobels preamp booster pre-1 geleitet und anschließend durch einem A/D-Wandler (Firma: Biovision, 12-bit) digitalisiert. Die Aufnahme erfolgte auf einem Messlaptop (Sony Vaio: PCG-61111M, Windows 7) mit der Software NI DIAdem 10.2 (National Instruments). Die Abtastrate betrug 1000 Hz. Im Hinblick auf das Abtasttheorem nach Shannon – welches für die Schätzung des Wavelet Spektrums relevant ist – stellt dies eine genügend hohe Abtastung dar.

II.7.2.2 Kraft- und Beschleunigungssensor

Zwischen den Schalen des Interfaces (Abbildung 27) befand sich ein Kraftsensor (DMS; Modell: ML MZ 2000 N 36) zur Aufnahme der Reaktionskraft zwischen den Probanden. Die Fixierung eines Beschleunigungssensors (ACC; Firma: Biovision, 12-bit) auf dem DMS ermöglichte die Erfassung der Accelerationen entlang des longitudinal wirkenden, resultierenden Kraftvektors. Beide analogen Signale wurden durch einen Verstärker der Fa. Biovision geleitet. Die Digitalisierung und Aufnahme der Kraft- und Beschleunigungssignale erfolgte analog zu den MMG-Signalen (siehe oben).



*Abbildung 27. Messaufbau der Paar-Isometrie-Messungen
Prinzipdarstellung der Interaktion bei Messungen an den Mm. triceps brachii et obliquus externus abdominis sowie den Trizepssehnen beider Probanden mittels MMG bzw. MTG. Die elektrischen Signale der Piezosensoren wurden über einen Verstärker zum A/D-Wandler und weiter zum Messlaptop geleitet und auf diesem mittels Software NI DIAdem 10.2 aufgenommen und später weiterverarbeitet.*

II.7.3 Setting

Für diese Teilstudie wurde ein Messtisch eingerichtet (Abbildung 27). Dieser ermöglicht, dass die Oberarme der Probanden in Styroporschalen aufliegen, sodass sich die Probanden erstens mit den vertikal positionierten Unterarmen frontal gegenüber in einer Ebene befanden. Zweitens wurden die Sensoren für die Erfassung der Trizepssehnen-schwingung aufgrund einer Vertiefung in den Styroporschalen nicht zwischen Arm und Unterlage eingeklemmt, sodass keine Verfälschung der Sensorsignale durch Komprimierung entstand. Bei den Messungen saßen sich die Probanden seitlich versetzt gegenüber. Bei allen wurde der dominante Arm gemessen. Der Arm-Rumpf-Winkel und der Winkel des Ellbogengelenks des Messarms sowie der Bein-Rumpf-Winkel betragen 90° . Zwischen beiden Probanden – auf der Mittellinie in Höhe des distalen Unterarms – wurde ein Theraband gespannt. Berührte ein Proband das Theraband, extendierte sich sein um 90° flektierter Ellbogen um ca. 10° . Dies wird für die Auswertung relevant sein. Herauszuheben ist, dass – um motivationale Aspekte auszuklammern – die Probanden nicht wussten, wofür das Theraband gespannt war.

Die Kopplung der Probanden erfolgte durch ein Interface proximal des Processus styloideus ulnae. Dieses besteht aus zwei Schalen, die aus einem in der Reha-technik gebräuchlichen, thermisch verformbaren Polymerwerkstoff entsprechend der Kontur der Unterarme modelliert wurden.

II.7.4 Durchführung

Während der Messungen arbeiteten die Probanden grundsätzlich „gegeneinander“, sodass zwischen beiden Probanden bei einem vorgegebenen Kraftniveau eine isometrische Position entstehen konnte. Auch beim Messprotokoll zur Paar-Isometrie wurden die beiden Messmodi „Halten“ und „Drücken“ berücksichtigt. Die Beschreibung dieser sind in Teil I (Kap. 1.7) nachzulesen. Die Realisierung der Messmodi erfolgte bei den Paar-Messungen dadurch, dass der eine Proband gegen den anderen drücken sollte, während der andere der Kraft des ersten „als Wand“ widerstand.

Der nicht-dominante, also nicht für die Messung genutzte, Arm sollte während der Messungen locker seitlich am Körper hängen, der Oberkörper aufrecht und nicht an der Stuhllehne angelehnt sein. Zur Vermeidung weiterer Kraftrekrutierungen durch eine feste Faust oder angespannte Hand, sollte die Hand des Messarms ebenso locker gehalten werden. Zur Stabilisierung der Sitzposition war für die Füße beider Probanden unten am Tisch ein Widerlager angebracht worden.

Abbildung 28 zeigt eine Übersicht der Messungen, die beim Design der Paar-Isometrie durchgeführt wurden. Vor den Messungen mit den spezifischen Messmodi Halten und Drücken wurde die isometrische Maximalkraft (MVC) der Probanden erfasst. Dazu drückten die Probanden zweimal über ca. fünf Sekunden bis zu ihrem isometrischen Kraftmaximum mit einer Schale inklusive DMS gegen eine massive Wand. Die Winkelpositionen der Gelenke waren analog zu denen während der Messungen im Paar. Der mittlere Wert des

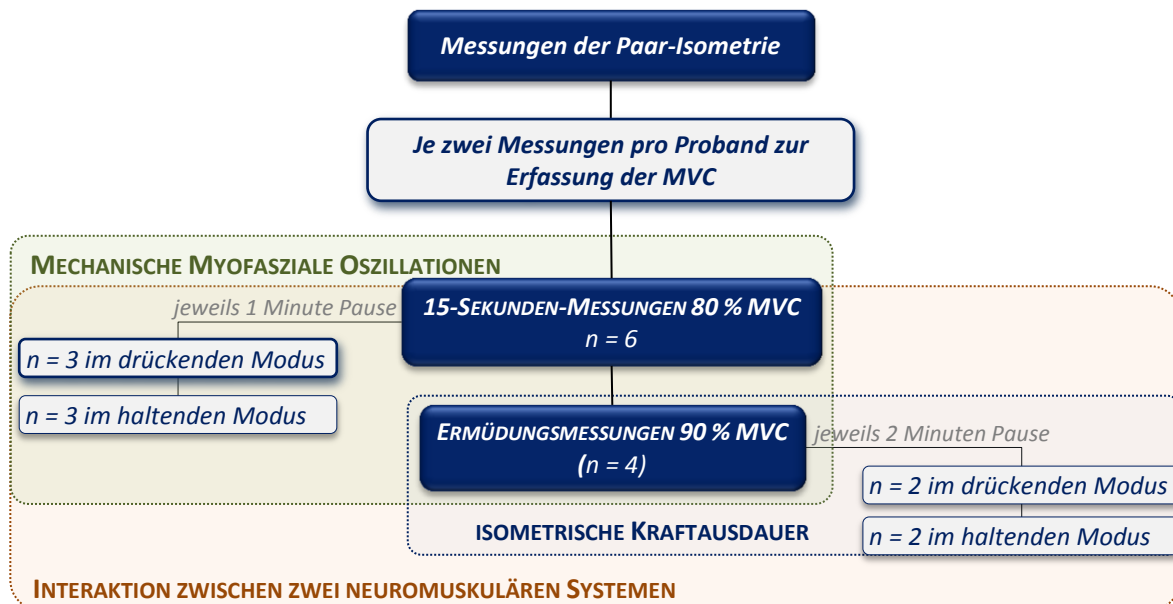


Abbildung 28. Messdurchführung der Paar-Isometrie

Pro Proband wurden zwei Maximalkraftmessungen und insgesamt weitere $n = 10$ Messungen in den Messmodi Halten und Drücken durchgeführt. Diese unterteilten sich in sechs 15-Sekunden-Messungen bei 80 % der MVC und vier Ermüdungsmessungen bei 90 % der MVC. Bei den 15s-Messungen wurden pro Modus (Halten bzw. Drücken) drei Messungen in Folge durchgeführt, bei den Ermüdungsmessungen jeweils zwei Messungen in Folge.

höchsten Plateaus des DMS-Signals aus den beiden Messungen wurde als isometrische Maximalkraft (MVC) des Probanden festgelegt. Anschließend folgten insgesamt zehn Messungen im Paar. Das Kraftniveau konnte der drückende Proband über ein Biofeedback (digitales Zeigerinstrument) des Kraftsignals auf dem Laptopbildschirm kontrollieren. Zunächst erfolgten sechs Messungen bei 80 % der MVC des schwächeren Probanden, in denen die Probanden über 15 Sekunden eine isometrische Position aufrechterhalten sollten (15-s-Messungen). Die Pausenzeit zwischen den Messungen betrug eine Minute. Bei den ersten drei Messungen sollte Proband A den agierenden Part übernehmen und gegen Proband B drücken, während Proband B „die Wand“ war und auf den Input von A reagierte. Bei den darauffolgenden drei Messungen wechselten die Aufgaben der Probanden – B sollte drücken und A halten. Da die Einstellung der Messmodi nicht trivial ist, wurde darauf verzichtet, die Aufgaben während der Messungen zu randomisieren.

Bedingt durch Unregelmäßigkeiten bei der Beibehaltung des vorgegebenen Kraftniveaus – teils durch Abrutschen beider Probanden zueinander – musste teilweise über einen längeren Zeitraum gemessen werden (max. 25 s). Die verwertbaren isometrischen Phasen waren zum Teil deutlich kürzer.

Nach den sechs 15-s-Messungen wurden vier Ermüdungsmessungen bei 90 % der MVC des Schwächeren durchgeführt. Dieses etwas höhere Kraftniveau wurde gewählt, damit die Interaktionszeit nicht mehrere Minuten überschritt. Bei den Ermüdungsmessungen sollten die Probanden die vorgegebene Kraft in der isometrischen Position so lange wie möglich aufrechterhalten. Auch hier bekam Proband A während der ersten beiden Messungen die Aufgabe zu drücken und Proband B sollte lediglich die Position halten. Während der letzten beiden Messungen wurden die Aufgaben getauscht. Die Pausenzeit zwischen den Messungen betrug jeweils zwei Minuten.

II.7.5 Auswertung

Neben einigen Vorbetrachtungen wurden verschiedene Auswertungsparameter beziehungsweise Algorithmen – u.a. der Nichtlinearen Dynamik – genutzt, um die muskulären Oszillationen während personeller Interaktion zu untersuchen. Im Folgenden wird insbesondere die Auswertung der Wavelet-Kohärenz sowie die der Phasenabstandsberechnung vorgestellt. Bevor diese differenzierte Betrachtung stattfindet, erfolgt die Darstellung der Signalgüte. Die Auswertungen für die Untersuchung der beiden Messmodi Halten und Drücken wurde analog zu Teil I (Kap. I.7.6) durchgeführt.

II.7.5.1 Signalgüte und -verwertung

Es wurden zehn Probandenpaare mit jeweils drei Sensoren pro Proband, einem Kraft- sowie einem Beschleunigungssensor gemessen. Bei sieben von zehn Paarungen konnten alle

Signale über alle zehn Messungen fehlerfrei aufgenommen und zur Auswertung genutzt werden. Bei einem Paar waren die Sensoren der Trizepssehne defekt und es erfolgten nur neun brauchbare Messungen.

Bei einem weiteren Probandenpaar war während der ersten sechs Messungen das Signal des MMG-Sensors am M. obliquus externus abdominis nicht verwertbar. Bei diesem Paar wurden vorsorglich zwei zusätzliche Messungen bei 80 % der MVC durchgeführt, die beide für die Auswertung genutzt werden konnten.

Bei dem dritten Probandenpaar mit Signalverwertungsproblemen musste aufgrund des defekten Piezosensors am M. triceps brachii von Proband A der Sensor der Trizepssehne als Ersatzsensor für den M. triceps brachii genutzt werden. Somit ist das MTG-Signal der Trizeps-Sehne von Proband A nicht vorhanden. Aufgrund von Unregelmäßigkeiten während der Messungen wurde zur Sicherheit eine zusätzliche Messung bei 90 % der MVC durchgeführt, die auch zur Auswertung genutzt werden konnte.

Mit dem Kraftsignal des DMS sowie dem Beschleunigungssignal des ACC-Sensors entstanden insgesamt 779 für die Auswertung brauchbare Signale.

SIGNALGÜTE

Die MOG-Signale zeigten analog zu den Signalen der Single-Isometrie-Messungen kein Rauschen (vgl. Kap. I.7.6.1) und wiesen somit eine hohe Signalgüte auf.

Im Kontrast zu den ACC-Signalen der Single-Isometrie-Messungen wurde bei denen der Paar-Isometrie-Messungen ein rauscharmes Signal identifiziert (Abbildung 29). Die Oszillationen des Beschleunigungssignals

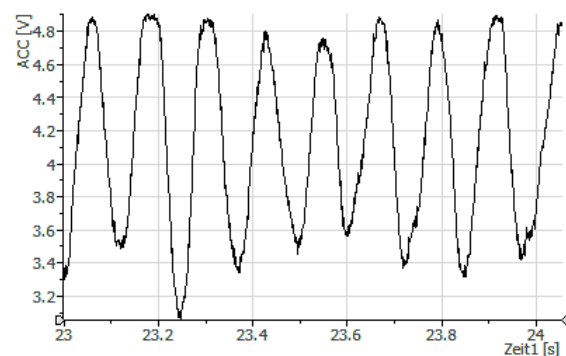


Abbildung 29. Ein-sekündiger Ausschnitt eines ungefilterten ACC-Signals in V während einer Paar-Isometrie Messung bei 80 % der MVC.

konnte dementsprechend ebenfalls zur Auswertung herangezogen werden.

Die Kraftsignale waren – analog zu den Single-Isometrie-Messungen – für die Betrachtung der Höhe der Kraftwerte gut geeignet. Bezüglich der Oszillationen zeigten sie aber einen schlechten Signal-Rausch-Abstand (vgl. Kap. I.7.6.1). Dennoch konnten nach Filterung mit dem Butterworth-Filter (Filtergrad 5, Grenzfrequenz 20 Hz) die Oszillationen im relevanten Bereich um 10 Hz identifiziert werden. Der Autorin ist bewusst, dass die Oszillationen der Kraftsignale aufgrund der technischen Qualität nicht ohne Bedenken verwertbar sind.

II.7.5.2 Vorbetrachtung der Signale

Die Rohsignale wurden unter den gleichen Gesichtspunkten betrachtet, wie in Teil I (vgl. Kap. I.7.6.2). Dementsprechend erfolgte zunächst die Betrachtung aller unbearbeiteten Signale mittels Software DIAdem 10.2 von National Instruments. Für weitere Analysen wurde die isometrische Phase der Messsignale ausgeschnitten. Analog zu Teil I fand die Frequenzbetrachtung via Leistungsdichtespektrum (PSD), Wavelet Spektrum sowie über die Berechnung der Abstände der Maxima statt. Grundlegend für die Gegenüberstellung der Messmodi Halten und Drücken ist auch hier das von beiden Probanden eingestellte Kraftniveau. Die Kraftmittelwerte des isometrischen Plateaus wurden mittels t-Tests für abhängige Stichproben in SPSS Statistics 21 zwischen den Messmodi verglichen.

II.7.5.3 Wavelet-Kohärenz

Die Betrachtung der interpersonellen Interaktion der Paar-Isometrie-Messungen erfolgte mittels verschiedener Auswertungen. In die Analysen ging jeweils nur die isometrische Phase der Messungen ein. Als Fundament der Auswertungen dienen Wavelet-Analysen der Nichtlinearen Dynamik (vgl. Kap. II.6). Die Wavelet-Kohärenz ermöglicht Aussagen über die Übereinstimmung von zwei nicht-stationären Signalen und somit in diesem Fall über das Interaktionsverhalten der muskulären Oszillationen. Wie in Kapitel II.6 beschrieben, sind verschiedene Signifikanztests für die Interpretation der Wavelet-Spektren nötig. Für die vorliegende Studie wurden aus technischen Gründen lediglich ein punktwiser Signifikanztest sowie ein Vergleich mit Surrogatdaten durchgeführt. Da die Wavelet-Kohärenz per se keine quantitativen Ergebnisse liefert, erfolgten zur Quantifizierung weitere Schritte, die nun beschrieben werden.

PATCHLÄNGEN DES KOHÄRENZ-SPEKTRUMS

Aus dem Wavelet Kohärenz Spektrum der Signalpaarungen wurden die vier größten signifikanten Patches („größten“ bezieht sich auf die zeitliche Dauer der Patches) im Bereich von 5 - 25 Hz addiert (Abbildung 30 unten). Dies wurde notwendig, da sich teilweise die Signifikanzpatches der Kohärenz-Spektren bei wiederholter Analyse unterschieden. Die eingeschränkte Reproduzierbarkeit entsteht, da die Signifikanzgrenzen verschmieren. Das führt dazu, dass bei wiederholter Berechnung der gleichen Signalpaarung mitunter Patches zu einem Patch zusammengefügt oder getrennt werden. Dieses Problem wurde auf zwei Wegen minimiert: 1. durch die Erhöhung der Anzahl von Surrogatdaten auf zehn für die Schätzung der Wavelet Kohärenz Spektren sowie 2. durch die Addition der (maximal) vier größten Patches (Sum4Patches). Folgende Parameter wurden für weitere Berechnungen eingesetzt:

- ✓ Summe der Dauer der vier größten Patches (Sum4Patches)
- ✓ Sum4Patches im Verhältnis zur Gesamtdauer der isometrischen Phase

Damit erfolgte die Betrachtung aller Signalpaarungen im Mittel aller Probanden sowie differenziert nach den einzelnen Messorten sowie der Maximalwert aller neun Signalpaarungen eines Probandenpaares. Außerdem wurden verschiedene statistische Vergleiche (jeweils t-Test für abhängige Stichproben) mit Zufallspaarungen durchgeführt.

Die Phasendifferenz aus der Berechnung der Wavelet-Kohärenz (Abbildung 30 oben) war hier schwer zu quantifizieren, da sie nur auf Grundlage von Farbzueisungen identifiziert werden konnte. Daher wird sie hier nicht weiter betrachtet. Zur Beschreibung der Phasendifferenz zwischen beiden Signalen zueinander wurde die Phasenabstandsberechnung genutzt.

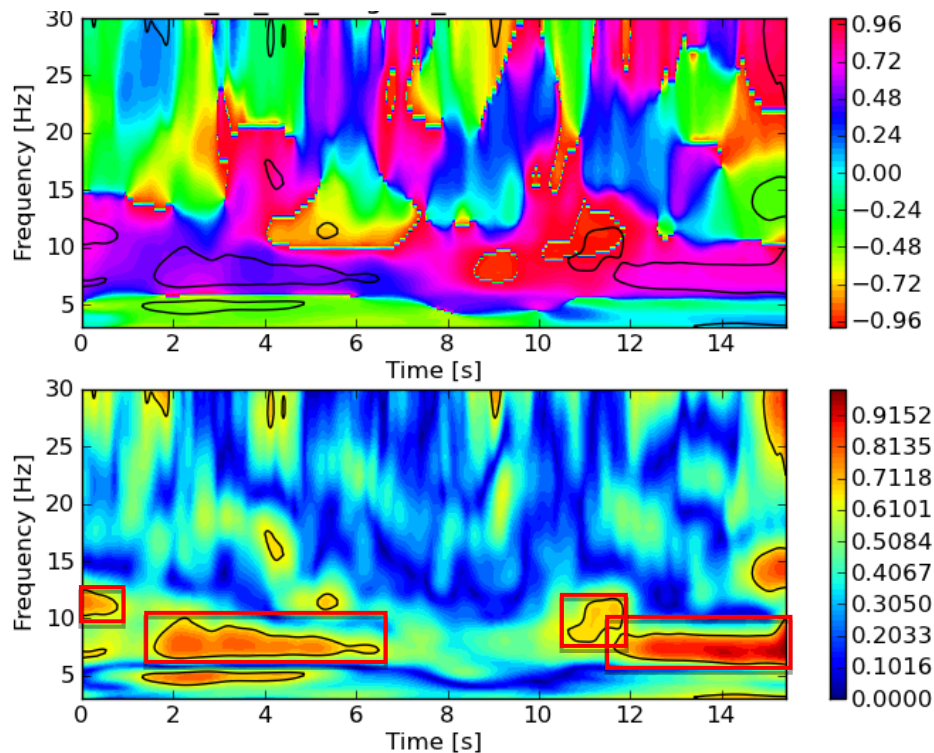


Abbildung 30. Exemplarische Darstellung der Auswertung von Wavelet-Kohärenz-Spektren (Hier zwischen Kraft und MMG des schrägen Bauchmuskels). Ausgeworfen werden das Cross-Wavelet-Spektrum (oben, in π), das die Phasenverschiebung beider Signale zueinander angibt sowie das Kohärenzspektrum (unten). Die zeitliche Länge der hier rot eingerahmten, vier signifikanten Kohärenzpatches im Frequenzbereich von 5 - 25 Hz wurde aufsummiert (Sum4Patches). Sind keine vier Patches vorhanden, erfolgt die Berechnung entsprechend mit den vorhandenen signifikanten Patches. In diesem Beispiel macht die Summe der vier größten Patches im Bereich zwischen 5 und 25 Hz 10,67 s der gesamten isometrischen Phase von 15,4 s aus.

II.7.5.4 Phasenabstandsberechnung

Zur Phasenabstandsberechnung wurde eigenständig ein Python-Skript geschrieben. Dies eruiert, ob die zeitliche Abfolge zweier Signal-Maxima einem stochastischen Prozess folgt oder möglicherweise Phasen von regelhaftem Verhalten zeigt. Dadurch kann man auf einen Zusammenhang der Signale in Bezug auf den Phasenversatz und somit auf eine möglicherweise vorhandene Abstimmung zwischen den neuromuskulären Systemen schließen. Es werden hier insbesondere Aussagen über den zeitlichen Vorbeziehungsweise Nachlauf getroffen.

Das Programm sucht die Maxima des Signals A und vergleicht deren Zeitpunkte mit denen der Maxima von Signal B. Dabei registriert es – ausgehend vom ersten Maximum von A – den zeitlichen Abstand zum nächstgelegenen Maximum von B. Es wählt das jeweils zeitlich nächste Maximum des Signals B aus, unabhängig davon ob dieses zeitlich nachher oder vorher liegt. Die zeitlichen Abstände werden anschließend in einem Balkendiagramm dargestellt, wobei eine positive Polarität einen zeitlichen Vorlauf des Signals A symbolisiert und eine negative einen Vorlauf des Signals B (Abbildung 31).

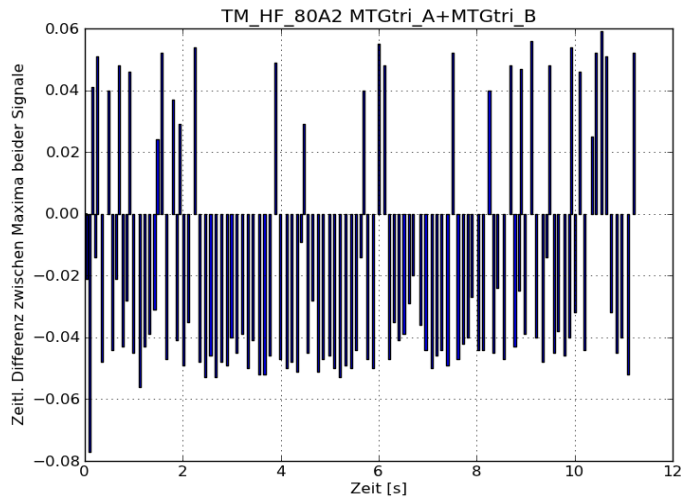


Abbildung 31. Exemplarische Phasenabstandsberechnung
Dargestellt ist das grafische Ergebnis einer Phasenabstandsberechnung zwischen den MTG-Sensoren der Trizepssehne von Proband A und Proband B. Die überwiegend negative Orientierung der Balken zeigt, dass die Maxima der MTG-Signale von B zeitlich vor denen von A liegen.

Des Weiteren wirft das Skript für jede Signalpaarung eine Excel-Tabelle aus, in der die Abstände der Maxima, die Anzahl an Vor- und Nachläufe (ausgehend von Signal A) sowie die Frequenz der einzelnen Signale notiert sind. Die durchschnittliche Frequenz der Signale wird aus dem Durchschnitt der zeitlichen Abstände der einzelnen Maxima ermittelt (vgl. Pikovsky et al., 2003) und für die Frequenzbetrachtung der Rohsignale genutzt.

Die aus dem Python-Skript entstandenen Excel-Tabellen werden anschließend genutzt, um für jede interpersonelle Signalpaarung den Vor-, Nach- und Gleichlauf sowie die Clustergrößen zu berechnen. Ein Cluster wird definiert als Folge von mindestens zwei gleichgerichteten Balken. Die Größe entspricht dabei der Anzahl der Balken innerhalb des Clusters. Das 5er-Perzentil der maximalen Cluster bei einer Anzahl von $n = 90$ Zufallspaarungen umschließt eine Clustergröße von 4. Das heißt alle Cluster größer als vier sind signifikant mit einem Signifikanzniveau von 5 %.

Vor der Anwendung des Python-Skripts wurden die Signale in DIAdem gefiltert (Tiefpass; Butterworth; Filtergrad: 5, Grenzfrequenz: 20 Hz). Da leichte Abweichungen in Abhängigkeit davon entstehen, von welchem Signal aus man die Berechnungen startet¹², wurde jeweils das Signal des Drückenden als Startsignal gewählt. Das heißt für die Messungen, in denen Proband A agiert, wird von seinen Signalen ausgehend die Berechnung gestartet, für B analog.

¹² Die leichten Abweichungen entstehen dadurch, dass die Frequenzen nicht exakt übereinstimmen. So hat das eine Signal mehr Maxima als das andere.

Es wurden folgende unterschiedliche Parameter betrachtet, die durch Weiterbearbeitung der Ergebnisse der Python-Skripte entstanden:

- 1) *Differenz zwischen Vor- und Nachlauf (Vorlauf = Minuend; Nachlauf = Subtrahend)*
- 2) *Abstand zwischen Vor- und Nachlauf (Betrag der Differenz)*
- 3) *Anteil von Vor- bzw. Nachlauf an Gesamtanzahl der Abstände (Vorlauf/Gesamtanzahl bzw. Nachlauf/Gesamtanzahl)*
- 4) *Anteile der Vorläufe während A agiert bzw. B agiert (qualitativ)*
- 5) *Maximales Cluster (differenziert nach Vor- und Nachlauf)*
- 6) *Summe der vier maximalen Cluster (differenziert nach Vor- und Nachlauf)*

Daraufhin erfolgten nachfolgende Untersuchungen:

i) Vergleich zwischen Mess- und Zufallspaarungen

Die Gruppenvergleiche erfolgten je nach Ergebnis des Tests auf Normalverteilung mittels t-Test bzw. Wilcoxon-Rang-Test für abhängige Stichproben sowie deskriptive Statistik. Alle oben genannten Parameter wurden genutzt.

ii) Vergleich der Differenz aus Vor- und Nachlauf aus Sicht des Agierenden

Die Differenz aus Vor- und Nachläufen wurde berechnet, wobei die Werte von A jeweils als Minuend und die Werte von B als Subtrahend dienten. Die Werte, in denen A agiert, zeigen also den Drückenden Modus von A an; diejenigen, in denen B agiert zeigen den Haltenden Modus von A an. So kann man mittels statistischen Gruppenvergleichs der Mittelwerte der drei Messungen jeweils von A bzw. B die Messmodi vergleichen. Ein signifikantes Ergebnis zeigt dementsprechend, dass sich bezüglich der Differenz die Messmodi Halten und Drücken signifikant unterscheiden.

iii) Anteil des Vor- bzw. Nachlaufs im Vergleich zur Gesamtanzahl der Abstände im Vergleich der beiden Messmodi

Hier erfolgten Gruppenvergleiche (t-Test für abhängige Stichproben). Dazu wurden die Anteile der Vorläufe an der Gesamtanzahl der Abstände während A agiert bzw. die Anteile der Nachläufe an der Gesamtanzahl der Abstände während B agiert genutzt und gegenübergestellt. Damit wird der Vorlauf des Signals von Proband A in Bezug auf die Messmodi verglichen.

iv) Betrachtung der Clustergrößen

Es wurden Gruppenvergleiche (t-Test bzw. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für abhängige Stichproben) zwischen der Summe der vier größten Cluster bezogen auf den Vor- und Nachlauf sowie auf die Messmodi durchgeführt.

II.7.5.5 Vergleich der beiden Messmodi Halten und Drücken

Analog zu den Single-Isometrie-Messungen wurden die Amplituden zwischen den beiden Modi verglichen (vgl. Kapitel I.7.6.3).

Die Ermüdungscharakteristik war bei den Single-Isometrie-Messungen durch das Nachlassen in der Druckluftkurve gut quantifizierbar. Dies war bei den Paar-Isometrie-Messungen nicht der Fall. Hier konnte ausschließlich ein qualitativer Parameter betrachtet werden. Dazu wurde das Theraband auf der Mittellinie zwischen beiden Probanden in Höhe des distalen Unterarms gespannt (siehe Messaufbau, II.7.3). Berührte ein Proband das Theraband, so hatte er eine Abweichung um etwa 10° im 90° -flektierten Ellbogengelenk in Richtung Extension. Damit hatte derjenige, der das Theraband berührte, Weg gewonnen und somit den anderen Probanden weggedrückt. Der Partner hatte nachgelassen. Durch diesen qualitativen Parameter („wer berührt zuerst das Theraband“) kann man die Ermüdungscharakteristik bei Paar-Isometrie-Messungen zwischen den beiden Messmodi Halten beziehungsweise Drücken beschreiben.

Herauszuheben ist dabei, dass die Probanden nicht wussten wofür das Theraband gespannt war sowie keine Anweisung gegeben wurde, dass derjenige, der das Band berührt, „gewinnen“ würde. Um die Aktivität der Probanden während der beiden Messmodi nicht zu beeinflussen, musste dieser motivationale Aspekt herausgenommen werden.

II.7.5.6 Gruppenstatistik

Alle Gruppenvergleiche erfolgten mittels IBM SPSS Statistics 21. Es wurde stets eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = .05$ zugrunde gelegt. Je nach Resultat des Kolmogorov-Smirnoff-Tests zur Überprüfung einer Datenreihe auf Normalverteilung erfolgte die Wahl des entsprechenden statistischen Tests: t-Test für abhängige/unabhängige Stichproben für parametrische Daten bzw. der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für nicht parametrische verbundene Stichproben.

In einem Fall wurde ein χ^2 -Test zur Überprüfung zweier Merkmale auf stochastische Unabhängigkeit durchgeführt.

II Ergebnisse und Interpretation

II.8 Ergebnisdarstellung der Paar-Isometrie-Messungen

Grundlegend für die Untersuchung der fragestellungsrelevanten Parameter ist die Betrachtung der Rohsignale. Insbesondere die Höhe des Kraftniveaus ist für den Vergleich der Messmodi relevant. Nach Betrachtung dieser, werden die für die Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme relevanten Parameter (Wavelet Kohärenz, Phasenabstandsberechnung) vorgestellt. Eine umfassende Darstellung der Waveletbetrachtungen, inklusive Aspekten der Interaktion zwischen verschiedenen Muskeln (intrapersonell), wird anhand eines Fallbeispiels durchgeführt und kann im Anhang nachgelesen werden (Anhang A3, ab S. A3-1). Die Ergebnisse der Paar-Isometrie-Messungen abschließend, werden die Parameter zur Charakterisierung der beiden Messmodi betrachtet.

II.8.1 Betrachtung der Rohsignale

Abbildung 32 zeigt exemplarisch die Spannung [V] des DMS (oben) und des Beschleunigungssignals (unten) einer Paar-Isometrie-Messung. Beide Signale weisen einen oszillierenden Charakter auf.

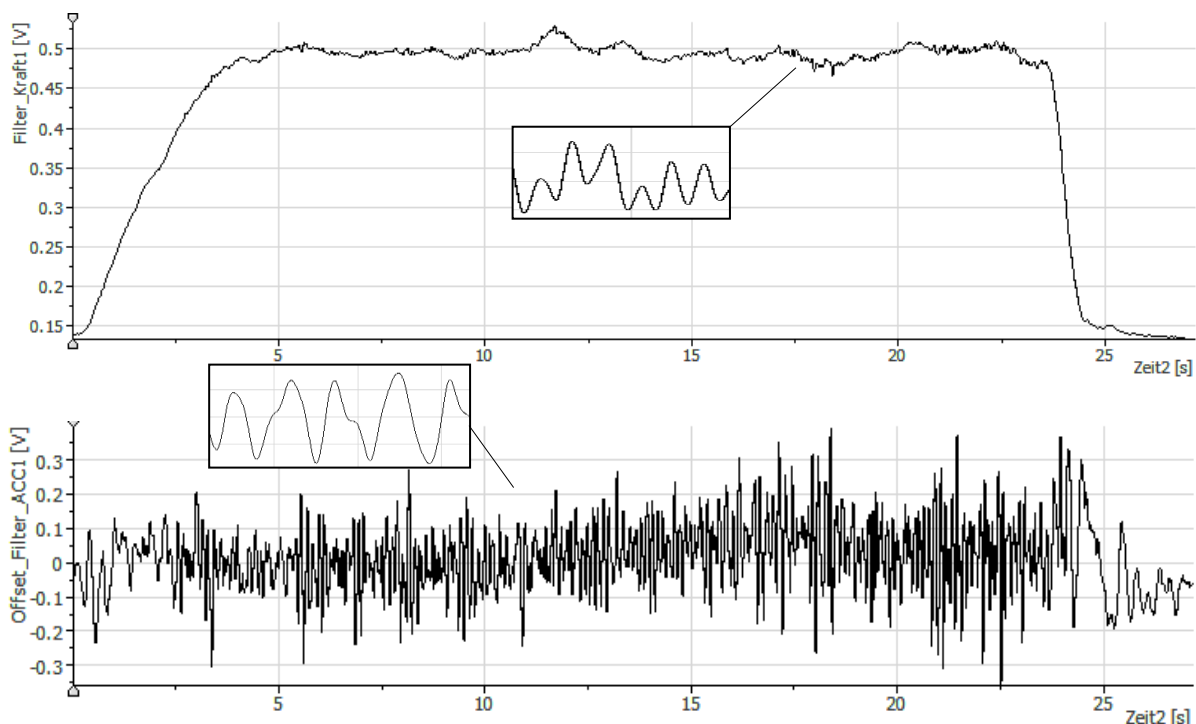


Abbildung 32. Exemplarisches DMS- und ACC-Signal in V während Paar-Isometrie-Messung
 Oben: Gefilterte Kraftkurve einer Messung bei Interaktion zweier Probanden in V. Die Kraft wird mittels DMS am Dehnmessstreifen zwischen beiden Probanden erfasst. Die hier erreichte Spannung von 0.5 V (ohne Offset) entspricht einer Kraft von etwa 50 N. Der gezoomte Abschnitt zeigt die sinusförmigen Oszillationen.
 Unten: Zugehörige gefilterte Kurve des Beschleunigungssensors in V, welcher auf dem DMS fixiert ist. (Filterung: Butterworth, Filtergrad: 5, Grenzfrequenz: 20 Hz)

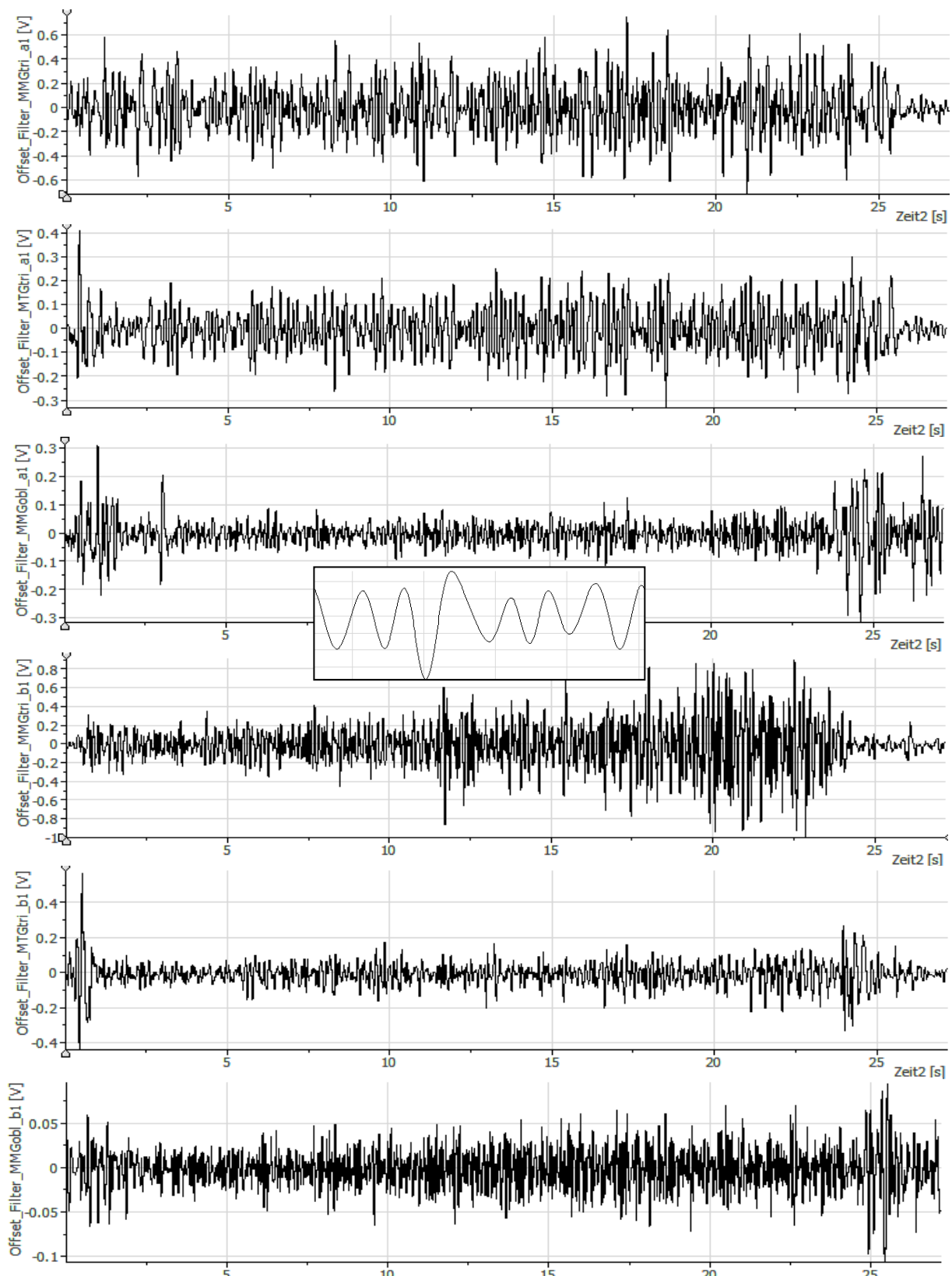


Abbildung 33. Exemplarische Darstellung der gefilterten Rohsignale (in V) einer Paar-Isometrie-Messung. Die oberen drei bilden die Signale des drückenden Probanden A ab (MMG *M. triceps brachii*, MTG Trizepssehne, MMG *M. obliquus externus abdominis* – von oben nach unten). Die unteren drei Grafiken zeigen analog die Signale des haltenden Probanden B. (Filterung: Butterworth, Filtergrad: 5, Grenzfrequenz: 20 Hz). Der herein gezoomte Ausschnitt zeigt die sinusförmigen Oszillationen der Signale.

KRAFTBETRACHTUNG DER PAAR-ISOMETRIE-MESSUNGEN

Bei den 15 Sekunden Messungen bei 80 % der MVC beträgt die Spannung im DMS während A agiert im Mittel 0,764 V, während B agiert 0,757 V. Beide Werte entsprechen circa 80 N. Auch der t-Test für abhängige Stichproben ist mit $p = .227$ ($t(29) = 1,233$) nicht signifikant.

Bei den Ermüdungsmessungen (90 % der MVC) zeigt das Kraftniveau zwischen dem haltenden und dem drückenden Modus von Proband A bzw. B keine signifikanten Unterschiede ($t(19) = 0,229$; $p = .821$). Wenn A agiert ergibt sich im Mittel eine Spannung von 0,877 V, wenn B agiert von 0,874 V – damit in beiden Fällen ca. 90 N.

Demnach kann das Kraftniveau bei allen Messungen in allen durchgeführten Modi als statistisch gleich angesehen werden, unabhängig davon, ob Proband A oder B agiert. Dies bildet die Grundlage für die Vergleichbarkeit beider Messmodi.

MMG BZW. MTG DER VERSCHIEDENEN MESSORTE

Alle Signale zeigen analog zu den Single-Isometrie-Messungen sowie unabhängig vom Messort sinusförmige Oszillationen (Abbildung 33).

Hervorzuheben sind die sich im Zeitverlauf verändernden Amplituden, obwohl die Kraft um einen Mittelwert von ca. 50 N oszilliert. Insbesondere beim MMG-Signal des Trizeps' von Proband A (Abbildung 33 oben) kann man Phasen von besonders hohen Amplituden erkennen und Phasen mit geringerer Amplitude. Das heißt die Oszillationscharakteristik verläuft über die Zeit dynamisch.

FREQUENZBETRACHTUNG DER SIGNALE

Die Frequenzen (Tabelle 7) – ermittelt über die Abstände der Signalmaxima – liegen im Mittel der $n = 20$ Probanden im haltenden Modus bei der MMG des Trizeps' bei 13,78 Hz ($\pm 1,45$), beim Trizepssehnsignal bei 12,39 ($\pm 1,45$) beziehungsweise bei der MMG des Bauchmuskels bei 13,92 Hz ($\pm 1,28$). Im drückenden Modus liegen die Frequenzen der einzelnen Messorte bei 13,92 Hz ($\pm 1,36$), 12,43 ($\pm 1,10$) beziehungsweise 14,05 Hz (\pm

*Tabelle 7. Frequenzbetrachtung der Paar-Isometrie-Messungen
Mittlere Frequenzen (\pm SD) ermittelt über die Abstände der Maxima der Signale differenziert nach Messort und Messmodus. Die Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant $p > .05$.*

<i>Mittlere Frequenzen der n = 20 Probanden [Hz]</i>	<i>Haltender Modus</i>	<i>Drückender Modus</i>
<i>MMG M. triceps brachii</i>	13,78 ($\pm 1,45$)	13,92 ($\pm 1,36$)
<i>MTG tendo m. tricipitis</i>	12,39 ($\pm 1,45$)	12,43 ($\pm 1,10$)
<i>MMG M. obliquus externus abdominis</i>	13,92 ($\pm 1,28$)	14,05 ($\pm 1,46$)

1,46). Im Mittel aller Messorte im haltenden Modus liegen sie bei 13,42 Hz ($\pm 1,52$), im drückenden Modus bei 13,53 Hz ($\pm 1,49$). Entsprechend sind die Frequenzen weder bei Differenzierung der Messorte noch ohne diese zwischen dem haltenden und dem drückenden Modus signifikant unterschiedlich ($t(54)=0,752$, $p = .455$).

Auch die Ergebnisse der Leistungsdichtespektren (Abbildung 34) und der Wavelet-Spektren (Abbildung 35) bestätigen diese Frequenzbereiche. Auf die Betrachtung der Mean Power Frequency wurde verzichtet, da sie für diese Betrachtung keinen relevanten Informationszuwachs liefert.

Die Kraft- und Beschleunigungssignale oszillieren in einem Bereich zwischen 5 und 12 Hz. Auffallend ist bei der hier dargestellten exemplarischen Messung, dass die Signale der schrägen Bauchmuskulatur ein breiteres Frequenzspektrum aufweisen als die anderen Signale. Dieses Phänomen ist aber nicht bei jeder Messung und jedem Probandenpaar aufzufinden.

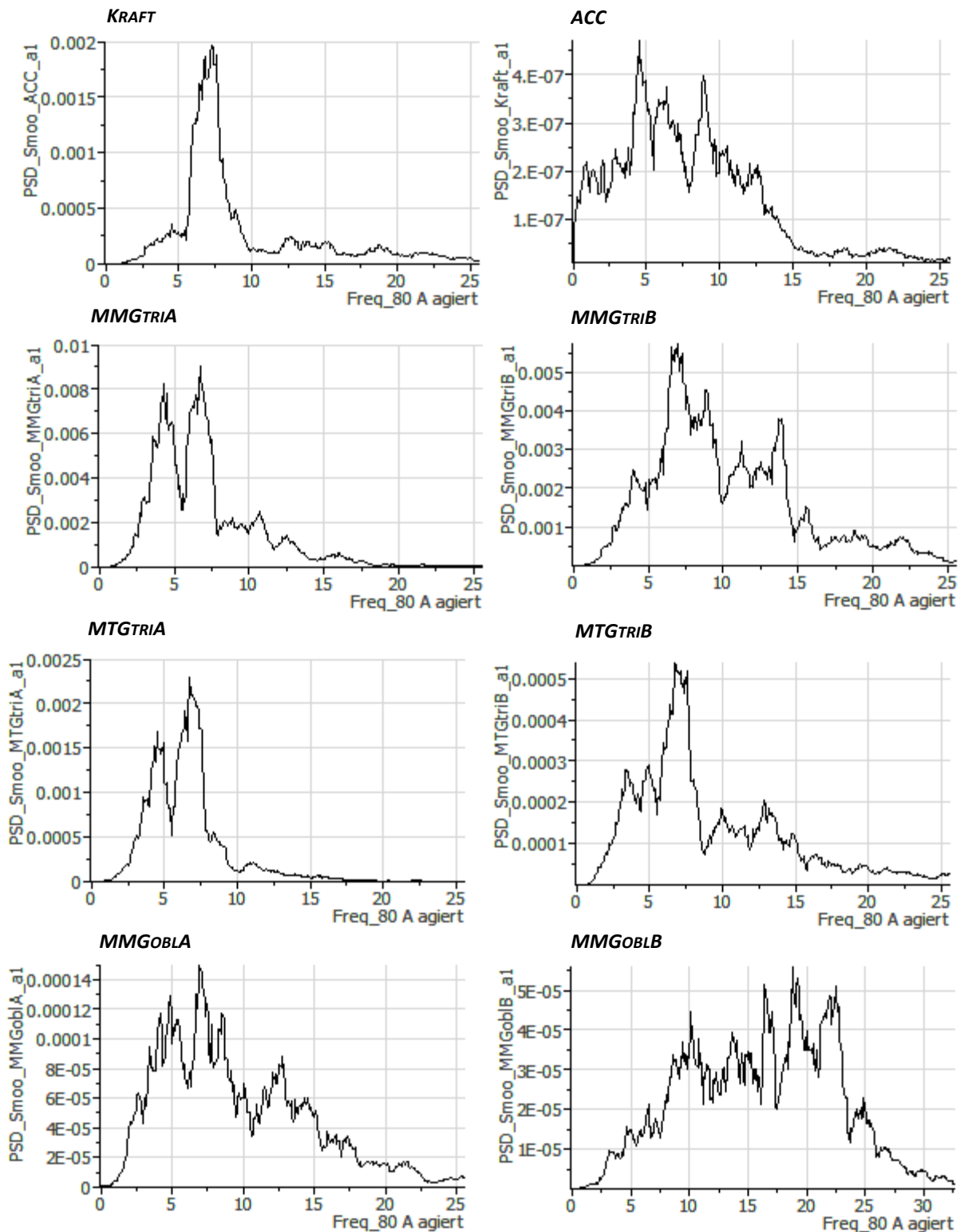


Abbildung 34. Exemplarische Leistungsdichtespektren der Rohsignale der Paar-Isometrie-Messungen
 Geglättete Leistungsdichtespektren (PSD; Amplituden in V^2/Hz) einer Messung eines Probandenpaares, bei der Proband A drückend agiert. Dargestellt sind die PSD aller Sensoren (von oben links nach unten rechts): Beschleunigung, Kraft, MMG M. triceps brachii von Proband A bzw. B, MTG Trizepssehne von Proband A bzw. B und MMG M. obliquus externus abdominis von Proband A bzw. B.

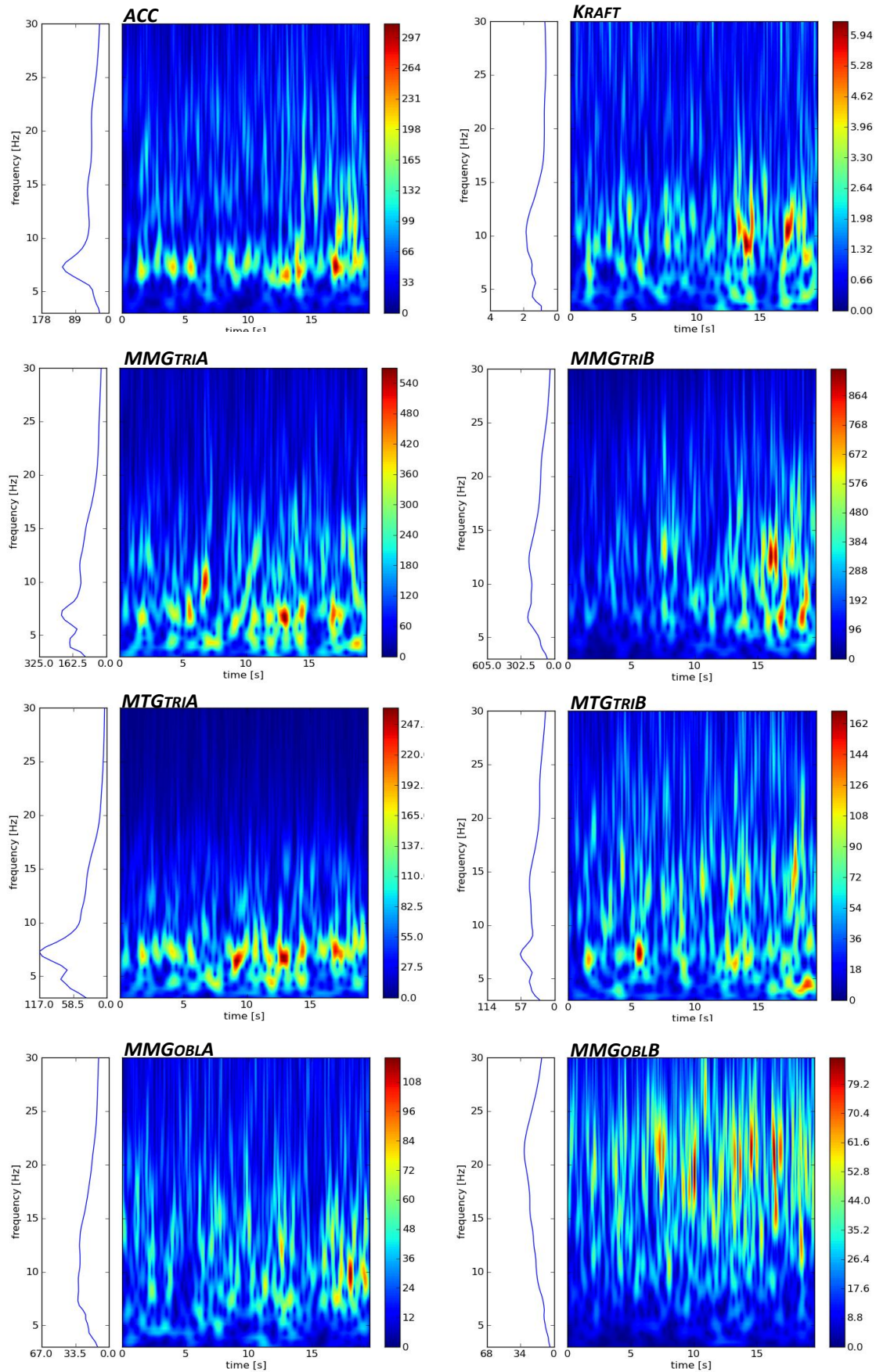


Abbildung 35. Exemplarische Wavelet-Spektren der Kraft- und MOG-Signale der Paar-Isometrie-Messungen Wavelet-Spektren einer Messung de selben Probandenpaares wie in Abb. 34, bei der Proband A drückend agiert. Dargestellt sind die Wavelet-Spektren aller Sensoren (von oben links nach unten rechts): Beschleunigung, Kraft, MMG M. triceps brachii von Proband A bzw. B, MTG Trizeps-Sehne von Proband A bzw. B und MMG M. obliquus externus abdominis von Proband A bzw. B. Die Frequenzbereiche sind ähnlich der Bereiche der PSD (vgl. Abb. 34).

II.8.2 Betrachtung der interpersonellen muskulären Interaktion

Auf die Betrachtung der *intrapersonellen* muskulären Interaktion wird in dieser Arbeit aufgrund der bereits vorhandenen Komplexität verzichtet. Im Anhang wird ein Fallbeispiel dazu betrachtet. Im Folgenden findet zunächst nur die *interpersonelle* muskuläre Interaktion bei 80 % der MVC des schwächeren Partners Berücksichtigung. In die Analysen ging nur die isometrische Phase der Messungen ein.

Thematisiert wird im ersten Teil dieses Abschnitts die Gesamtstatistik der Kohärenz aller möglichen Paarungen der Mechanomyo- beziehungsweise Mechanotendografie. Anschließend werden die Einzelpaarungen bezüglich der Kohärenzausprägung differenziert vorgestellt, das heißt alle neun Signalpaarungen aller Messungen. Im zweiten Teil erfolgt die Betrachtung der Phasenlage der Signalpaarungen.

II.8.2.1 Kohärenz von Oszillationen neuromuskulärer Systeme

Zwei exemplarische Wavelet Kohärenz-Spektren, die die beiden Extreme der Kohärenz-Schätzungen bei interpersoneller Interaktion zeigen sollen (keine beziehungsweise eine durchgehende Kohärenz), sind in Abbildung 36 dargestellt. Das obere Spektrum zeigt die –

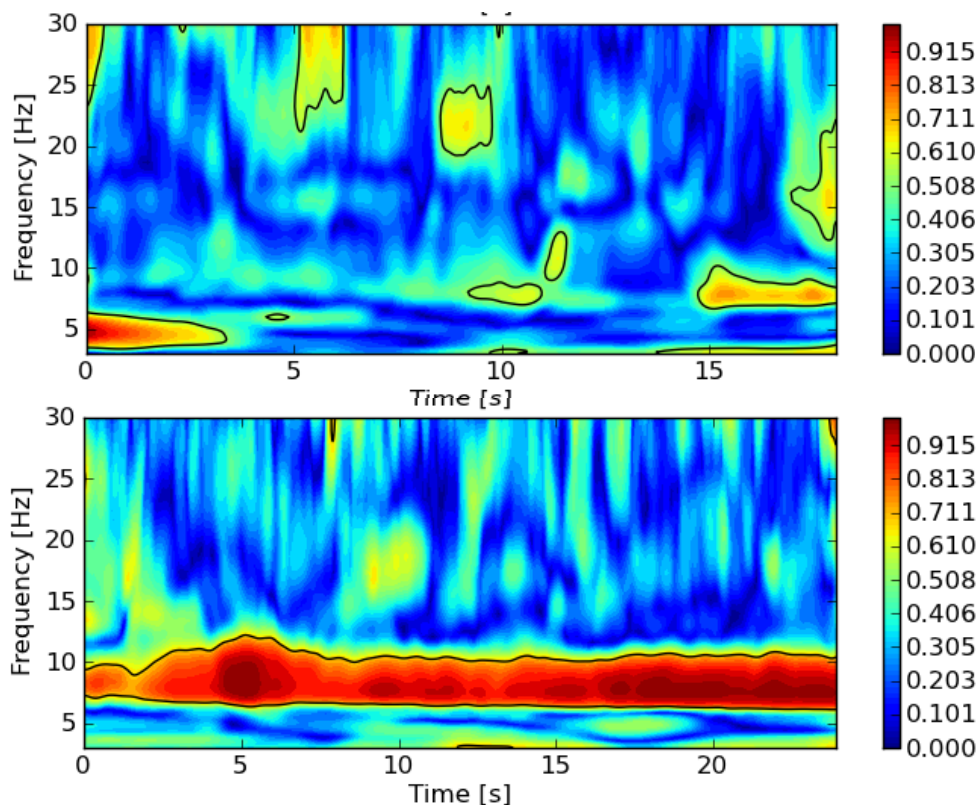


Abbildung 36. Beispiele für Wavelet Kohärenz-Spektren während Paar-Isometrie-Messungen
Die exemplarische Darstellung dieser beiden Kohärenz-Spektren während isometrischer Interaktion zweier Probanden soll verdeutlichen, welche beiden Extreme bei interpersoneller Interaktion auftreten können: Das obere Spektrum spiegelt die (geringe) Kohärenz der MMG-Signale der Bauchmuskeln von Proband A zu Proband B während der isometrischen Phase bei 80 % der MVC wider. Im unteren Spektrum hingegen kann man die über die gesamte isometrische Messdauer signifikante Kohärenz zwischen den MOG-Signalen der Trizepssehne von Proband A und dem Bauchmuskel von Proband B während einer 30-sekündigen Ermüdungsmessung bei 90 % der MVC erkennen.

vergleichbar schwache – Kohärenz der MMG-Signale der M. obliquus externus abdominis zweier Probanden, während das untere Spektrum die signifikante Kohärenz über die gesamte Messdauer einer Ermüdungsmessung zwischen dem MTG-Signal der Trizepssehne von Proband A und dem MMG-Signal des Bauchmuskels von Proband B aufweist. Die restlichen Kohärenz-Analysen der Paar-Isometrie-Messungen werden hier aufgrund der Masse (insgesamt 2676 Kohärenz-Spektren) nicht abgebildet, sondern finden sich im elektronischen Anhang. Lediglich das Fallbeispiel im Anhang zeigt die Kohärenz-Spektren aller möglichen Sensorpaarungen eines Probandenpaares (Anhang A3).

Abbildung 37 gibt eine Übersicht der durchgeführten Auswertungen bezüglich der Summe der vier größten signifikanten Patches (Sum4Patches) der Wavelet Kohärenz-Spektren.

BETRACHTUNG ALLER SIGNALPAARUNGEN

Die Dauer der nutzbaren isometrischen Phasen aller Paar-Isometrie-Messungen bei 80 % der MVC liegt bei durchschnittlich 16,19 s ($\pm 2,64$; range: 4,7...20,15 s). Aufgrund von messtechnischen Besonderheiten konnte nicht immer eine isometrische Phase von 15 s extrahiert werden. Innerhalb dieser isometrischen Phase liegt die Summe der vier maximalen signifikant kohärenten Patches (Sum4Patches) bei den $n = 485$ Signalpaarungen der Messungen durchschnittlich bei 13,26 s ($\pm 6,72$). Da auch Zufallspaarungen signifikante Kohärenzbereiche aufweisen ($n = 30$; MW: 3,52 s ($\pm 2,07$)), wurden verschiedene Vergleiche zwischen zufälligen Signalpaarungen und den real gemessenen Paarungen durchgeführt. Die Parameter Patchanzahl, Gesamtlänge der vier maximalen Patches (Sum4Patches) und das Verhältnis der Sum4Patches zur Messdauer zwischen Zufallspaarungen und den realen Paarungen weichen signifikant voneinander ab (Patchanzahl: $t(29) = 3,477$; $p = .002$; Sum4Patches: $t(29) = 7,505$; $p = .000$; Verhältnis: $t(29) = 6,723$; $p = .000$). Bei den Zufallspaarungen besteht durchschnittlich 26 % der Dauer der isometrischen Phase aus signifikant kohärenten Patches, bei $n = 30$ zufällig ausgewählten echten Paarungen sind es im Mittel 91 %. Betrachtet man alle $n = 485$ Paarungen, so erstrecken sich die vier größten, signifikant kohärenten Patches durchschnittlich über 82,43 % ($\pm 40,48$) der Gesamtdauer der isometrischen Phase.

BETRACHTUNG DER MAXIMALEN WERTE AUS ALLEN SIGNALPAARUNGEN EINES PAARES

Jede Messung im Paar lieferte ca. neun mögliche Signalpaarungen¹³. Betrachtet man aus diesen nur diejenige mit dem maximalen Wert bezüglich der Sum4Patches, so liegt die durchschnittliche Länge der Sum4Patches bei 21,6 s ($\pm 6,42$). Setzt man diese jeweils mit der Dauer der isometrischen Phase ins Verhältnis, so kann man durchschnittlich bei jeder Messung mindestens ein Sensorpaar finden, das im Mittel 136 % ($\pm 36,76$) der gesamten

¹³ Ausnahme sind hier einzelne Paarungen (siehe Kap. II.7.5.1).

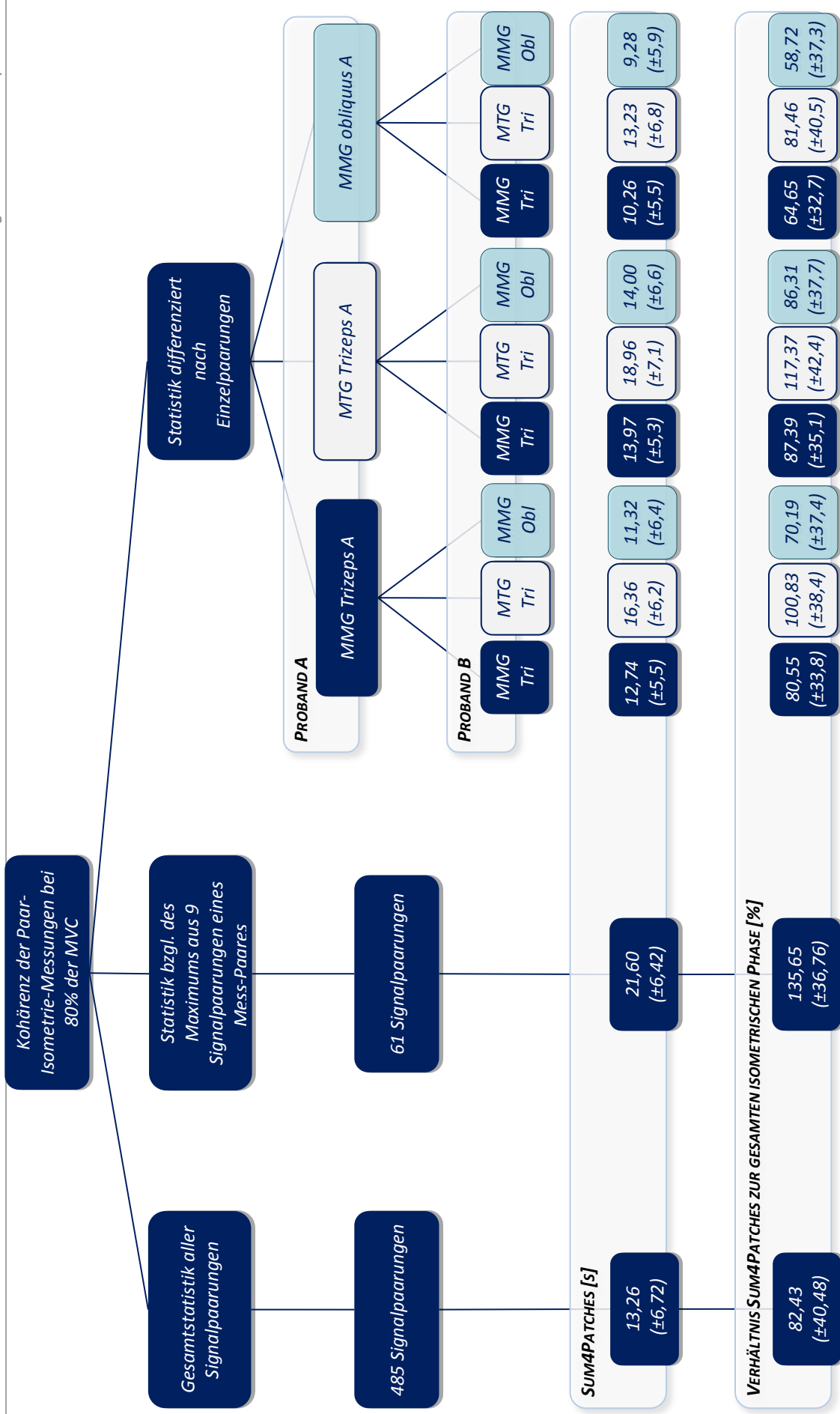


Abbildung 37. Ergebnisübersicht der Betrachtung der Wavelet-Kohärenz-Spektren Übersicht der Mittelwerte (± SD) bzgl. der Summe der vier größten Patches (Sum4Patches) der Paar-Messungen bei 80 % der MVC. Angaben sind individuell sowie im Verhältnis zur Messdauer in verschiedenen Betrachtungsweisen dargestellt: bezüglich aller Signale, dem Maximum aller Messungen eines Paares sowie bezüglich der einzelnen Signalpaarungen differenziert nach Messort. Die Werte größer als 100 % beim Verhältnis der Sum4Patches zur gesamten isometrischen Messdauer resultieren aus der teilweisen Überlagerung in den Frequenzbereichen zwischen 5 und 25 Hz.

isometrischen Phase signifikant kohärentes Verhalten zeigt. Die Werte größer als 100 % kommen deshalb zustande, weil teilweise signifikante Patches in verschiedenen Frequenzbereichen zwischen 5 und 25 Hz zeitlich parallel laufen und so die Zeiten bei der Summe mehrfach eingehen.

BETRACHTUNG DER EINZELNEN SIGNALPAARUNGEN

Berücksichtigt man die neun möglichen Signalpaarungen differenziert nach den Messorten, so finden sich im Mittel die größten signifikanten Kohärenzbereiche (Sum4patches) bei der Paarung der MTG-Signale der Trizepssehnen zueinander: 18,96 s ($\pm 7,05$) (Abbildung 38 oben). Die Signale der Bauchmuskeln beider Probanden zueinander hingegen, weisen mit

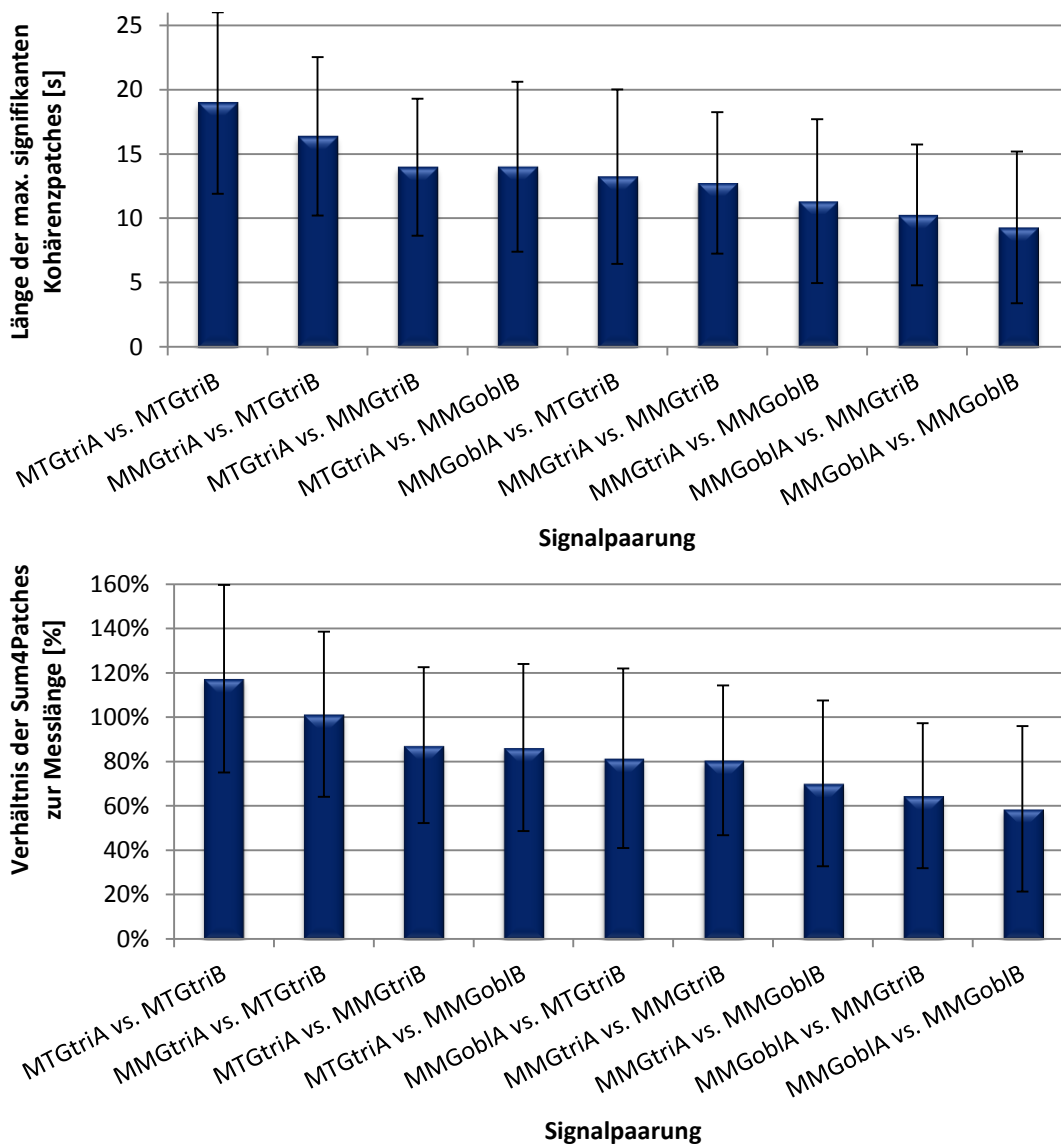


Abbildung 38. Diagramm der max. Kohärenzpatches differenziert nach Messort
 Oben: Durchschnittliche Länge [s] der Sum4Patches differenziert nach Signalpaarung.
 Unten: Prozentualer Anteil der vier maximalen signifikant kohärenten Patchlängen (Sum4Patches) an der gesamten Messdauer der isometrischen Phase differenziert nach Signalpaarung.
 Dargestellt sind jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung (Fehlerbalken).

durchschnittlich 9,28 s ($\pm 5,90$) die kürzesten maximalen signifikanten Kohärenzbereiche auf. Auch im Verhältnis zur Messlänge zeigen die Paarungen der Trizepssehne mit durchschnittlich 117 % ($\pm 42,35$) die längsten signifikanten Kohärenzphasen, während die Kohärenzschätzung der Sensoren am Bauchmuskel mit durchschnittlich 58,72 % ($\pm 37,33$) der gesamten isometrischen Phase die kürzesten signifikanten kohärenten Phasen aufweist (Abbildung 38 unten).

Ordnet man die Signalpaarungen hierarchisch nach der Summe der vier maximalen Patches (Sum4Patches), so sind an erster Stelle alle Paarungen, in denen die Trizepssehne involviert ist, anschließend die Paarungen, die das MMG-Signal des M. triceps brachii beinhalten und abschließend die Paarungen der Signale des M. obliquus externus abdominis zu nennen.

Vergleicht man diese Ergebnisse mit Zufallspaarungen (Abbildung 39), so kann man unabhängig von den Sensorpaarungen signifikante Ergebnisse feststellen (Tabelle 8). Zur Überprüfung wurden aus jeder Sensorpaarung $n = 10$ Berechnungen gewählt und mit $n = 10$ zufällig gepaarten Messungen mittels t-Test für abhängige Stichproben verglichen. Sowohl die Kenngröße Sum4Patches als auch die Verhältnisse dieser zur Dauer der isometrischen Phase sind zwischen realen Paarungen und Zufallspaarungen signifikant unterschiedlich.

Allerdings unterscheiden sich auch hier die Ergebnisse bezüglich der Bauchmuskulatur mit $p = .032$ bzw. $p = .046$ am wenigsten deutlich von den Zufallspaarungen. Die Paarungen der Trizepssehne bzw. des M. triceps brachii zu entsprechenden Zufallspaarungen sind höchst signifikant. (Tabelle 8)

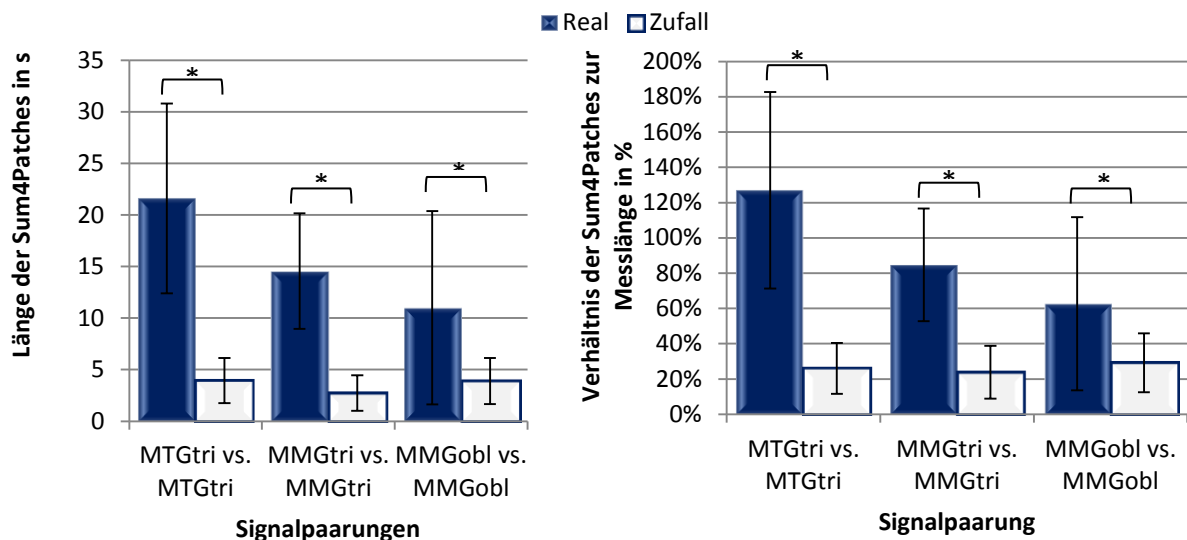


Abbildung 39. Patchlängen der Wavelet Kohärenz im Vergleich zwischen Zufalls- und realen Messpaarungen Gegenübergestellt wurden bezogen auf die Parameter ‚Summe der vier maximalen signifikanten Patches in s (Sum4Patches)‘ (links) sowie ‚Verhältnis der Sum4Patches zur gesamten Messlänge in %‘ (rechts) pro Sensorpaarung der Mittelwert von je $n = 10$ zufällig ausgewählten realen Messpaarungen (blau) und von je $n = 10$ zufällig ausgewählten Zufallspaarungen (weiß). Die Fehlerbalken bilden die Standardabweichung der $n = 10$ Werte ab. Sensorpaarungen sind (jeweils gleicher Sensor von zwei Probanden zueinander): Trizepssehnen, M. triceps brachii, M. obliquus externus abdominis).

*Alle Vergleiche sind signifikant.

Tabelle 8. Vergleich der Kohärenzpatches zwischen Mess- und Zufallspaarungen
 Ergebnisse des Gruppenvergleichs (t-Test mit $\alpha = .05$) zwischen $n = 30$ Zufallspaarungen und $n = 30$ zufällig ausgewählten Messpaarungen differenziert nach Messort.

	Signal		MW (\pm SD)	t-Wert	df	Signifikanz
Sum4Patches [s]	MMGtri	Real	14,56 (5,61)	-5,688	9	.000
		Zufall	2,73 (1,72)			
	MTGtri	Real	21,61 (9,21)	-6,636	9	.000
		Zufall	3,94 (2,18)			
	MMGobl	Real	11,00 (9,37)	-2,526	9	.032
		Zufall	3,89 (2,24)			
Verhältnis Sum4Patches zur Gesamtlänge der isometrischen Phase [%]	MMGtri	Real	80,55 (33,8)	-4,649	9	.001
		Zufall	23,79 (14,99)			
	MTGtri	Real	127,00 (55,65)	-6,155	9	.000
		Zufall	26,03 (14,44)			
	MMGobl	Real	62,79 (48,98)	-2,307	9	.046
		Zufall	29,08 (16,72)			

II.8.2.2 Phasenverschiebung bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme

Bei den Cross-Wavelet-Spektren konnten keine reproduzierbaren Werte bei Messwiederholung sowie zwischen den Paaren bezüglich der Phasenlage der Signale zueinander extrahiert werden. Daher wird hier auf die nähere Betrachtung der Cross-Wavelet-Schätzung verzichtet und diese nur beim Fallbeispiel (Anhang A3) durchgeführt. Für die exaktere Untersuchung der Phasenlage zweier Signale wurde die Phasenabstandsberechnung eingesetzt. Abbildung 40 zeigt eine exemplarische

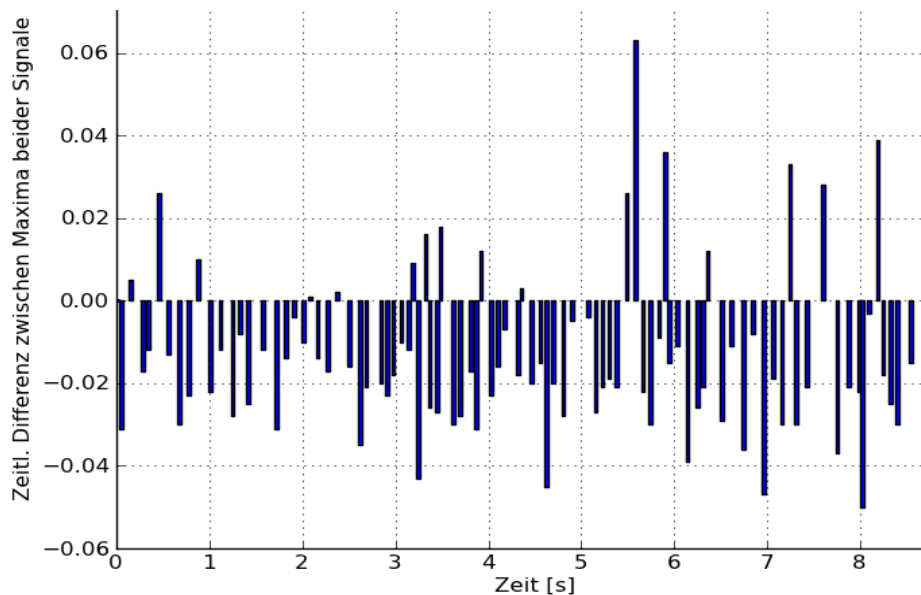


Abbildung 40. Exemplarisches Diagramm einer Phasenabstandsberechnung
 Dargestellt sind die zeitlichen Abstände der Maxima des MMG-Signals vom *M. obliquus abdominis externus* von Proband A zum MMG-Signal vom *M. triceps brachii* von Proband B. Die größtenteils negative Orientierung der Balken zeigt den Vorlauf von Proband B.

Phasenabstandsberechnung zwischen den MMG-Signalen des M. obliquus abdominis externus von Proband A und des M. triceps brachii von Proband B. Man kann einen klaren Vorlauf der Maxima des MMGs des Trizeps´ von Proband B erkennen. Die Cluster mit negativer Orientierung werden nur durch wenige einzelne Balken in Richtung Vorlauf von Proband A unterbrochen.

PHASENABSTANDSBERECHNUNG IM VERGLEICH ZWISCHEN MESS- UND ZUFALLSPAARUNGEN

Der Vergleich verschiedener Parameter der Phasenabstandsberechnung zwischen n = 45 zufällig ausgewählten Messpaarungen und n = 45 Zufallspaarungen zeigten signifikante Unterschiede (Tabelle 9): Die zahlenmäßige Differenz der Vor- und Nachläufe unterscheidet sich mit p = .000 höchst signifikant.

Auch die maximale Clustergröße mit p = .017 sowie die Summe der vier größten Cluster mit p = 0.012 zeigen – in Analogie zu den Patchlängen der Wavelet-Kohärenz – signifikante Unterschiede zwischen Mess- und Zufallspaarungen.

Tabelle 9. Gruppenvergleich verschiedener Parameter der Phasenabstandsberechnung zwischen Mess- und Zufallspaarungen (je n = 45).

Parameter	Resultate der Gruppenvergleiche (t-test oder Wilcoxon)
Differenz Vor- bzw. Nachlauf	t(44) = - 4,311, p = .000
Verhältnis Vor-/Nachlauf an Gesamtanzahl der Abstände	Vorlauf: t(44) = 16,892; p = .00 Nachlauf: t(44) = - 3,011; p = .005
Maximales Cluster	W = 2,390, p = .017
Summe vier größte Cluster	W = 2,5, p = .012

Fasst man die Ergebnisse der Phasenabstände bezogen auf die Interaktion zweier Probanden zusammen zeigt sich, dass

- ✓ alle Parameter der Phasenabstandsberechnung einen signifikanten Unterschied zwischen den Zufalls- und den Messpaarungen aufzeigen;
- ✓ Die Differenz der Vor- und Nachläufe eine sehr große Variation zwischen den Probanden und Messungen aufweist.

Weitere Ergebnisse der Phasenabstandsberechnung werden in das folgende Kapitel über die Betrachtung des Vergleichs der beiden Messmodi inkludiert.

II.8.3 Betrachtung der Messmodi Halten und Drücken

Für die Analyse bezüglich der Kenngrößen (Amplitudenvariation der MOG-Signale; Ermüdungsverhalten) zur Untersuchung der beiden isometrischen Messmodi wurden bei den Paar-Isometrie-Messungen die Werte aller n = 20 Probanden betrachtet und jeweils bezüglich des drückenden sowie des haltenden Modus ausgewertet – in Analogie zu den Single-Isometrie-Messungen aus Teil I.

II.8.3.1 Amplitudenvergleich

Tabelle 10 zeigt die prozentualen Anteile der Probanden, bei denen der Mittelwert der Amplitudenhöhe der MOG im drückenden Modus größer ist als im haltenden. Auf die Auflistung der einzelnen Werte wird verzichtet. Analog zu den Single-Isometrie-Messungen kann man bei den 15s-Messungen feststellen, dass bei der MMG des M. obliquus abdominis externus mit 85 % die meisten Probanden beim Drücken größere Amplituden aufweisen als beim Halten. Der t-Test der Signalwerte des Bauchmuskels zwischen dem haltenden und dem drückenden Modus ergibt signifikante Werte ($t(19) = 3,159$, $p = .005$) (Tabelle 11). Das Signal der Trizepssehne zeigt bei 7 von 10 Probanden zwar auch einen hohen Anteil, bei denen im drückenden Modus die MOG-Amplituden höher sind (Tabelle 10), dieser ist aber nicht signifikant ($t(19) = 1,435$, $p = .168$). Die Amplituden der Oszillationen des M. triceps brachii zeigen während der Paar-Messungen am wenigsten Unterschied zwischen dem haltenden und dem drückenden Modus.

Bei den Ermüdungsmessungen verändert sich das Ergebnis zu Ungunsten der Hypothese. Mit 75 % zeigen dennoch auch dort die Amplituden des Bauchmuskels während des Messmodus '„Drücken“' signifikant größere Ausschläge als während des Modus '„Halten“' ($t(19) = 2,20$, $p = .04$). Die anderen Signale unterscheiden sich mit jeweils 50 % nicht signifikant bezüglich der Amplituden der MOG während der beiden Modi.

Tabelle 10. Anteil der höheren MOG-Amplituden im drückenden Modus im Vergleich zum haltenden Prozentualer Anteil aller Probanden ($n = 20$), bei denen die Amplituden der MOG-Signale im drückenden Modus größer sind als die im haltenden.

PaarIso (Angaben in %)	15 s Messungen 80% MVC			Ermüdungsmessungen 90% MVC		
	MMGtri	MTGtri	MMGobl	MMGobl	MTGtri	MMGobl
$n = 20$						
Amplituden Drücken > Amplituden Halten	55	70	85	50	50	75

Tabelle 11. Ergebnisse des Gruppenvergleichs bzgl. der Amplituden zwischen den beiden Messmodi Ergebnisse des t-Tests bezüglich der Differenzen der mittleren Absolutwerte der Rohsignale (Amplitudenvergleich der MOG) im Vergleich der beiden Messmodi im Durchschnitt der $n = 20$ Probanden differenziert nach Messort. Angegeben sind die Signifikanzen mit $\alpha = .05$.

Paar-Iso	15 s Messungen (80% MVC) ($n=20$)			Ermüdungsmessungen (80% MVC) ($n=20$)		
	MMGtri	MTGtri	MMGobl	MMGtri	MTGtri	MMGobl
Halten	0,2803 ($\pm 0,2976$)	0,17744 ($\pm 0,1656$)	0,05351 ($\pm 0,0466$)	0,354 ($\pm 0,26$)	0,201 ($\pm 0,1302$)	0,091 ($\pm 0,0661$)
Drücken	0,2797 ($\pm 0,241$)	0,2050 ($\pm 0,1801$)	0,0766 ($\pm 0,06435$)	0,380 ($\pm 0,2675$)	0,2168 ($\pm 0,1624$)	0,107 ($\pm 0,07612$)
Signifikanz	.983	.168	.005*	.323	.529	.040*
df	19	19	19	19	19	19
t-Test	-0,022	1,435	3,159	1,016	0,641	2,200

II.8.3.2 Ermüdungscharakteristik

Bei der Teilstudie Paar-Isometrie können keine quantitativen Angaben zum Ermüdungsverhalten während der Ermüdungsmessungen gemacht werden (wie z.B. bei den Single-Isometrie-Messungen durch Betrachtung der Druckkurve). Lediglich das Berühren des Therabandes zwischen den Probanden – implizit die Veränderung des Ellbogenwinkels – gibt Hinweise auf den Probanden, der zuerst nachlässt. Abbildung 41 gibt eine Übersicht der Anzahl der Probanden, die zuerst das Theraband berührt haben („Gewinner“) differenziert nach drückendem und haltendem Probanden sowie nach den einzelnen Messungen. Die rechten Balken spiegeln zudem die Summe aus den beiden durchgeführten Ermüdungsmessungen wider. Bei $n = 10$ Probandenpaaren gibt es entsprechend insgesamt eine Anzahl von 20 Werten. Beträgt die Summe der „Anzahl A gewinnt“, „Anzahl B gewinnt“ sowie „Anzahl unentschieden“ pro Messmodus (A agiert vs. B agiert) nicht 20, so gab es Messungen, in denen es Tendenzen gab, aber kein Kontakt entstand („Anzahl unentschieden“). Dies trifft für zwei Messungen zu, wobei die Tendenz entsprechend der Hypothese ausfällt. Abbildung 35 kann man entnehmen, dass insgesamt 15 von 20 Messungen während A agiert und 16 von 20 Messungen während B agiert jeweils der Drückende das Theraband berührt hat. Im Vergleich dazu „gewann“ nur zweimal der Haltende und bei sieben Messungen wurde das Theraband durch keinen berührt. Das heißt in 77,5 % der Fälle gab bei isometrischer Interaktion zweier Probanden während Ermüdungsmessungen der Proband im haltenden Modus zuerst nach. Bei 5 % aller Messungen ließ der Drückende zuerst nach.

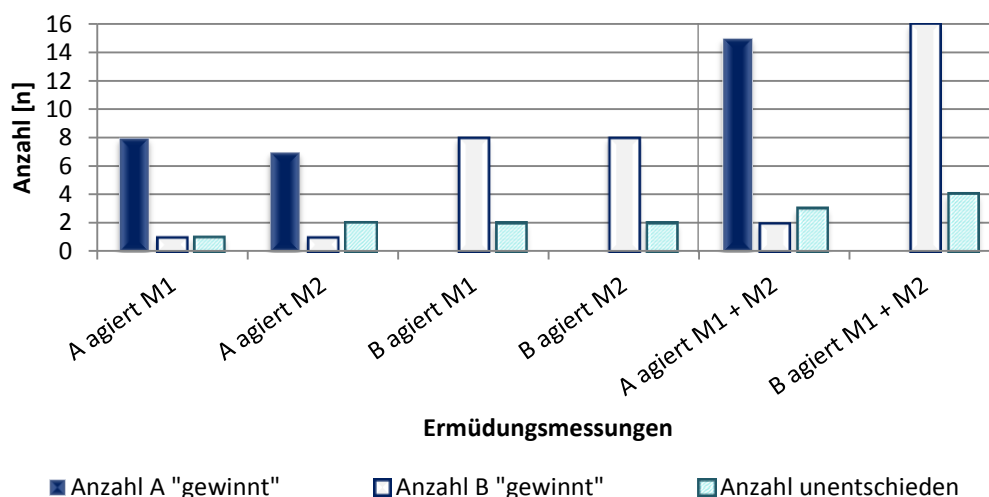


Abbildung 41. Qualitative Ergebnisse der Ermüdungsmessungen
Diagramm der Anzahl an "Gewinnern" bei den Ermüdungsmessungen differenziert nach dem jeweils drückenden Probanden (A oder B) und den Messungen (M1 bzw. M2). Gewinnt ein Proband, so berührt er das Theraband und der andere hat zuerst nachgelassen. (Rechts ist die Summe aus beiden Messungen dargestellt.)

Vergleicht man die beiden Gruppen Halten und Drücken bezüglich der Kategorien „gewinnt“, „verliert“ und „unentschieden“, so erhält man mit dem Chi-Quadrat-Test einen höchst signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($\chi^2(2) = 26,03$; $p = .000$). Probanden im haltenden Modus geben demnach signifikant früher nach als im drückenden Modus.

II.8.3.3 Phasenabstandsberechnung im Vergleich der beiden Messmodi

Auch die Parameter der Phasenabstandsberechnung wurden bezüglich der Messmodi Halten und Drücken gegenübergestellt. Ausgewählte Ergebnisse werden nun vorgestellt.

VERGLEICH DER DIFFERENZ VON VOR- UND NACHLAUF AUS SICHT DES AGIERENDEN

Bezüglich der Differenz von Vor- zu Nachlauf (Mittelwert der drei Messungen) jeweils aus Sicht des Agierenden finden sich bei vier von den neun Signalpaarungen einer Paarmessung signifikante Unterschiede (Tabelle 12). So differieren die nachfolgenden vier Signalpaarungen in Abhängigkeit des Messmodus – das heißt abhängig davon, ob A drückt (B hält) oder A hält (B drückt) – signifikant voneinander: (2) MMG M. triceps brachii vs. MTG Trizepssehne, (3) MMG M. triceps brachii vs. MMG M. obliquus abdominis externus, (6) MTG Trizepssehne vs. MMG M. obliquus abdominis externus sowie die Signalpaarung (7) MMG M. obliquus abdominis externus vs. MMG M. triceps brachii.

Abbildung 42 zeigt die durchschnittliche Differenz zwischen Vor- und Nachlauf der $n = 10$ Probandenpaare aufgeschlüsselt nach den einzelnen Signalpaarungen sowie nach dem jeweils drückenden Probanden. Die Fehlerbalken (\pm SD) zeigen die sehr große

Tabelle 12. Gruppenstatistische Signifikanzwerte im Vergleich der Messmodi (A agiert vs. B agiert) bezüglich der Differenz von Vor- und Nachlauf aus Sicht des Agierenden
Dargestellt sind die Ergebnisse des t-Tests für abhängige Stichproben.

Signalpaarungen	t	df	Sig. (2-seitig)
(1) Diff_MMGtriMMGtri_A - Diff_MMGtriMMGtri_B	-1,494	29	.146
(2) Diff_MMGtriMTGtri_A - Diff_MMGtriMTGtri_B	2,733	23	.012*
(3) Diff_MMGtriMMGobl_A - Diff_MMGtriMMGobl_B	2,989	25	.006*
(4) Diff_MTGtriMMGtri_A - Diff_MTGtriMMGtri_B	-1,161	23	.258
(5) Diff_MTGtriMTGtri_A - Diff_MTGtriMTGtri_B	0,373	23	.712
(6) Diff_MTGtriMMGobl_A - Diff_MTGtriMMGobl_B	-2,601	20	.017*
(7) Diff_MMGoblMMGtri_A - Diff_MMGoblMMGtri_B	-3,604	28	.001*
(8) Diff_MMGoblMTGtri_A - Diff_MMGoblMTGtri_B	0,961	23	.346
(9) Diff_MMGoblMMGobl_A - Diff_MMGoblMMGobl_B	1,758	25	.091

* signifikante Ergebnisse mit Signifikanzniveau von $\alpha = .05$

Bsp.: MMGtriMTGtri_A = Signalpaarung Trizepsmuskel von A & Trizepssehne von B während A agiert

Standardabweichung. Die Range des Variationskoeffizienten der Differenz der Vor- und Nachläufe reicht von 119 % bis 3232 %. Dies spiegelt die sehr hohe Variation innerhalb der einzelnen Signalpaarungen und zwischen den Probanden wider. Betrachtet man alle Signalpaarungen, so fällt auf, dass die Orientierung der Mittelwerte der Differenzen bei neun von 18 einen Vorlauf aufzeigt und ebenso neun durch einen Nachlauf gekennzeichnet sind.

Betrachtet man jeweils ausgehend vom drückenden Probanden den prozentualen Anteil der Anzahl an Vorläufen an der Gesamtanzahl der einzelnen Oszillationen (Maxima) der drei Messungen eines Messmodus' im Mittel der n = 10 Probanden (Abbildung 43), so erkennt man, dass während Proband A agierte (links) bei fünf von den neun Signalpaarungen das Signal von A einen Vorlauf aufweist, zwei Signalpaarungen verhalten sich mit 50 % zu 50 % ausgeglichen und die restlichen zwei Signalpaarungen zeigen einen Vorlauf von Proband B, der sich im haltenden Modus befand. Betrachtet man analog die Messungen, in denen B den drückenden Modus ausführte (Abbildung 43, rechts), erkennt man ebenso fünf Signalpaarungen, in denen B einen Vorlauf aufweist und vier, bei denen B einen Nachlauf gegenüber dem Signal von A hat, der in diesem Fall den haltenden Modus ausführte.

Im Vergleich des jeweils Drückenden (A bzw. B) fällt auf, dass die höhere Anzahl an Vorläufen in beiden Fällen bei vier Signalpaarungen auftauchen (jeweils Signal des drückenden zum Signal des haltenden Probanden): (1) MMG Mm. triceps brachii zueinander, (4) MTG Trizepssehne vs. MMG triceps brachii, (6) MTG Trizepssehne vs. MMG M. obliquus externus abdominis sowie (7) MMG M. obliquus externus abdominis vs. M. triceps brachii.

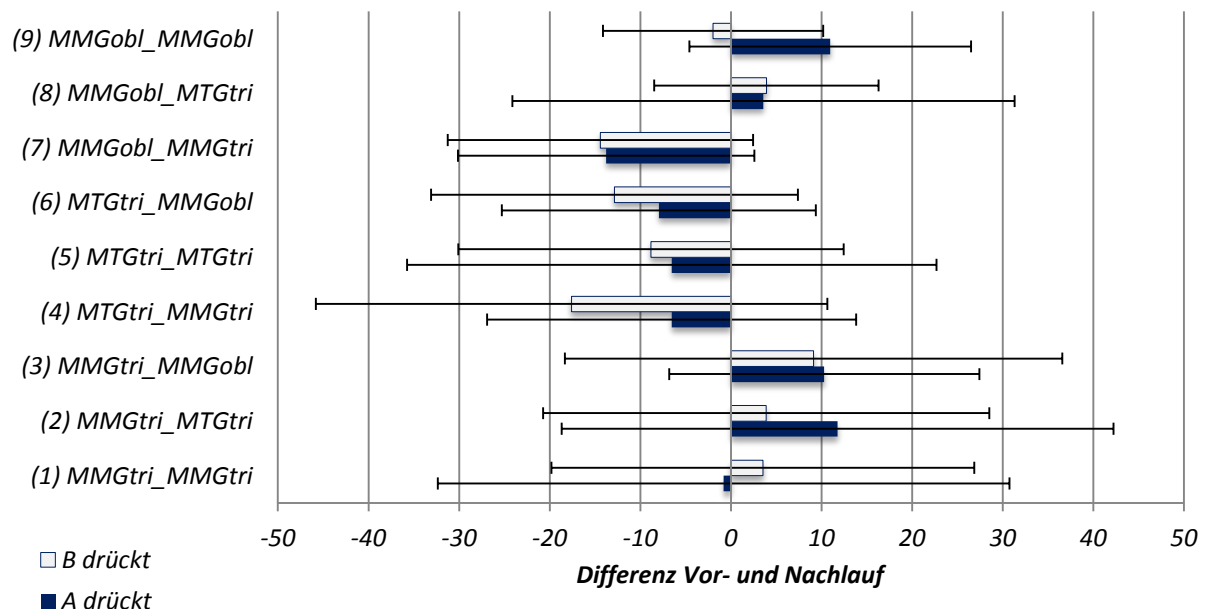


Abbildung 42. Durchschnittliche Differenz zwischen Vor- und Nachlauf der Phasenabstandsberechnung. Abgebildet ist der Mittelwert (\pm SD) der Differenzen der zeitlichen Vor- und Nachläufe der Phasenabstandsberechnung der n = 10 Probandenpaaren aller interpersonellen Signalpaarungen differenziert nach Messort und drückendem Probanden (blau = A drückt, weiß = B drückt). Ist der Wert kleiner Null, so hat das erste Signal einen Vorlauf, ist das Signal größer Null, so hat das erste Signal einen Nachlauf. Das Signal des jeweils Drückenden ist in der Bezeichnung der Signalpaarung stets zuerst benannt.

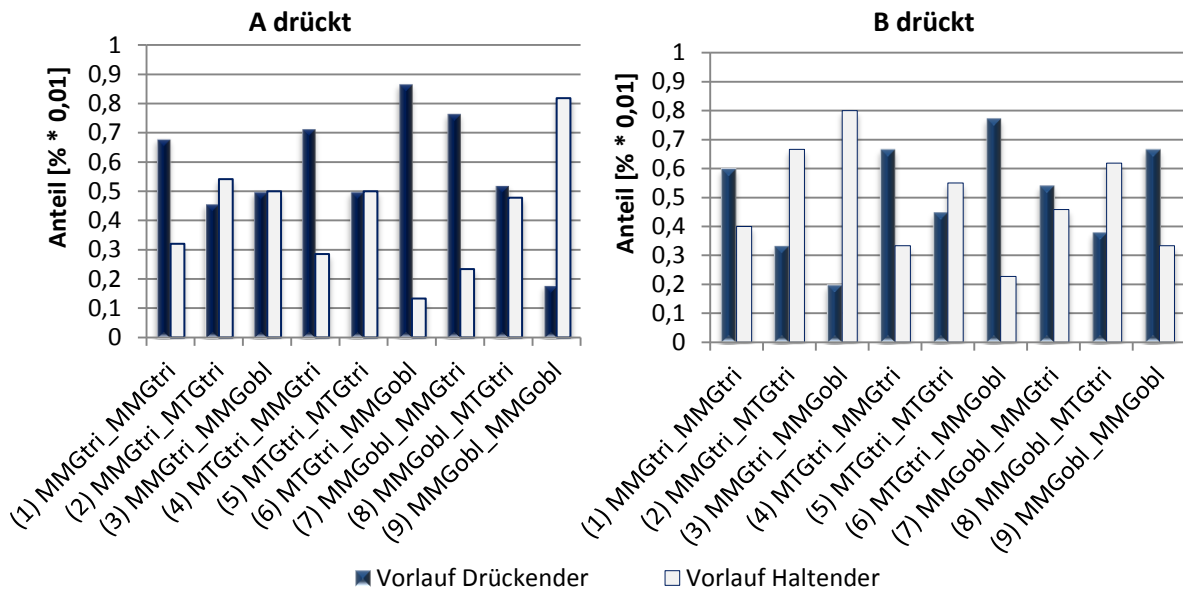


Abbildung 43. Anteil der zeitlichen Vorläufe des jeweils drückenden und haltenden Probanden
Die Balken stellen die Anteile aller Messungen der $n = 10$ Probandenpaare dar, in denen der Drückende einen Vorlauf aufweist (blau) beziehungsweise der Haltende einen Vorlauf (weiß). Differenziert wurde nach den Signalpaarungen.
Links: Anteile während A drückt; Rechts: Anteile während B drückt.

Resümiert man die Ergebnisse der Phasenabstände bezogen auf den Vergleich der beiden Messmodi zeigt sich, dass

- ✓ sich die Differenzen der Vor- und Nachläufe signifikant voneinander unterscheiden;
- ✓ bei vier Signalpaarungen jeweils das Signal des Drückenden einen Vorlauf zeigt – unabhängig davon, ob A oder B den drückenden Modus ausführte.

II.8.3.4 Ein subjektiver Aspekt der Messungen

Nach Aussagen der Probanden wurde die Aufgabe des „Haltenden“ als leichter empfunden als die des „Drückenden“. Zur Erinnerung: Dies war bei den Single-Isometrie-Messungen umgekehrt.

Den Ergebnisteil der Paar-Isometrie-Messungen abschließend, kann man folgende Hauptresultate zusammenfassen:

1. Myofasziale Oszillationen zweier isometrisch interagierender Personen weisen signifikante *Kohärenz* auf. Diese unterscheidet sich signifikant von Zufallspaarungen. Die Dauer der kohärenten Phasen variieren nach Messort und Probandenpaar. Signale der Trizepssehne zueinander zeigen die stärkste und über die Zeit stabilste Kohärenz.

2. Die *Phasenverschiebung* zweier Signale unterscheidet sich zwischen den Paaren und variiert stark. Es konnten jedoch auch auf Grundlage der Clusterbildung der Abstände der Maxima zweier Signale zueinander signifikante Unterschiede der Clustergrößen im Vergleich zu Zufallspaarungen festgestellt werden.
3. Der Vergleich der Amplituden der MOG zwischen beiden *Messmodi Halten und Drücken* ergibt auch hier Hinweise darauf, dass die Signale im drückenden Modus größere Amplituden aufweisen als im haltenden. Für das Signal am Bauchmuskel ist dieses Ergebnis bei den Paar-Isometrie-Messungen signifikant.
4. Weitere Hinweise auf das Vorhandensein von Unterschieden zwischen den beiden Messmodi liefert die Betrachtung des *Ermüdungsverhaltens* während der Ermüdungsmessungen: Hier gibt der Haltende in 77,5 % der Fälle (signifikant) früher nach als der Drückende.
5. Die Phasenabstandsberechnung kann bei bestimmten Signalpaarungen Unterschiede zwischen den beiden Messmodi feststellen und Hinweise darauf geben, welches Signal einen Vorlauf beziehungsweise einen Nachlauf besitzt.

II.9 Interpretation

In der Interpretation erfolgt die Betrachtung der Hauptergebnisse noch größtenteils getrennt. Erst in der Diskussion werden sie dann zusammengeführt, da es teilweise ähnliche Erklärungsansätze für verschiedene Phänomene gibt.

II.9.1 Interpersonelle muskuläre Interaktion

Nach Pikovsky et al. (2003, S. 15) sind Voraussetzungen für die Synchronisation zweier Systeme die Oszillation in den autonomen Systemen sowie die Einteilung des synchronisierten Systems in zwei Subsysteme, die jeweils verschiedene Signale generieren. Die durchgeführten Messungen erfüllen diese Items: Jedes neuromuskuläre System stellt ein autonomes, oszillierendes System dar. Aus der Kopplung beider neuromuskulärer Systeme über ein Interface entsteht eine Interaktion, die gegebenenfalls eine Synchronisation der Oszillationen ermöglicht. Die Ergebnisse sprechen dafür, dass zwei neuromuskuläre Systeme während Interaktion in der Lage sind, sich aufeinander abzustimmen. Um die Resultate bezüglich der Interaktion zweier Signale zu interpretieren, sollen zunächst die Einzelsignale betrachtet werden.

CHARAKTERISIERUNG DER EINZELSIGNALE

Nach dem Literaturstand und auch eigenen Untersuchungen zufolge, oszillieren Muskeln während isometrischer Messungen in einem Frequenzbereich um 10 Hz (Horsley & Schäfer,

1886; McAuley & Marsden 2000; Beck, 2010; Torick, 2011, 2012). Diese grundsätzliche Übereinstimmung der gefundenen Signale mit der Literaturlage spricht für die Validität der eingesetzten Mess- und Auswertetechnik.

Die Paar-Isometrie-Messungen konnten zeigen, dass auch bei Interaktion *beide* neuromuskulären Teilsysteme im bekannten Frequenzbereich schwingen. Die Ergebnisse zeigen im Mittel Frequenzen von 12,39 Hz bis 14,05 Hz. Die myofaszialen Oszillationen verhalten sich bezogen auf ihre Frequenzausprägung demzufolge analog zu den Einzelmessungen. Entsprechend kann die eingangs aufgestellte Hypothese der Paar-Messungen als erfüllt angesehen werden: Muskeln oszillieren auch bei Interaktion im bekannten Frequenzbereich um 10 Hz.

Im Zeitverlauf der Rohsignale ist auffällig, dass auch bezüglich der Amplituden ein An- und Abschwellen zu sehen ist. Während sich das oszillierende Kraftsignal um einen festen Mittelwert bewegt, verhalten sich demnach die Amplituden der Rohsignale nicht stabil, sondern variieren ihre Ausprägung. Dieses Phänomen existiert auch bei den Einzelmessungen. Dies spricht dafür, dass die Regulation der isometrischen Muskelaktion nicht nur über die Frequenz, sondern auch über die Amplitude der Oszillationen gesteuert wird und offenbar durch Variabilität charakterisiert ist.

ABSTIMMUNG ZWEIER PARTNER WÄHREND NEUROMUSKULÄRER INTERAKTION

Es konnte gezeigt werden, dass sich die myofaszialen Oszillationen (zeitgleich auf verschiedenen Frequenzebenen) aufeinander abstimmen können. Dabei unterscheiden sich die kohärenten Phasen in Abhängigkeit von den Signalpaarungen: Die Trizepssehnen zueinander zeigen die zeitlich längste signifikante Kohärenz, die MMG-Signale der Bauchmuskulatur die kürzeste.

Dass die längsten kohärenten Phasen bei den MTG-Signalen der Trizepssehne zu finden sind, könnte auf die räumliche Nähe zum Interface der beiden neuromuskulären Systeme zurückzuführen sein. Außerdem wäre denkbar, dass in der Sehne die Oszillationen aller Muskelfasern zusammenkommen – auch die der anderen Trizepsköpfe, die mittels MMG nicht abgenommen worden sind. Alle drei Köpfe des M. triceps brachii bündeln sich in der Trizepssehne. So ist dort möglicherweise die Wahrscheinlichkeit größer, dass sich eine Übereinstimmung der Oszillationen zwischen beiden Systemen entwickelt als am Caput laterale des Trizeps´.

Auf Basis der Ergebnisse der Wavelet Kohärenz Schätzungen lässt sich resümieren, dass für die n = 10 Paarungen auch die zweite Hypothese als erfüllt angesehen werden kann: Muskeloszillationen zwischen gekoppelten Muskeln beziehungsweise Sehnen zweier

neuromuskulärer Systeme stimmen sich während isometrischer Muskelaktion ab und sind in der Lage, kohärentes Verhalten zu entwickeln.

DER BEGRIFF „SYNCHRONISATION“

Im Allgemeinen ist eine Kohärenz möglich, wenn eine feste Phasenbeziehung besteht. Betrachtet man die Schätzung des Kohärenzspektrums zweier identischer MMG-Signale (Abbildung 44), so erkennt man über den gesamten Zeitverlauf eine Phasenverschiebung von 0 (oben) sowie eine perfekte Kohärenz über den gesamten Frequenzbereich (unten). Da beide Signale identisch sind, kann man sicher gehen, dass sie in Zeit und Frequenz übereinstimmen. In diesem Sinne verhalten sich die Signale synchron.

Überträgt man diese Information auf die Signalpaarungen der Paar-Isometrie-Messungen, so kann man eine hohe Kohärenz der Spektren dahingehend interpretieren, dass die Oszillationen der tendomuskulären Signale in der Lage sind, sich – im Sinne kohärenten Verhaltens – zu synchronisieren. Nach Meinung der Autorin reicht dies aus, um den diskutablen Begriff „Synchronisation“ hier einzusetzen. Im Folgenden wird er stets in diesem Sinne verwendet.

PHASENDIFFERENZ BEI INTERAKTION ZWEIER NEUROMUSKULÄRER SYSTEME

Bezüglich der Phasendifferenz im Cross-Wavelet-Spektrum konnte kein reproduzierbares Muster identifiziert werden. Die Variabilität der einzelnen Paarungen scheint zu groß zu sein.

Das heißt, dass es bei Kopplung zweier neuromuskulärer Systeme keine typischen Phasenabstände zu geben scheint. Nach verschiedenen Autoren ist eine hohe Variabilität allerdings ein Zeichen von physiologischen Prozessen (u.a. Schubert, 2013; Harbourne & Stergiou, 2009). Die Betrachtung des Fallbeispiels (Anhang A3) soll wenigstens für eine Paarung beispielhaft die vollständige Betrachtung der Wavelet Kohärenz und zugehöriger Phasenlage darstellen. Wie bereits

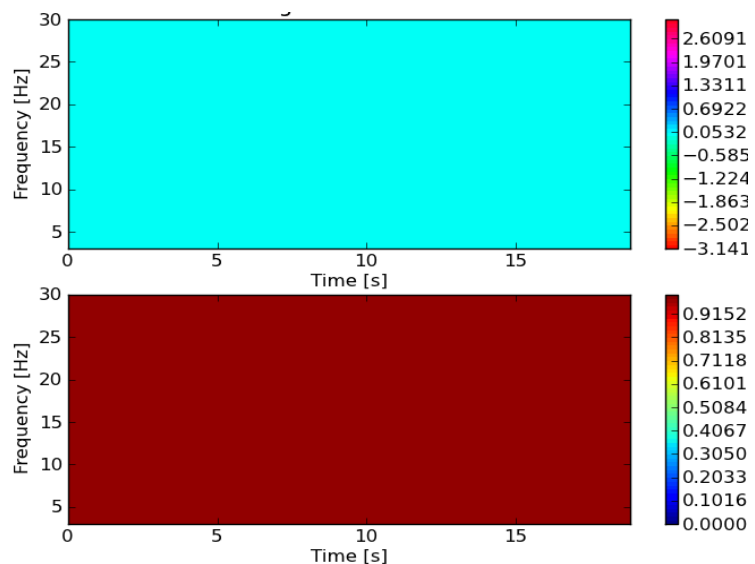


Abbildung 44. Wavelet Kohärenz Spektrum zweier identischer MMG-Signale.

Die Phasenlage (oben) zeigt eine Phasendifferenz von $\Delta\varphi = 0$ und das Kohärenz Spektrum (unten) eine perfekte Kohärenz von 1,0. Da man bei identischen Einzelsignalen davon ausgehen kann, dass sie sich synchron verhalten, spiegelt in diesem Sinne das Wavelet Kohärenz Spektrum die Synchronität zwischen zwei Signalen wider.

angemerkt, ist diese aber für jede Paarung unterschiedlich und kann nicht auf weitere Messungen übertragen werden.

Die signifikanten Resultate der nicht-komplexen Phasenabstandsberechnung bezüglich der Clustergrößen im Vergleich zwischen Mess- und Zufallspaarungen weisen ebenfalls darauf hin, dass ein Abstimmen zwischen den Signalen der beiden neuromuskulären Interaktionspartner stattfindet. Bei Messpaarungen finden sich signifikant größere Cluster mit gleicher Orientierung der Abstände der Maxima als bei Zufallspaarungen.

Mögliche Hinweise auf reproduzierbare Phasenverlaufphänomene während Interaktion liefert die Betrachtung der Vor- beziehungsweise Nachläufe zweier Signale. Da jeweils ein Proband die Aufgabe erhielt, zu drücken – demnach die Interaktion zu initiieren – kann man annehmen, dass dieser Proband bezüglich der myofaszialen Signale im Vergleich zu denen vom Partner – der auf seinen Input reagiert – einen Vorlauf aufweisen müsste. Betrachtet man unter diesem Aspekt die Differenzen des Vor- und Nachlaufs der Phasenabstandsberechnung, so erkennt man vier Signalpaarungen, in denen sowohl während A agiert als auch während B agiert jeweils der Agierende einen Vorlauf hat:

- ✓ MMG M. triceps brachii zueinander,
- ✓ MTG Trizepssehne zum MMG M. triceps brachii
- ✓ MTG Trizepssehne zum MMG M. obliquus externus abdominis
- ✓ MMG M. obliquus externus abdominis zum MMG M. triceps brachii

Demnach zeigt insbesondere das Signal der Trizepssehne des Drückenden zu den Messorten Trizeps sowie Bauchmuskel des Partners den zu erwartenden Vorlauf an. Das könnte dafür sprechen, dass die Kraftapplikation und -initiierung der Interaktion in dieser Messposition besonders durch den Trizeps hervorgerufen und durch seine Sehne als Superposition widergespiegelt wird. Da der M. triceps brachii dieses Phänomen nicht deutlich aufzeigt, wäre es auch hier denkbar, dass nicht allein das Caput laterale des M. triceps brachii involviert ist, sondern ebenso einer oder beide anderen Muskelköpfe.

Als passives Element des M. triceps brachii – vielleicht auch wegen der räumlichen Nähe zur Interaktionsstelle – scheint dementsprechend die Trizepssehne eine Leader-Funktion bei Interaktion der beiden Systeme anzuzeigen.

Eine umfangreiche Betrachtung der Phasenlage für jede Signalpaarung zueinander würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen und führt über die eigentliche Zielstellung hinaus. Außerdem gibt es erste Hinweise darauf, dass keine Systematisierung vorhanden ist – eventuell ist das entscheidende Merkmal in Bezug auf die Phasenlage das Vorhandensein einer großen Variabilität. Möglicherweise wäre eine reproduzierbare Phasenlage zwischen interagierenden myofaszialen Oszillationen eher ein Zeichen für einen pathologischen Zustand des neuromuskulären Systems. Dies wird zu untersuchen sein.

II.9.2 Messmodi Halten und Drücken: Existieren zwei Formen der Isometrie?

FREQUENZAUSPRÄGUNG DER MOG-SIGNALE IM VERGLEICH HALTEN UND DRÜCKEN

In Bezug auf die Frequenzausprägung finden sich bei den Paar- sowie den Single-Isometrie-Messungen keine Unterschiede zwischen den beiden Messmodi Halten und Drücken.

AMPLITUDENVERGLEICH DER MOG-SIGNALE IM VERGLEICH HALTEN UND DRÜCKEN

Betrachtet man die Amplituden der MMG-Signale bei den Paar-Isometrie-Messungen, so kann man zumindest bezüglich des Bauchmuskels signifikante Unterschiede zwischen dem haltenden und dem drückenden Modus feststellen. Dabei ist die Amplitude im drückenden Modus signifikant höher als im haltenden. Bei den anderen Signalen kann kein signifikanter Unterschied festgestellt werden – es existieren lediglich Tendenzen in Richtung der Hypothese, dass der drückende Messmodus durch eine größere Amplitude der myofaszialen Oszillationen charakterisiert ist.

Die Ergebnisse zeigen, dass sich der Modus zumindest auf die Oszillationen des Bauchmuskels auswirkt, auf die anderen möglicherweise tendenziell.

Mögliche Gründe für das Fehlen von signifikanten Ergebnissen beim M. triceps brachii sowie seiner Sehne könnten sein, dass diese in der Nähe der Kopplungsstelle beider Probanden lokalisiert sind und direkt mit der Kraftapplikation zu tun haben. Die Bauchmuskeln müssen für die Stabilisierung der Sitzposition sorgen und sind daher möglicherweise weniger stark von der regulativen Interaktion zwischen beiden Probanden betroffen.

Bei den Single-Isometrie-Messungen waren tendenziell ähnliche, aber weniger deutliche Ergebnisse zu finden. Eine mögliche Erklärung dafür könnte sein, dass die Oszillationen durch das pneumatische System zu stark gedämpft wurden. Dafür spricht, dass das Beschleunigungssignal der Single-Isometrie-Messungen kaum Schwingungen zeigt, während das Signal bei den Paar-Messungen starke Ausschläge aufweist.

Die vorliegenden Ergebnisse sprechen für die Hypothese, können sie aber nicht komplett stützen. Aufgrund der statistischen Sicherung der Hypothese zumindest für die Signale des Bauchmuskels, kann die Hypothese der unterschiedlichen Amplitudenausprägung zwischen den beiden Messmodi zu diesem Zeitpunkt allerdings auch noch nicht verworfen werden. Weitere Untersuchungen werden nötig sein, um dies zu überprüfen. Es wird vorgeschlagen, die Single-Isometrie-Messungen mit einer Hantel (freiem Gewicht) durchzuführen. So würde das Abdämpfen der Oszillationen vermindert und die Interaktion wird ausgeklammert. Somit könnten die Amplituden möglicherweise zwischen den beiden Messmodi noch differenzierter betrachtet werden.

ERMÜDUNGSSCHARAKTERISTIK

Sowohl die qualitativen Ergebnisse der Paar-Isometrie-Messungen als auch die quantitativen der Single-Isometrie sprechen dafür, dass sich die beiden Messmodi in Bezug auf ihr Ermüdungsverhalten unterscheiden. Bei den Paar-Isometrie-Messungen ließ der Haltende in ca. 78 % der Fälle – und somit signifikant – früher nach als der Drückende. Dieses Phänomen war unabhängig davon, welcher der beiden Probanden eine höhere maximale Kraft besaß. Auch die Single-Isometrie-Messungen stützen dieses Ergebnis, da die isometrische Messposition während des Haltens signifikant kürzer eingehalten wurde als während des drückenden Modus.

Demnach kann die Hypothese, ein neuromuskuläres System im haltenden Messmodus gebe auch bei Interaktion früher nach als eines im drückenden, auf Grundlage der hier ausgewerteten Messungen angenommen werden. Welche physiologischen Prozesse dahinter stehen könnten, wird in der Diskussion (Kap. III. 10) besprochen.

Die Ergebnisse der Paar-Isometrie-Messungen bestätigen die Hypothese, dass auch bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme Unterschiede zwischen den Messmodi Halten und Drücken zu finden sind. Diese Ergebnisse sind für die Autorin hinreichend, um die Isometrie in verschiedene Formen zu differenzieren und die Untersuchung derer weiter zu verfolgen.

Aus der Interpretation lassen sich folgende Hauptaussagen und Hypothesen sammeln:

- i. Interagierende neuromuskuläre Systeme sind in der Lage, ihre myofaszialen Oszillationen im Sinne kohärenten Verhaltens aufeinander abzustimmen. Eine besondere Aufgabe scheint dabei in unserem Setting der Trizepssehne zuzukommen.
- ii. Die Phasenlage der kohärenten Bereiche zeigt eine hohe Variabilität zwischen Messungen und Probanden, die möglicherweise ein Zeichen für intakte Systeme ist.
- iii. Es gibt Hinweise darauf, dass während geleiteter isometrischer Interaktion der drückende Partner den haltenden Partner antreibt – im Sinne einer Leader-Follower-Konstellation.
- iv. Es lassen sich Unterschiede zwischen den beiden Messmodi Halten und Drücken identifizieren, die dafür sprechen, dass zwei Formen der Isometrie existieren. (Ermüdungsverhalten, Amplituden der MOG-Oszillationen, Phasenabstände).
- v. Die Anforderungen an das neuromuskuläre System während der beiden isometrischen Messmodi scheinen sich in Abhängigkeit des Partnersystems zu verändern.

Diese Aussagen werden nun mit Bezug auf den aktuellen Literaturstand diskutiert.

III Diskussion

Der Diskussionsteil besteht aus zwei großen inhaltlichen Teilen. Zu Beginn wird – wie schon in der Einleitung zu Teil I – die Frage erörtert, ob überhaupt eine Muskelaktion existiert, die man „isometrisch“ nennen kann. Es wird eine Redefinition dieser vorgeschlagen. Anschließend wird der oszillative Charakter der isometrischen Muskelarbeit thematisiert. Welche Funktion könnten die Oszillationen haben und wie entstehen sie? Dies mündet in die Diskussion zur Hypothese der zwei Formen der Isometrie, die durch die Resultate der durchgeführten Teilstudien gestützt wird.

Im zweiten Teil geht es um die in dieser Arbeit postulierte Fähigkeit der neuromuskulären Systeme, ihre myofaszialen Oszillationen bei interpersoneller isometrischer Interaktion aufeinander abstimmen zu können. Dies beinhaltet ebenso die Beobachtung, dass während isometrischer Interaktion zweier Personen eine Leader-Follower-Konstellation entstehen kann. Ein mathematisches Modell soll diese Annahme untermauern.

Den inhaltlichen Teil abschließend, werden das subjektive Empfinden der Probanden während der Messungen sowie die Studienmethoden kritisch betrachtet.

In der nachfolgenden Diskussion muss stets gewärtig bleiben, dass das MMG lediglich die zum Muskelbauch orthogonale Schwingung der Hautoberfläche erfasst. Dies ist zunächst nicht gleichzusetzen mit der Kraftentfaltung des Muskels. Jedoch sind diese Oszillationen Äußerungen der Muskelaktivität. Die physiologische Bedeutung dieser Schwingungen ist noch als ungeklärt anzusehen, obgleich hierzu einige Hypothesen vorliegen. Ob die oberflächlich gemessenen mechanischen Oszillationsmuster dem tatsächlichen Verhalten der kontraktiven Strukturen und somit des neuromuskulären Systems entsprechen, bleibt allerdings noch zu eruieren. Dem jetzigen Stand entsprechend wird angenommen, dass die Mechanooszillografie-Signale die mechanischen Bewegungen der Muskelfasern beziehungsweise Sehnen reflektieren.

III.10 Existiert die isometrische Muskelaktion?

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse stellt sich zunächst die Frage, wodurch Isometrie eigentlich charakterisiert ist. Der Definition zufolge ist isometrische Muskelaktion dadurch gekennzeichnet, dass im Muskel eine Spannungsänderung ohne eine Änderung der Länge vollzogen wird. Betrachtet man diese Aktionsform aber genau, so findet man, dass sich die Länge – wenn auch minimal – fortwährend ändert. In all unseren Untersuchungen zeigten sich oszillative mechanische Phänomene. Diese werden bei der Messung der (Reaktions-) Kraft, der Beschleunigung der Extremität und des MMGs sichtbar. Das würde aber bedeuten,

dass Isometrie im Sinne der Definition nicht existiert. Doch wie lässt sich die Muskelaktion, in der lediglich minimale Bewegungen um einen Längenmittelwert stattfinden, charakterisieren?

III.10.1 Proposition einer Redefinition der isometrischen Muskelaktion

Alle nachfolgenden Äußerungen sind als Vorschlag zu werten und zu diskutieren.

Betrachte man die Wortherkunft des Begriffs „Isometrie“: Das Präfix „iso“ entspricht dem griechischen „isos“ und bedeutet „gleich“, der Wortstamm „-metrie“ (griech.: metria) steht für das „Maß“. Dem Begriff folgend, haben wir also bei isometrischer Muskelaktion eine Aktionsform gleichen Maßes. Bezogen auf Makro-Bewegungen mag dies zutreffend sein. Bezieht man aber die feinen Oszillationen mit ein, die während dessen stattfinden, so erscheint der Begriff unpassend. Vieles spricht dafür, dass es tatsächliche Isometrie im Wortsinne nicht gibt. Wenn sich dies sichern ließe, wäre der Begriff konsequenterweise in wissenschaftlichen Kontexten zu verwerfen.

Stattdessen findet sich ein regelhafter Wechsel von verkürzenden und verlängernden Phasen. Muskuläre Oszillationen setzen sich offenbar aus periodisch wechselnder Konzentrik und Exzentrik zusammen. Bezieht man diese oszillativen Bewegungen mit ein, bleibt die Länge nur *annähernd* gleich, also ähnlich. Daher wird hier vorgeschlagen, dass der Begriff „Isometrie“ durch „Homöometrie“ ersetzt wird. „Homöo“ bedeutet ähnlich bzw. gleichartig (griech.: homoĩos). Damit würde berücksichtigt werden, dass während dieser Muskelaktion zwar keine Makro-Bewegungen stattfinden, aber oszillative Bewegungen im Millimeter-Bereich existent sind.

Aus dieser neuen Begriffsdefinition kann man noch nicht auf die Muskelaktionen der beiden Messmodi schließen, die in dieser Arbeit eingesetzt wurden. Aufgrund der Ergebnisse sieht die Autorin die Notwendigkeit, auch diese – als haltender und drückender Messmodus gekennzeichneten Formen – zu definieren. Da während beider Formen keine Makro-Bewegungen stattfinden, werden sie der Homöometrie zugeordnet.

Demnach wird auf Grundlage der Ergebnisse der hier durchgeführten Studien postuliert, dass die neu definierte Homöometrie aus zwei Formen besteht:

1. Die **Haltende Homöometrie** oder **Holding Homoemetry (HH)**. Diese Muskelaktion entspräche der im haltenden Messmodus.
2. Die **Drückende Homöometrie** oder **Pushing Homoemetry (PH)**. Diese Muskelaktion entspräche der im drückenden Messmodus.

Weitere Studien werden nötig sein, um die Existenz der postulierten beiden Formen weiter zu untersuchen, für die einige Ergebnisse dieser Arbeit sprechen. Unter der Annahme, dass diese existieren, sind Überlegungen anzuführen, wie diese im Konstrukt der Arbeitsweisen

der Muskulatur weiter einzuordnen sind. Zunächst werden aber Erklärungsmöglichkeiten und potenzielle Entstehungsmechanismen der myofaszialen Oszillationen thematisiert, die für die Homöometrie charakteristisch sind.

III.10.2 Erklärungsansätze für den oszillativen Charakter der Homöometrie

Im vorangegangenen Abschnitt wurde behauptet, es gäbe keine Isometrie, sondern vielmehr einen ständigen Wechsel zwischen exzentrischen und konzentrischen Phasen, also Oszillationen. Doch welchen physiologischen Sinn könnte dieses Arrangement haben?

Betrachtet man einen Muskel im angespannten Zustand, kann man zunächst feststellen, dass er unter relativ hohem Druck steht: Die Muskelmasse verhärtet sich. Es erhebt sich die grundsätzliche Frage, wie in einem Areal, das unter solchem Druck steht, überhaupt Substrattransport und -austausch möglich ist, sodass die Versorgung der Muskelzelle gesichert werden kann. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass dazu die Oszillationen erforderlich sind.

Hierüber lassen sich zwei Ansätze generieren. Erstens ist bezüglich des Austauschs zwischen Zelle und Interstitium davon auszugehen, dass auf Mikroebene zunächst der Druck in der Muskelzelle generiert wird (durch deren Anspannung). Dieser wird – vermutlich mit einem kurzen Delay – auf die Umgebung übertragen. Dies vorausgesetzt, würde sich das für einen sehr kurzen Moment auch auf die Partialdrücke der beteiligten Substrate auswirken und möglicherweise deren osmotischen Transport begünstigen (sofern der Transport nicht von Carriern abhängig ist). Das hieße, die Substrate würden während des relativen zellulären Druckanstiegs aus der Zelle heraus und während des relativen Druckabfalls in die Zelle hinein befördert. Nach Juel (2004, S. 158) erfolgt der Laktat-Transport immer absteigend und hängt lediglich von der Richtung des Laktat-Gradienten ab.

Zweitens könnten diese Druckwellen auch den Stofftransport innerhalb des Interstitiums oder in der Zelle selbst unterstützen. Diese Annahme wird dadurch unterlegt, dass die muskuläre Oszillation wohl nicht ungerichtet stattfindet, sondern sich wellenförmig auszubreiten scheint. Dafür sprechen die Ergebnisse von MMG-Mappings, bei denen die Oszillationen nicht gleichmäßig den gesamten Muskel erfassen, sondern sich quer zur Faserrichtung ausbreiten. So zeigten Cescon et al. (2008) mittels eines 13-teiligen, auf Beschleunigungssensoren basierten MMG-Mappings in Längs- und Querrichtung zu den Muskelfasern des M. tibialis anterior, dass die Peaks der in Faserrichtung angeordneten Sensoren zeitgleich auftraten, die der transversal angeordneten Sensoren jedoch nacheinander. Letzteres spricht für ein wellenförmiges Ausbreiten der Myo-Oszillation quer zum Muskelbauch und damit entlang benachbarter Fasern (S. 873-874). Ein solches Verhalten ist physikalisch nur mit dem Vorhandensein von Druckwellen innerhalb des

Muskels vereinbar, was wiederum bedeutet, dass zu einem bestimmten Zeitpunkt Druckgefälle im Muskel auftreten. Sich solcherart ausbreitende Druckwellen sind geeignet, den intramuskulären Stofftransport – sowohl intrazellulär, extrazellulär als auch intravasal – zu unterstützen.

Die Funktion der Myo-Oszillationen während homöometrischer Muskelaktion könnte dementsprechend darin liegen, trotz hohen intramuskulären Drucks durch Druckwellen den Stoffaustausch und -transport zu unterstützen.

III.10.3 Entstehungsmechanismen der Oszillationen in neuromuskulären Systemen

Verschiedene Forscher (u.a. Burkhardt, 2006; Paus et al., 2001; Basar & Schurmann, 1996) konnten zeigen, dass Neuronen im motorischen Kortex Oszillationen unter anderem um circa 10 Hz aufweisen. Andere Autoren stellten in diesem Frequenzbereich die Synchronisation der Feuerungsrate zwischen motorischen Einheiten via EMG fest (u.a. Farmer et al., 1993a, Semmler et al., 2002, Kakuda et al., 1999). Ferner zeigten Untersuchungen der mechanischen Bewegungen muskulärer Strukturen via MMG, dass myofasziale Oszillationen ebenso in einem Bereich um 10 Hz schwingen. Es erscheint naheliegend zu vermuten, dass die kortikalen Oszillationen im α -Bereich die 10 Hz Oszillationen der Feuerungsrate der motorischen Einheiten sowie schließlich auch die mechanischen myofaszialen Oszillationen generieren. McAuley & Marsden (2000) befassten sich in ihrem Review mit der Hypothese, dass die motorische Aktivität – in Form eines physiologischen Tremors – durch die 10 Hz

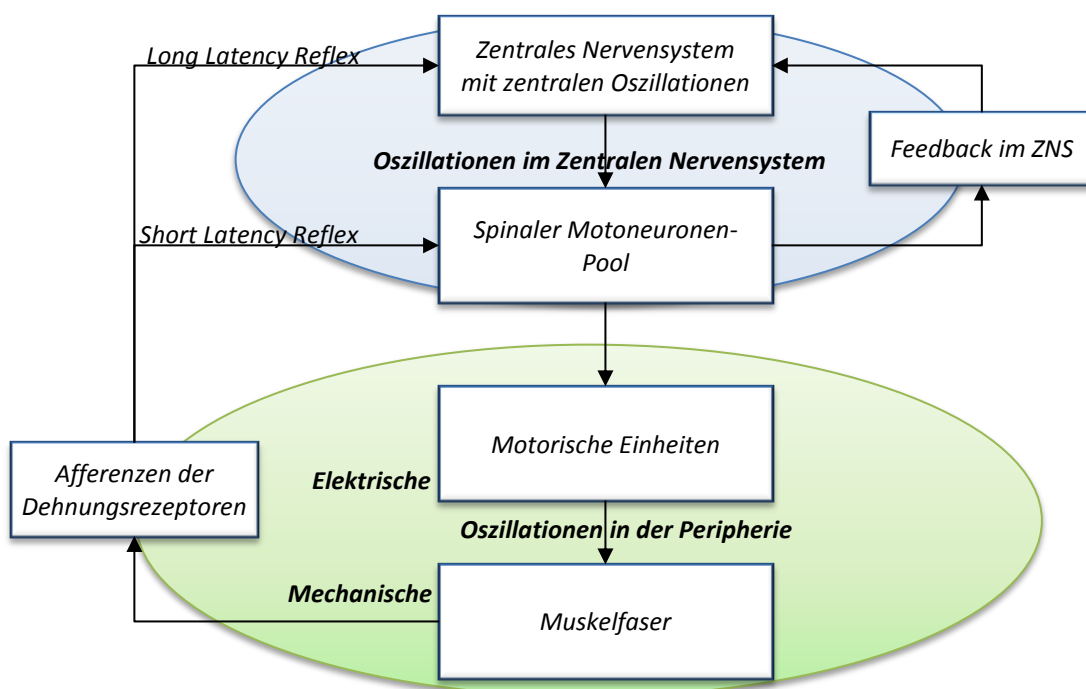


Abbildung 45. Ebenen der Entstehungsmöglichkeiten der 10 Hz-Oszillationen im neuromuskulären System (modifiziert nach McAuley & Marsden, 2000, S. 1548).

Oszillationen des Gehirns ausgelöst und kontrolliert wird (Abbildung 45). Jedoch führten diese Autoren keine Studien an, in denen eine Synchronisation zwischen den 10 Hz Oszillationen des Motorkortex und denen des physiologischen Tremors entdeckt wurde. Sie postulierten ferner, dass der Ursprung der 10 Hz Oszillationen des Muskeltrémors auch im H-Reflex (Short Latency Reflex) liegen könnte (vgl. dazu Abbildung 45).

Tass et al. (1998) sowie Rathjen et al. (2002) berichteten allerdings von signifikanter Kohärenz zwischen den kortikalen und elektrischen muskulären Oszillationen in den Bereichen um 10 Hz. Dies würde die erste Hypothese von McAuley & Marsden (2000) stützen. Nach eigener Literaturrecherche erfolgte noch keine Untersuchung der Kohärenz zwischen myofaszialer Oszillation via MMG und kortikaler neuronaler Schwingung. Möglicherweise könnten damit weitere Hinweise für eine Synchronisation identifizierbar sein.

Die Funktion der kortikalen Rhythmen ist noch weitgehend unbekannt. Neuere Untersuchungen haben aber gezeigt, dass die Oszillationen innerhalb des zerebralen Kortex beziehungsweise Hirnstamms eine wichtige Rolle bezüglich der korrelierten Entladung der Motoneuronen während willkürlicher isometrischer Aktivität spielen (Conway et al., 1995; Salenius, Portin, Kajola, Salmelin, Hari, 1997; Salenius & Hari, 2003; Halliday et al., 1998; Feige et al., 2000). Des Weiteren führen diverse Studien an, dass unterschiedliche Bewegungsaufgaben verschiedene Ausprägungen der Oszillationen des Gehirns nach sich ziehen (u.a. Toro et al., 1994, Leocani, Toro, Manganotti, Zhuang & Hallett, 1997, Murthy & Fetz, 1996; Schmied, Pagni, Sturm & Vedel, 2000). Semmler et al. (2002) schließen aus ihren Forschungsergebnissen, dass das Nervensystem unterschiedliche Strategien verfolgt, um die verschiedenen Muskelaktionen durchzuführen. Dabei war die Synchronisation zwischen den motorischen Einheiten bei Exzentrik am größten, während es bei Verkürzung signifikant unwahrscheinlicher war, dass eine synchrone Entladung stattfand.

Die eigene Literaturrecherche zu Grunde legend konnte – im Sinne von McAuley & Marsden (2000) – noch nicht mit Sicherheit gezeigt werden, dass die muskuläre Oszillation durch Schwingung der Neuronen im Kortex generiert und gesteuert werden. Die Hypothese, myofasziale Oszillationen entstünden supraspinal, wird allerdings weiter durch Untersuchungen an Patienten mit verschiedenen Pathologien gestützt. Datta, Farmer & Stephens (1991) zeigten, dass die Synchronisation motorischer Einheiten nach einem Schlaganfall herabgesetzt ist. Analoge Ergebnisse fanden Forschergruppen um Baker (1988) und Farmer (1993a) bei Patienten mit fehlendem sensorischen Feedback. Aufgrund der pathologischen Veränderung im Gehirn und der offenbar dadurch herabgesetzten Synchronisation motorischer Einheiten wird nach diesen Autoren die Annahme gestützt, dass die Generierung und Steuerung der myofaszialen Oszillationen durch den Kortex geregelt ist.

Weitere Hinweise auf eine supraspinale Steuerung der myofaszialen Oszillationen liefern Untersuchungen von Patienten mit neurodegenerativen Erkrankungen wie Morbus Parkinson oder von Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma. Bei pathologischen Zuständen oder Beschädigungen des ZNS kann sich die muskuläre Steuerung verändern. So stieg z.B. die Amplitude des MMG-Signals beziehungsweise die Frequenz der Oszillationen variierte, indem zusätzlich zu denen um 10 Hz in Frequenzbereichen um 5 Hz ein harmonisches Frequenzband identifiziert werden konnte (u.a. Marusiak, Jaskólska, Kiesel-Sajewicz, Yue & Jaskólski, 2009a¹⁴, Torick, Behnke, Schaefer, Lehmann & Bittmann, 2013a).

Ob sich umgekehrt dazu möglicherweise bei traumatischer Beschädigung der Muskeln oder degenerativen Muskelerkrankungen die myofaszialen Oszillationen verändern und in Folge der Pathologie auch die Schwingungen der Neuronen im Kortex, wäre zu eruieren.

Aus diesen Überlegungen lassen sich möglicherweise Ansätze für non-invasive Diagnostik mittels MMG ableiten. Denkbar wäre eventuell auch die Entwicklung von potenziellen Therapieverfahren, um neurodegenerativen Erkrankungen entgegenzuwirken. Beispielsweise könnte man versuchen, durch adäquate mechanische Stimulation der Muskelfasern auf afferentem Weg die sensorischen Hirnareale mit physiologischen Frequenzen zu stimulieren, in dem Bestreben, dass diese dann in die motorische Steuerung implementiert werden. Die Intention besteht dabei darin, die möglicherweise motorisch relevanten zerebralen alpha-Wellen zu unterstützen.

Auf Grundlage der Hypothese, die myofaszialen Oszillationen würden supraspinal gesteuert, werden nun die beiden postulierten Formen der Homöometrie in ein Theoriekonstrukt eingebunden.

III.10.4 Erklärungsansätze für die Hypothese der zwei Formen der Homöometrie

Die Ergebnisse der präsentierten Teilstudien haben gezeigt, dass bei zwei unterschiedlichen Messmodi mit gleicher submaximaler Intensität sowie der gleichen Messposition differente Resultate entstehen.

Insbesondere durch das Ermüdungsverhalten, aber durchaus auch mittels Amplitudencharakteristik der Mechanooszillografie-Signale lassen sich Unterschiede zwischen den beiden Modi differenzieren. Hinzu kommt die unterschiedliche subjektive Einschätzung der Probanden bei Durchführung des haltenden beziehungsweise drückenden Modus'. Bezüglich der Frequenzausprägung fanden sich keine Unterschiede zwischen den Messmodi. Dies stützt Ergebnisse anderer Studien, in denen via EMG kein Unterschied in der Frequenzausprägung zwischen den beiden isometrischen Messmodi vorhanden

¹⁴ Nur Abstract verfügbar

waren (Semmler et al., 2002; Garner et al., 2008). Die Schlussfolgerung der Autoren, dass daher nicht zwischen zwei Formen der Isometrie differenziert werden kann, ist nach Meinung der Autorin voreilig.

Die gefundenen Unterschiede zwischen den beiden Messmodi bedeuten, dass – obgleich der Muskel in Dynamik und Kinetik die gleiche Aufgabe hat – während Homöometrie die Messmodi „Halten“ und „Drücken“ Einfluss auf die Ausprägung des neuromuskulären Outputs haben.

Wie bereits beschrieben, konnten – abgesehen von den Studien von Garner et al. (2008) sowie Semmler et al. (2002) – keine Untersuchungen zu Formen der Isometrie (den Formen der Homöometrie) gefunden werden. Um für potenzielle Erklärungsansätze möglicherweise die Studien zur Exzentrik und Konzentrik zu nutzen, müsste man bei der Einordnung der Homöometrie noch weiter gehen.

Auf Grundlage der Hypothese, die zerebralen motorischen Zentren steuern die myofaszialen Oszillationen, wird postuliert, dass die Entscheidung, welche Muskelaktion wie ausgeführt werden soll – und damit zumindest ein Teil der Steuerungsprozesse – auch supraspinal ablaufen. Insbesondere die Studie von Grabiner et al. (1995; zitiert nach Enoka, 1996, S. 2342) – in der eine a priori Aktivierung im ZNS unterschiedliche Magnituden der Muskelaktivierung via EMG nach sich zog – spricht dafür. Bei den hier durchgeführten Messungen waren die Probanden angehalten, im haltenden Modus der äußeren Kraft zu widerstehen und im drückenden Messmodus gegen den Widerstand zu agieren – quasi in Richtung Konzentrik, jedoch ohne zu überwinden. Wäre es denkbar, dass die beiden Homöometrie-Formen lediglich durch die unterschiedliche kortikale Voraktivierung ihre Differenzierung erhalten, welche sich dann in unterschiedlichen Ausprägungen in der Peripherie widerspiegelt?

Auf Basis dieser Überlegungen wird angenommen, dass die gefundenen Unterschiede zwischen Halten und Drücken möglicherweise mit Mechanismen zusammenhängen, die auch bei Konzentrik beziehungsweise Exzentrik ablaufen. Daher wird die Hypothese aufgestellt, dass die Steuerungsprozesse der haltenden Homöometrie denen der Exzentrik ähneln beziehungsweise die der drückenden Homöometrie denen der Konzentrik.

Um die Diskussion zu den supponierten Homöometrie-Formen und deren Kennzeichen zu führen, könnten dementsprechend die unterschiedlichen Mechanismen der konzentrischen sowie exzentrischen Muskelaktion (vgl. dazu Kap. I.4) betrachtet werden. Möglicherweise kann so ein Theoriekonstrukt für diese Aktionsform gebahnt werden. Da einige der nachfolgend dargestellten Beobachtungen bei in-vitro- und Tier-Untersuchungen gemacht

wurden, muss stets die Übertragbarkeit dieser auf das in-vivo Verhalten der Muskelfasern im Menschen kritisch bedacht werden.

Das deutlichste Ergebnis bezüglich des Unterschieds zwischen den beiden Homöometrie-Formen war das Ermüdungsverhalten. Im drückenden Modus konnten die Probanden die Position signifikant länger stabil halten als im haltenden.

WOHER KOMMT DIE SCHNELLERE ERMÜDUNG IM HALTENDEN MESSMODUS?

Betrachte man zunächst mögliche Ermüdungsformen (nach Weineck, 2004, S. 582). Eine Ermüdung des ZNS sowie aufgrund von verminderter Hormonproduktion kann wegen der kurzen Messdauer ausgeschlossen werden. Eine synaptische Ermüdung wird als eher unwahrscheinlich eingeschätzt, da erstens auch dafür die Messdauer zu kurz ist. Zweitens haben diverse Studien gezeigt, dass die EMG-Aktivität im exzentrischen Modus geringer ist (u.a. Baudry et al, 2007; Christou et al., 2003, Fang et al., 2001). Auf Grundlage der Vermutung, dass die haltende Homöometrie der Exzentrik näher ist, würde auch das gegen eine schnellere synaptische Ermüdung sprechen.

Es bleiben metabolische Ermüdungserscheinungen in der Muskelfaser. Hier wären zwei Möglichkeiten denkbar: Erstens eine durch Substratmangel erzeugte Ermüdung. Diese ist aufgrund der Dauer und Intensität bezüglich anaerober Substrate unwahrscheinlich, da sie in der Muskelzelle hinreichend vorrätig sind. In Bezug auf die Sauerstoffversorgung wäre diese Ermüdungsform denkbar, da die Kapillare zusammengepresst werden. Nach Mense (1999, S. 10) kann ab 5 – 30 % der MVC (je nach Muskel) durch Komprimierung der eigenen Blutgefäße eine Ischämie entstehen. Bei der hiesigen (im bisherigen Sinne) isometrischen Intensität von 80 % der MVC, aber eher kurzen Dauer der Beanspruchung, dürfte jedoch der aerobe Anteil der Energiebereitstellung minimal sein. Somit wäre eine Ermüdung aufgrund von Sauerstoffmangel auch eher unwahrscheinlich.

Zweitens wäre aber eine Übersäuerung in Folge von Laktatakkumulation denkbar. Sowohl die Komprimierung der Kapillare als auch die Übersäuerung müssten aber theoretisch beim haltenden und beim drückenden Modus identisch sein, da bei beiden die gleiche Intensität abgefordert wird. Wie lassen sich die hier gefundenen unterschiedlichen Ergebnisse zwischen haltendem und drückendem Modus also erklären?

Bleibe man bei der Hypothese, dass die haltende Homöostase den Steuermechanismen der Exzentrik und die drückende Homöostase diesbezüglich der Konzentrik entspricht. Da nach der Literaturlage während Exzentrik weniger Laktat produziert wird als bei Konzentrik, würde dies auf den ersten Blick gegen die aufgestellte Hypothese sprechen.

Jedoch ist weiterhin bekannt, dass die EMG-Amplitude während Konzentrik höher ist als während Exzentrik (vgl. dazu u.a. Baudry et al, 2007; Christou et al., 2003, Fang et al.,

2001). Nach Dalton & Stokes (1991) verhält sich die Amplitude der mechanischen Muskelaktivität am *M. biceps brachii* analog. Auch die Ergebnisse der durchgeführten Teilstudien haben Hinweise dahingehend geliefert, dass die Amplituden der mechanischen Oszillationen im drückenden Modus höher sind als im haltenden. Nehme man also an, dass die Ermüdungsresistenz und die Amplitude der mechanischen Muskelschwingung zusammenhängen. Wie bereits beschrieben, liegt die Ermüdung eventuell auf der metabolischen Ebene im Bereich der Übersäuerung. Schnellere laktazide Ermüdung spricht für eine steiler ansteigende Konzentration saurer Stoffwechselprodukte in der Zelle. Die oben beschriebene hypothetische Förderung des Stoffaustausches durch Oszillationen könnte hier wirksam werden. Denkbar wäre, dass durch die (hier gefundenen) vergleichsweise stärkeren Schwingungen im drückenden Modus der Substratfluss zwischen Zelle und Interstitium sowie innerhalb dieser Räume begünstigt wird. Somit würde im Umkehrschluss das Laktat im haltenden Modus schlechter abtransportiert werden und sich verstärkt ansammeln – der Muskel würde früher ermüden und nachgeben. Obgleich die Laktatbildung im durch Exzentrik geprägten haltenden Modus möglicherweise vermindert ist, wäre das Verhältnis aus Bildung und Abtransport von Laktat beim haltenden Modus ungünstiger.

Insbesondere bei den Single-Isometrie-Messungen war eindrucksvoll sichtbar, wie die Messposition der haltenden Homöostase nicht so lange stabil eingehalten werden konnte wie die im drückenden Modus. Nach jedem Weggewinn des Zylinders (und somit kurzzeitigen Verlängerung des Muskels), konnte die Position bei gleicher Kraft und nur leicht verändertem Ellbogenwinkel wieder temporär stabil eingehalten werden – statische Phasen im Ausmaß derer während drückender Homöostase waren dennoch nicht identifizierbar. Eine Erklärung für das erneute Beibehalten der stabilen Position nach dem ruckartigen Abweichen im Sinne einer intensiven Einzelschwingung könnte sein, dass durch das kurze Nachlassen der Muskelspannung der Stoffaustausch und -transport vorangetrieben und so das metabolische Milieu kurzzeitig verbessert wurde. Dies könnte mit der „Abreiß-Theorie“ nach Flitney & Hirst (1978) (vgl. dazu auch Enoka, 1996; Linari et al., 2003) einhergehen, nach der die Filamente während exzentrischer Muskelaktion voneinander abreißen. Die eventuell größere Homogenität und der potenziell geringere Stoffaustausch während der haltenden Homöometrie könnten der Grund dafür sein, dass die Spannung nicht mehr aufrechterhalten werden kann. Eventuell lassen sich dadurch die ruckartigen Bewegungen während des haltenden Messmodus´ erklären.

Weitere Untersuchungen werden nötig sein, um z.B. die Laktatausschüttung während der postulierten Homöometrie-Formen zu untersuchen. Des Weiteren muss eruiert werden, ob sich die hier – teilweise nur tendenziellen – Ergebnisse bezüglich Unterschiede der Amplitudenausprägung der Messmodi halten lassen.

Zu der Fragestellung, ob es zwei Formen der Homöometrie gibt, finden wir starke Hinweise für deren Existenz, die sicherlich noch durch weitere Studien zu stützen oder zu entkräften sein werden. Von der Bestätigung der zwei Formen ausgehend, ergibt sich ein möglicher Interpretationsansatz, nach dem den beiden Homöometrie-Formen ähnliche neurophysiologische Mechanismen wie bei Exzentrik beziehungsweise Konzentrik zugrunde liegen könnten.

Als alternative Interpretationsmöglichkeit wäre denkbar, dass beide Formen komplett eigenständige Muskelaktionen darstellen oder Ermüdungsmechanismen greifen, die bisher nicht ins Auge gefasst wurden.

Weitere Untersuchungen werden nötig sein, um die hier supponierten Homöometrie-Formen weiter zu erforschen und damit gegebenenfalls eine Einordnung derer in das bisherige Konstrukt der Muskelaktionen zu ermöglichen. Davor oder im Zuge dessen bedarf es allerdings auch einer Diskussion über die hier eingeführte Homöometrie als Ersatzdefinition für die bekannte isometrische Muskelaktion.

III.11 Interpersonelle Interaktion – Das Synchronisationsphänomen

Die Ergebnisse der interpersonellen Messungen sprechen dafür, dass die myofaszialen Oszillationen zweier statisch interagierender neuromuskulärer Systeme kohärentes Verhalten zeigen und sich in diesem Sinne synchronisieren können.

Doch welche Erklärungsansätze gibt es für dieses beobachtete Phänomen? Theoretisch wären folgende vier Möglichkeiten denkbar:

- 1.) Die Kohärenz ergibt sich aus einem Leader-Follower-Verhältnis. Das heißt der eine treibt den anderen an und der andere folgt diesem.
- 2.) Beide Partner einigen sich auf einen neuen Rhythmus. Nach Pikovsky et al. (2003) kann sich die Interaktionsfrequenz bei bilateraler Interaktion zwischen den Teilfrequenzen einpendeln.
- 3.) Es besteht eine einseitige Kopplung, bei der ein System keinerlei Reaktion entgegenbringt und eine reine Master-Slave-Kopplung vorhanden ist.
- 4.) Zuletzt muss man auch die Möglichkeit ins Auge fassen, dass die Ergebnisse möglicherweise durch Messartefakte generiert wurden.

Fälle drei und vier kann man von vornherein ausschließen. Da beide Interaktionspartner als neuromuskuläre Systeme definitiv aktive Systeme darstellen, kann man eine Master-Slave-Kopplung ausschließen. Messartefakte kann man aufgrund des Vergleichs zwischen Mess- und Zufallspaarungen – der signifikante Unterschiede ergab – ebenso ausklammern. Es bleiben die ersten beiden Fälle, die in die nachfolgende Diskussion eingehen.

III.11.1 Kohärenz der myofaszialen Oszillationen bei Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme

Die Ausführungen in den vorangegangenen Kapiteln machen deutlich, dass die Arbeitsweise innerhalb eines neuromuskulären Systems unter anderem durch synchronisierte Oszillationen gekennzeichnet ist. Dass diese durch Kopplung zweier neuromuskulärer Systeme in Kohärenz münden, spricht dafür, dass sich die beiden neuromuskulären Subsysteme zu einem übergeordneten System zusammenschließen können. Ein solches Komplementärsystem würde sehr hohe Anforderungen an die sensomotorische Funktionalität der beteiligten neuromuskulären Systeme stellen. Nach Glass (2001) sind physiologische Oszillationen generell in der Lage, sich mit adäquaten internen oder externen Stimuli zu synchronisieren. Er bezieht sich hauptsächlich auf die Herzrate, den Zellfluss oder ähnliches. Hier wird vermutet, dass dies auch für die mechanischen Myo-Oszillationen gilt.

In dem vorgestellten Setting wäre es denkbar, dass der drückende Partner diesem externen Stimulus entspricht und der Haltende lediglich auf den Input reagiert. Dies würde für eine Leader-Follower-Konstellation sprechen – in dem Sinne, dass der Drückende als Leader, der Haltende als Follower fungiert. Denkbar wäre, dass sich die Leader-Follower-Konstellation phasenweise bildet, wieder verliert und neu findet – gegebenenfalls chaotisch verläuft. Dafür würden auch die Ergebnisse der Phasenabstandsberechnungen sprechen. Dennoch wäre der oben deklarierte zweite Fall, dass eine bilaterale Interaktion stattfindet, nach wie vor denkbar. Die Modellierung durch ein mathematisches Modell soll diese beiden Fälle später weiter differenzieren. Hier folgen zunächst weitere Überlegungen bezüglich des Synchronisationsphänomens.

Es stellt sich die Frage, ob bei Interaktion intakter Systeme nicht nur die mechanischen myofaszialen Oszillationen kohärentes Verhalten zeigen, sondern ob sich gegebenenfalls auch die Feuerungsrate der motorischen Einheiten sowie die Oszillationen des Motorkortex zwischen zwei interagierenden Personen abstimmen können. Müller, Sängler & Lindenberger (2013) konnten zeigen, dass sich während gemeinsamen Gitarrenspiels im Duett (insgesamt $n = 13$) die Oszillationen im Gehirn synchronisieren können. Man kann annehmen, dass durch eine direkte körperliche Kopplung – also während muskulärer Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme – dieses Phänomen auch zu finden sein könnte.

Es ist davon auszugehen, dass Schwingung die Arbeitsweise der neuromuskulären Systeme auch bei Interaktion kennzeichnen und diese in der Lage sind, kohärentes Verhalten zu zeigen. Die Phasenlage während der kohärenten Intervalle scheint bei Betrachtung aller Probandenpaarungen so variabel zu sein, dass keine einheitliche Aussage über diese zu treffen ist. Mehrere Autoren beschreiben, dass intakte biologische Systeme durch eine hohe Variabilität gekennzeichnet sind (u.a. Pool, 1989, Harbourne & Stergiou, 2009; Schubert,

2013). Ist demnach vielleicht die hohe Variabilität der Phasenlage der MMG-Signale ein Zeichen von Gesundheit der interagierenden biologischen Systeme?

HOHE VARIABILITÄT SPRICHT FÜR GESUNDHEIT

„Chaos may provide healthy flexibility“ überschreibt Pool (1989) seinen Beitrag zur Variabilität in biologischen Systemen. Auf Grundlage dessen könnte man annehmen, dass die stochastischen Prozesse des neuromuskulären Systems gegebenenfalls Hinweise auf Gesundheit des Individuums liefern. Entsprechend würden weniger variable Prozesse pathologische Vorgänge aufzeigen. Beispielsweise spiegelt die Herzrate bei Gesunden in Ruhe die hohe Variationsfähigkeit des biologischen Systems wider (Glass, 2001). Ein weiteres Beispiel zeigt sich in der Ganglinienvariabilität, welche an verletzten Extremitäten deutlich vermindert ist (Bittmann, Badtke & Silbermann, 1995). Allerdings gibt es ein physiologisches Optimum der Variabilität. So können Abweichungen von der Norm in beide Richtungen – Homogenität sowie zu starke Inhomogenität – pathologisch sein.

Betrachte man erneut die Phasenlage der MMG-Oszillationen zwischen den beiden neuromuskulären Systemen, so zeigen sich überzufällig Abschnitte gleichgerichteter Phasenabstände, die von kurzen Wechsellern unterbrochen werden. Es hat den Anschein, dass sich die beiden beteiligten Systeme für eine kurze Zeit „eintakten“, sich kurz wieder „verlieren“, um sich dann wieder zu koppeln – ein ständiges koppeln, verlieren und erneut koppeln. Da sich dieser Ablauf signifikant von zufälligen Phasenbezügen unterscheidet, muss es sich um einen hochdynamischen interaktiven sensomotorischen Regelprozess handeln. Es liegt nahe zu vermuten, dass dies nur funktionieren kann, wenn beide Systeme voll funktionsfähig sind. Denkbar wäre, dass – um die Synchronität aufrecht zu erhalten – eine hohe Variabilität der Phasenlage zueinander nötig ist. Diese kennzeichnet womöglich die fortwährende Reaktion der beiden Systeme aufeinander, ohne die eventuell kein kohärentes Verhalten zwischen den myotendinösen Oszillationen beider Partner entstehen und aufrechterhalten werden könnte. Damit würde die Hypothese gestützt, dass eine aufeinander abgestimmte Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme beeinträchtigt ist, wenn die Systeme nicht gesund sind. Der stochastische Prozess hält also gegebenenfalls die Möglichkeit offen, dass das eine System auf das andere adäquat reagieren kann.

Dies würde neue Wege in der Diagnose zumindest von neuromuskulären Erkrankungen aufzeigen. Denkbar wäre, dass bei pathologischen Zuständen gar keine Synchronität zu identifizieren wäre oder gar eine veränderte Phasenlage in Richtung Stabilität zu erkennen sein könnte. Untersuchungen bestärken diese Annahme. So zeigten Untersuchungen an Patienten mit neurodegenerativen Erkrankungen, dass der pathologische Tremor periodischer ist als der physiologische (Edwards & Beuter, 2000). Neben dem stochastischen Prozess weist ein pathologischer Tremor offenbar auch niederfrequente,

harmonische Anteile auf (Torick et al., 2013a). Dies bestärkt die Hypothese, dass geringe Variabilität auch bei mechanischen Myo-Oszillationen als pathologisch einzustufen ist. Ob sich Pathologien nur auf die hier variable Phasenlage oder gar auf die gesamte Synchronisationsfähigkeit auswirken würden, bleibt zu untersuchen. Möglicherweise reichen bereits andere Störeinflüsse wie psychischer oder physischer Stress aus, um Veränderungen in der Interaktion zu identifizieren.

Es müssen weitere Untersuchungen erfolgen – sowohl grundlegend zur Interaktion gesunder Organismen als auch weiterführend bezüglich Interaktion zwischen erkrankten Systemen – um Aussagen über mögliche Veränderungen der Synchronität oder auch lediglich der mechanischen Myo-Oszillationsmuster bei Pathologien machen zu können.

MECHANISCHES VERHALTEN BEI INTERAKTION ZWEIER NEUROMUSKULÄRER SYSTEME

Bedingt durch die hohe Variabilität der Phasenlage, zeigen die interpersonellen Signalpaarungen meist einen von Null bzw. 180 Grad abweichenden Phasenversatz. Demzufolge streben beide Systeme offenbar nicht nach einer phasengleichen Synchronisation, also einem Phasenversatz von Null. Dieser würde bedeuten, dass beide Partner genau zeitlich ihre Kraftmaxima entfalten. Eine solche Interaktionsstrategie würde idealerweise zu jedem Zeitpunkt beiderseitig gleich große Kräfte bereitstellen, die sich dann durchgängig zu Null aufheben würden. Eine resultierende Kraft, die stabil bei null liegt oder nur geringfügig um diesen Betrag unduliert, würde keine oder nur minimale Beschleunigungen des Gesamtsystems bedeuten, also höchste Stabilität – ein Prinzip, wie es zum Beispiel beim schwingungsarmen Boxermotorkonzept genutzt wird. Da in den durchgeführten Messungen stets ein klares und recht harmonisches sinusartiges Beschleunigungssignal zu finden war, ist diese Strategie auszuschließen.

Die beiden Systeme streben jedoch auch nicht den umgekehrten Fall an – eine völlig komplementäre Phasenlage zueinander. Dies wäre mit einer 180°-Verschiebung gegeben und durch eine stark oszillierende resultierende Kraft gekennzeichnet, was wiederum hohe Beschleunigungen generieren würde. Der gefundene, davon abweichende Phasenversatz lässt vermuten, dass keine der beiden Strategien von den Partnern „gewählt“ wird, sondern eine Zwischenvariante. Welche Vorteile ein solches Vorgehen für die muskuläre Funktionalität mit sich bringt, kann nur vermutet werden. Offensichtlich streben auch gekoppelte Muskelsysteme danach, sowohl dynamisch als auch kinematisch oszillierend Kraft zu entfalten, so wie sie es einzeln auch tun. Daraus wäre zu schließen, dass Oszillation für die intakte Muskelfunktion unter allen Umständen notwendig sein könnte. Die aufgestellte Hypothese zu Beginn der Diskussion, dass Oszillationen zur Aufrechterhaltung des Stoffaustauschs und -transports nötig sind, würde damit einhergehen.

Die Kraftentwicklung zwischen beiden Probanden scheint offenbar nicht nur durch kohärente Oszillation der Muskelfasern mit variabler Phasenlage gekennzeichnet zu sein. Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse der Phasenabstandsberechnungen, dass es im Rahmen eines solch dynamisch oszillierenden Kräftegleichgewichts zu einer *Leader-Follower-Konstellation* kommen kann. Damit ist denkbar, dass ein Proband die Interaktion „leitet“ und sein Partner auf seinen Input reagiert und sich an die externen Stimuli adaptiert. Das neuromuskuläre System des Haltenden nimmt damit die Position des Followers ein. Auf dieser Grundlage wird die Hypothese aufgestellt, dass es bei dieser „angeleiteten“ isometrischen Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme, bei der einer drückt und der andere hält, zu einem Leader-Follower-Verhältnis kommen kann. Es wäre durchaus vorstellbar, dass bei jeder Interaktion neuromuskulärer Systeme – ob geleitet oder nicht – einer die Leader- und der andere die Follower-Position einnimmt. Die nachfolgende Modellierung durch autoregressive Prozesse zweiter Ordnung könnte die Hypothese dieser Leader-Follower-Konstellation stützen.

III.11.2 Modellierung der MMGs durch stochastische Prozesse

Nach Schubert (2013) hat die Anwendung nichtlinearer Verfahren in der Forschung des menschlichen Organismus in den letzten Jahren stark zugenommen. Es sei aber noch ungeklärt, welche Methoden zur Charakterisierung von physiologischen Zeitreihen genutzt werden sollten (ebd., S. 136). Eine Ursache dafür sei, dass physiologische Signale nichtstationär sind. Die Wavelet-Analyse ist geeignet, um nichtstationäre Signale zu schätzen. Auch in dieser Arbeit konnte die Wavelet Analyse genutzt werden, um die Frequenz von Signalen sowie die Kohärenz zwischen zwei Signalen zu schätzen. Im Vergleich mit anderen Analysen (Frequenzberechnung über die Abstände der Maxima; Phasenabstandsberechnung) lieferte sie ähnliche Ergebnisse. So wird für diesen Fall die Wavelet-Analyse als adäquate Methode angenommen.

Matuschek¹⁵ hat ein mathematisches Modell für die Kohärenz zwischen neuromuskulären Systemen erstellt. Dabei wird der physiologische Tremor durch einen Auto-Regressiven Prozess zweiter Ordnung (AR(2)-Prozess) beschrieben. Ein AR(2)-Prozess ist ein zeit-diskreter und stationärer stochastischer Prozess, der als gefiltertes weißes Rauschen angesehen werden kann. Er wird z.B. beschrieben durch $x_t = a_{x_{t-1}} + b_{x_{t-2}} + \varepsilon_t$, wobei $\varepsilon_t \sim N(0, \sigma^2)$ identisch und unabhängig normal verteilt ist.

Auch andere Autoren (Schubert, 2013; Schlittgen & Streitberg, 2001; Glass, 2001) legen der motorischen Variabilität bzw. stochastischen Prozessen weißes Rauschen zugrunde.

¹⁵ Hannes Matuschek, Mitarbeiter des Lehrstuhls für Angewandte Mathematik, Universität Potsdam.

Abbildung 46 bildet das Wavelet-Spektrum eines AR(2)-Prozesses mit $a = 0,5$, $b = -0,5$ und $\sigma = 1$ ab. Mit diesen Parametern zeigt das Spektrum eine hohe Übereinstimmung mit den Wavelet-Spektren der MMG-Signale und somit mit den geschätzten Spektren des physiologischen Tremors.

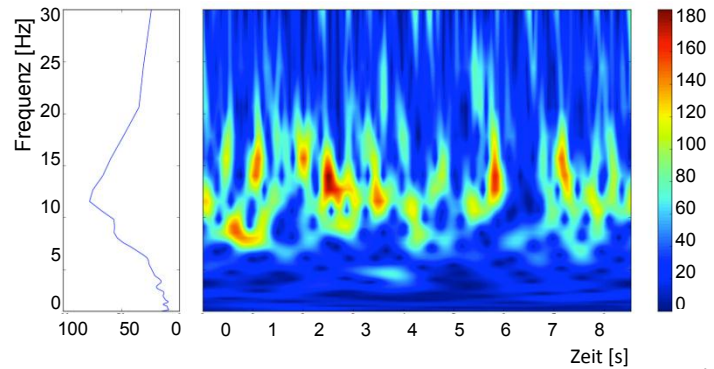


Abbildung 46. Wavelet Spektrum einer Realisation eines AR(2)-Prozesses.

Die Parameter des Prozesses sind gegeben durch $a_x = 0,5$ und $b_x = -0,5$. Das Spektrum repräsentiert einen stochastischen Prozess, der eine gute Übereinstimmung mit den Wavelet Spektren der MMG-Signale aufweist.

Aufgrund dieser Modellierung kann man behaupten, dass

myofasziale Oszillationen durch einen Auto-Regressiven Prozess zweiter Ordnung, also durch einen stochastischen Prozess beschrieben werden können.

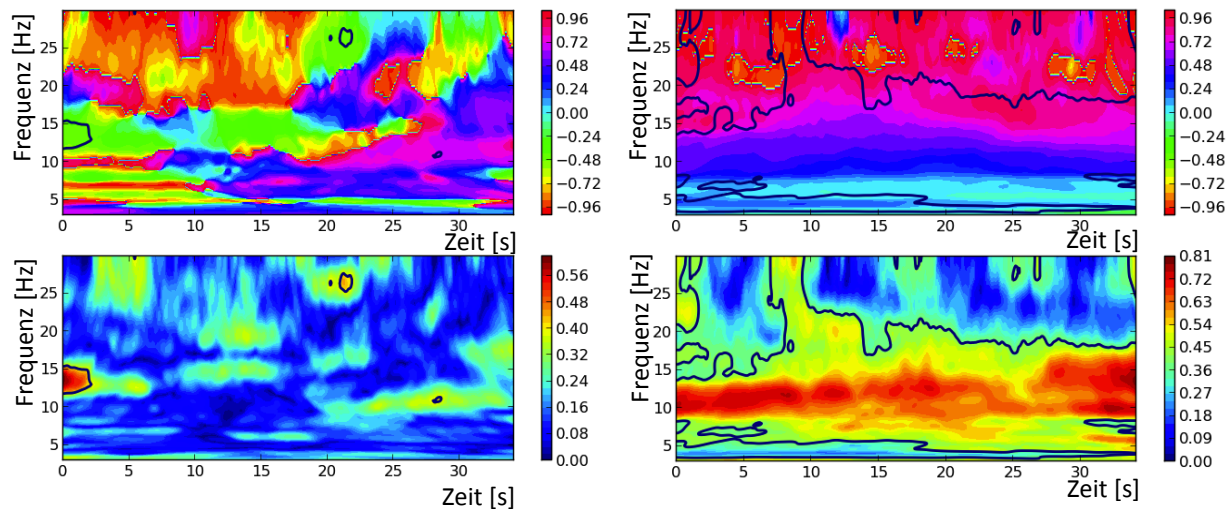
Betrachte man nun zwei gekoppelte AR(2)-Prozesse:

$$x_t = a_x x_{t-1} + b_x x_{t-2} + c_y y_{t-1} + \epsilon_{x,t}$$

$$y_t = a_y y_{t-1} + b_y y_{t-2} + c_x x_{t-1} + \epsilon_{y,t} ,$$

wobei $\epsilon_{x,t}$ und $\epsilon_{y,t}$ identisch und unabhängig normal verteilt sind mit einem Mittelwert von Null und der Varianz σ^2 . Die Koeffizienten c_y , c_x repräsentieren die Kopplungsstärke der Prozesse – von y zu x beziehungsweise von x zu y . Wenn $0 = c_y = c_x$ gilt, sind die Prozesse nicht gekoppelt, demnach unabhängige AR(2)-Prozesse. Ist dies der Fall, kann man im Wavelet Kohärenz-Spektrum keine kohärenten Patches erwarten (Abbildung 47a). Wenn $0 = c_y \neq c_x$ gilt, so koppelt der Prozess x_t an y_t aber nicht umgekehrt y_t an x_t . Man kann demnach davon sprechen, dass x_t den Prozess y_t antreibt – ein kohärentes Verhalten von x_t und y_t ist zu erwarten. In Analogie zu angetriebenen harmonischen Oszillatoren ist die Phasendifferenz $\Delta\phi \approx \frac{\pi}{2}$ (Abbildung 47b). Vergleicht man nun die Wavelet Kohärenzspektren der MMGs zueinander mit denen der gekoppelten AR(2)-Prozesse, so kann man eine gute qualitative Übereinstimmung feststellen.

Aus dieser Betrachtung lassen sich zwei Ergebnisse zusammenfassen: 1. MMG Signale lassen sich gut durch AR(2)-Prozesse beschreiben. 2. Deren Interaktion ist asymmetrisch gekoppelt. Das ist ein starkes Indiz für die Leader-Follower-Konstellation während der in den Paar-Isometrie-Messungen durchgeführten Interaktion, bei der ein Proband die Aktion durch „drücken“ gegen den Partner initiieren sollte.



(a) Wavelet Kohärenz Analyse von zwei ungekoppelten AR(2)-Prozessen. Nur vereinzelt, vernachlässigbares Kohärenzverhalten kann als punktwise signifikant identifiziert werden. Die beiden Zeitreihen können über das gesamte Intervall als inkohärent angesehen werden.

(b) Asymmetrische Kopplung von x_t und y_t , wobei x_t y_t antreibt. Ein großer Bereich von punktwise signifikanter Kohärenz wird über das gesamte Intervall um 10 Hz identifiziert. Die Phasendifferenz zwischen diesen Prozessen bei etwa 10 Hz ist annähernd $\frac{\pi}{2}$.

Abbildung 47. Wavelet Kohärenz Analyse von ungekoppelten (a) und gekoppelten (b) AR(2)-Prozessen. Die Prozess-Parameter sind $a_x = a_y = 0,5$ und $b_x = b_y = -0,5$. Die AR(2)-Prozesse sind identisch und weisen identische Power Spektren auf.

Dementsprechend liefert auch die Modellierung der MMG-Signale durch die gekoppelten AR(2)-Prozesse einen Hinweis darauf, dass sich die myofaszialen Oszillationen nicht nur abstimmen, sondern ein Subsystem das andere antreibt. Dies spricht dafür, dass wenigstens bei dieser angeleiteten homöometrischen („isometrischen“) Interaktion ein System die Interaktion steuert. Ob dies im Zusammenhang mit den beiden Messmodi steht, bleibt offen.

Dieses Leader-Follower-Verhalten lässt die Vermutung zu, dass beide interagierenden Partner unterschiedliche Rollen mit möglicherweise unterschiedlicher muskulärer Kontrolle ausführen. Gemeinsam mit den spezifischen Untersuchungsergebnissen der vorliegenden Studien legt auch dies nahe, dass die beiden homöometrischen Messmodi – wie oben bereits diskutiert – durch physiologische Unterschiede gekennzeichnet werden können.

III.12 Das subjektive Empfinden während der Messungen

Ausgangspunkt der Differenzierung in zwei Messmodi war die subjektive Empfindung, dass man isometrisch halten und isometrisch drücken kann. Auch die Probanden konnten Unterschiede zwischen den Messmodi wahrnehmen. Jedoch war das subjektive Empfinden der beiden Messmodi zusätzlich je nach Setting verschieden. So wurde bei den Single-Messungen der drückende Modus als leichter empfunden als der haltende, bei den Paar-Messungen war es umgekehrt. Das spricht dafür, dass erstens die Messmodi generell unterschiedliche physiologische Mechanismen zu beanspruchen scheinen, die zu einer diametralen Empfindung bezüglich der Anforderungsqualität führen. Zweitens wirkt sich

offenbar das jeweilige Setting auf die differenzierte Wahrnehmung der entsprechenden Muskelaktivität aus.

Beiden Settings ist gemein, dass gegeneinander Kraft aufzubringen ist. Sie unterscheiden sich allerdings dadurch, dass beim Drücken gegen einen lebenden Partner dessen neuromuskuläres Systemen aktiv regulierend oszilliert (Paar-Isometrie) – im Gegensatz zum Drücken gegen einen Druckluftzylinder (Single-Isometrie).

Man kann vermuten, dass ohne oszillativen Interaktionspartner das Halten eine größere Aufgabe für das Nervensystem darstellt: Hier muss der Proband auf einen Input reagieren. Fang et al (2001, S. 1770) postulieren auf Grundlage von erhöhter Hirnaktivität während Exzentrik, dass exzentrische Muskelaktion schwieriger auszuführen ist als konzentrische. Beim Halten muss das neuromuskuläre System so regulieren, dass es der in Richtung Ellbogenflexion (Exzentrik) wirkenden Kraft widerstehen kann. Beim drückenden Modus der Single-Isometrie muss der Proband lediglich gegen das Gerät arbeiten, der Kraftinput geht vom eigenen System aus – der Proband agiert. Dabei erlaubt die Stabilität des Gerätes, dass der Drückende weitgehend ohne sensomotorische Korrektur auskommt. Daraus ergeben sich bei den Single-Messungen während des drückenden Modus' wahrscheinlich geringere koordinative Anforderungen als während des haltenden. Dies würde erklären, wieso dabei der drückende Messmodus als einfacher empfunden wurde.

Interagieren aber zwei neuromuskuläre Systeme – jedes für sich ein Oszillator – kehrt sich womöglich die Herausforderung um. Beim drückenden Modus muss der Partner nicht nur agieren. Im Gegensatz zu den Single-Isometrie-Messungen bildet der haltende Partner kein festes, stabiles Widerlager – er variiert; zu den physiologischen Oszillationen des Widerparts kommen leichte Aberrationen der Position, sodass der Drückende nicht nur den Kraftinput initiiert, sondern auch auf die oszillativen und abweichenden Bewegungen des Partners antworten muss, um seine Kraft überhaupt applizieren zu können. Er muss also nicht nur drücken (wie bei der Single-Isometrie), sondern muss zusätzlich dabei interaktiv regulieren.

III.13 Methodenkritik

Hier sollen einige kritische Aspekte der Methode aufgeführt werden. Einige Hinweise befanden sich bereits in den obigen Ausführungen.

EINSTELLEN DER MESSMODI HALTEN UND DRÜCKEN

Das Einstellen der beiden Messmodi Halten und Drücken erfolgt subjektiv und erfordert ein hohes Maß an sensomotorischen Fähigkeiten, ist insofern nicht trivial zu realisieren. Es wurde Wert darauf gelegt, dass den Probanden die Aufgabe völlig klar war. Dennoch konnte nicht vollständig gesichert werden, dass die Messmodi in jedem Fall korrekt eingestellt

wurden. Die erfassten deutlichen Unterschiede zwischen den hypothetischen Messmodi weisen allerdings daraufhin, dass das Einstellen des jeweiligen Modus' überzufällig korrekt erfolgte.

Um die Realisierung der Messmodi zu vereinfachen, wäre vorstellbar, eine Messposition einzunehmen, in der die Schwerkraft die Messmodi unterstützt. Auf diese Weise könnte gegebenenfalls auch die Problematik der oszillationsdämpfenden pneumatischen Gerätekonstruktion – aufgezeigt durch die geringe Amplitude der Oszillationen im ACC-Signal – aufgehoben werden. Beispielsweise wären durch ein freies Gewicht – abgesehen von dessen Trägheitseigenschaften – weniger Dämpfung sowie mehr Bewegungsfreiheit gegeben.

Die Aufgabe eine muskuläre kinetische Kette zu realisieren, kann wahrscheinlich intern unterschiedlich ausgeführt werden. Hier konnte man die Messposition zum Beispiel entweder stärker über den Bauchmuskel oder vermehrt über den Arm stabilisieren. Ob sich solche individuellen Präferenzen auf die Ergebnisse auswirken, bleibt offen.

DER STICK-SLIP-EFFEKT DES PNEUMATISCHEN DRUCKLUFTSYSTEMS

Wie in der Methodik bereits angemerkt, muss beim Einsatz des Druckluftsystems der Stick-Slip-Effekt bedacht werden, da sich dieser beim Drücken anders auswirkt als beim Halten. Damit die Schubstange herausfährt, muss durch das Druckluftsystem zunächst die Haftreibung überwunden werden. Der Dichtungsring im Zylinder arbeitet als Bremse. Daher ist beim Halten mit weniger Belastung zu rechnen als beim Drücken, da ein Teil der Kraft durch die Haftreibung abgefangen wird. Im drückenden Modus muss der Proband die Haftreibung überwinden und die Luft komprimieren. Es ist zu erwarten, dass im Zuge dessen tendenziell mehr Kraft aufgebracht werden muss.

Unter Berücksichtigung des Stick-Slip-Effekts würde man eher erwarten, dass im haltenden Modus tendenziell geringere Kräfte auf den Probanden einwirken und daher die Bedingungen einfacher sind. Das heißt der Stick-Slip-Effekt würde eher die Kraftausdauer in der haltenden Position begünstigen. Dies unterstützt die Interpretation der Ergebnisse dahingehend, dass physiologische Prozesse ursächlich dafür sind, dass im haltenden Modus die Position weniger stabil gehalten werden kann als im drückenden.

UNSCHÄRFE DER WAVELET KOHÄRENZ

Bei der Analyse der Wavelet Kohärenz können Unschärfen auftreten, sodass bei verschiedenen Berechnungen möglicherweise unterschiedliche Patchgrößen entstehen. Zum Beispiel kann ein langes Patch bei der einen Schätzung bei der anderen Analyse zu zwei getrennten Patches führen. Dies wurde einerseits durch eine erhöhte Anzahl an Surrogat-

Daten für die Schätzung minimiert. Dadurch verlängerte sich zwar die Rechenzeit deutlich, aber die Patches wurden bei wiederholter Durchführung der Kohärenz-Analyse reproduzierbar. Andererseits wurden bei den Betrachtungen der signifikanten Patchlängen die vier größten Patches genutzt.

AUSWERTUNG DER MYOFASZIALEN INTERAKTION

Im Zuge kommender Untersuchungen sollte die Auswertung der MMG-Signale weiter optimiert werden. So konnte hier der flächenbezogene Signifikanztest der Wavelet Analyse nicht durchgeführt werden, da die Implementation dessen die technischen Möglichkeiten und damit den zeitlichen Rahmen überstiegen hätte.

Hilfreich könnte außerdem eine Quantifizierung der Phasendifferenz der Cross-Wavelet Spektren sein, sodass eine verlässliche Aussage über die Phasenverschiebung möglich wird.

Des Weiteren wäre ein Algorithmus zur Beschreibung der Leader-Follower-Konstellation günstig. Diesbezüglich laufen vielversprechende Arbeiten in der Professur Angewandte Mathematik (Universität Potsdam, Holschneider & Matuschek).

FAZIT UND AUSBLICK

Die Teilstudien haben vier Kernergebnisse geliefert:

- (1) Isometrie im Sinne der Definition wird in Frage gestellt.
Es wird vorgeschlagen den Begriff durch „Homöometrie“ zu ersetzen.
- (2) Es lassen sich zwei Formen der Homöometrie differenzieren:
eine drückende, eine haltende.
- (3) Während homöometrischer Interaktion zwischen zwei Personen können sich die myotendinösen Oszillationen im Sinne kohärenten Verhaltens synchronisieren.
- (4) Die Abstimmung zwischen zwei Personen lässt sich durch eine Leader-Follower-Konstellation beschreiben.

Aufgrund von feinen Oszillationen während „isometrischer“ Muskelaktion ist zu resümieren, dass keine Isometrie im eigentlichen Sinne existiert (1). Mit dem neu eingeführten Begriff „Homöometrie“ wird versucht, die Charakteristika dieser quasi-stabilen Muskelaktion besser zu beschreiben. Weitere Untersuchungen müssen das hier gefundene Resultat überprüfen. Werden dadurch die Ergebnisse gestützt, sollte der vorgeschlagene Begriff der Homöometrie diskutiert werden und gegebenenfalls Eingang in die wissenschaftliche Propädeutik finden.

Aufgrund der Hypothesen, dass erstens ein physiologisches Frequenzband die oszillative muskuläre Arbeitsweise charakterisiert sowie zweitens mechanische Oszillationen den Stoffaustausch und -transport begünstigen könnten, besteht Anlass, die Einsetzbarkeit des Phänomens in therapeutischen Kontexten zu überprüfen. Im sportlichen Training und durchaus auch zu Zwecken der Sporttherapie werden bereits Sling-Systeme eingesetzt, die die Oszillationen des Körpers aufnehmen und diese wieder zurück auf den Körper applizieren. Des Weiteren werden Vibrationsplattformen in unterschiedlichen Bereichen eingesetzt, um das neuromuskuläre System zu stimulieren. Diese arbeiten jedoch meist in höheren Frequenzbereichen, als der für Muskeloszillationen physiologische um 10 Hz.

Die Teilstudien haben Differenzen zwischen den beiden Messmodi Halten und Drücken aufgezeigt (2), die insbesondere mit einer geringeren Ermüdungsresistenz im haltenden Modus einhergehen. Beide Formen wurden hier der neu definierten Muskelaktionsform zugeordnet und es wurde vorgeschlagen, sie in eine haltende und eine drückende Homöometrie zu differenzieren. Die Erkenntnisse zu den beiden Homöometrie-Formen könnten trainingswissenschaftliche Konsequenzen nach sich ziehen. Aufgrund der schnelleren Ermüdbarkeit im haltenden Modus wäre möglicherweise ein quasi-stabiles Training im drückenden Homöometrie-Modus über einen längeren Zeitraum möglich. Es stellt sich allerdings auch die Frage, ob im Gegenteil eventuell das Training im haltenden

Modus effektiver wäre, da dieser möglicherweise eine höhere sensomotorische Anforderung an das Nervensystem stellt. Auch dies wird zu eruieren sein.

Das kohärente Verhalten von mechanischen myotendinösen Oszillationen während homöometrischer Interaktion zweier neuromuskulärer Systeme (3) weist darauf hin, dass eine ständige sensomotorische Regulation der Systeme stattfindet, sie sich aufeinander einstimmen, dabei aber gewisse Varianzen zulassen. Das stellt hohe Anforderungen an die neuromuskulären Steuer- und Regelmechanismen. Es ist zu vermuten, dass die Qualität der Interaktion von der Intaktheit der beteiligten Systeme abhängt. Damit würde auch die Analyse der Synchronisation möglicherweise für diagnostische Anwendungen relevant. Welche Perspektiven dieses künftig eröffnet, ist derzeit noch nicht absehbar.

Auch für die interpersonelle Interaktion erscheinen die vermuteten unterschiedlichen zerebralen Steuermechanismen der beiden Homöometrie-Formen relevant zu sein. Wie sich diese genau kennzeichnen, auswirken und möglicherweise auch für diagnostische Zwecke nutzen lassen, wird zu untersuchen sein. Aber auch hier werden Möglichkeiten für präventive, diagnostische, therapeutische sowie rehabilitative Maßnahmen gesehen. Zum Beispiel wäre es denkbar, dass die Homöometrie-Formen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit klinischer neurologischer Tests zur Überprüfung der Muskelfunktion haben.

Für weiterführende Untersuchungen erscheint insbesondere die Leader-Follower-Konstellation (4) relevant, da die genauen Mechanismen für deren Entstehung weitgehend unbekannt sind. Untersuchungen zum Leader-Follower Verhalten stellen ein sehr aktuelles Forschungsfeld dar – insbesondere in Verbindung mit sozialen Interaktionen, wie z.B. die Studie von Konvalinka, Bauer, Stahlhut, Hansen, Roepstorff & Frith (2014) zu frontozerebralen alpha Oszillationen im EEG.

EPILOG

Muskeln oszillieren nicht nur – die mechanischen myotendinösen Schwingungen können sich sogar im Sinne kohärenten Verhaltens synchronisieren. Insbesondere in Bezug auf die Interaktion zwischen zwei neuromuskulären Systemen ist dies als enorme regulatorische Aufgabe des Nervensystems zu interpretieren.

Die Regulationsfähigkeit des menschlichen Organismus ermöglicht, dass wir uns auf äußere sowie innere Stimuli einlassen können und vor allem – normalerweise – in der Lage sind, adäquat darauf zu reagieren. Gesunde Systeme sollten fähig sein, nach einer Auslenkung aus ihrem homöostatischen Gleichgewicht wieder zu ihrer Mitte zu finden. Ist dies nicht der Fall, so spricht dies für pathologische Prozesse.

Das bedeutet zugleich, dass – unabhängig davon, ob der Stimulus ein auf den Körper einwirkender Interaktionspartner oder ein Erreger oder ein anderer Stressor ist – die Regulations- und Adaptationsfähigkeit unseres Körpers entscheidend ist. Die Reaktionsfähigkeit auf äußere Reize ist ein Grundmerkmal des Lebens.

Diese Reaktionsfähigkeit könnte zugleich Wege eröffnen, unser Neuro-System als Spiegel unserer individuellen Regulationsfähigkeit zu nutzen. Sollten weitere Untersuchungen zeigen, dass sich das Oszillationsverhalten von myotendinösen Strukturen durch Störeinflüsse verändert, wäre es denkbar, die Oszillationsfähigkeit der Muskelfasern möglicherweise als Diagnostikum für eine individualisierte Medizin zu nutzen.

„(...) entscheidend ist (...) die 'bekannte und wunderbare Accomodationsfähigkeit des Körpers', sie gibt zugleich den Maßstab ab, wo die Grenze der Krankheit liegt. Die Krankheit beginnt in dem Augenblick, wo die regulatorische Einrichtung des Körpers nicht ausreicht, die Störungen zu beseitigen. Nicht das Leben unter abnormen Bedingungen, nicht die Störung als solche erzeugt eine Krankheit, sondern die Krankheit beginnt mit der Insuffizienz der regulatorischen Apparate.“

Virchow, 1869 (zitiert nach Querner, 1970, S. 26)

LITERATURVERZEICHNIS

- Abbott BC & Aubert XM & Hill AV (1951). The absorption of work by a muscle stretched during a single twitch or a short tetanus. *Proc. R. Soc. B*, 139, 86-104.
- Adelsberg S (1986). The tennis stroke: An EMG analysis of selected muscles with rackets of increasing grip size. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(2), 139-142.
- Akasaki K, Mita K, Watakabe M & Itoh K (2001). Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 84: 19-25.
- Baker JR, Bremner FD, Cole JD & Stephens JA (1988). Short-term synchronization of intrinsic hand muscle motor units in a 'deafferented' man. *Journal of Physiology*, 396, 155P.
- Barry, DT (1987). Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophysical Journal*. 51, 769-773.
- Barry DT, Geiringer S. & Ball RD (1985). Acoustic Myography: A noninvasive monitor of motor unit fatigue, *Muscle and Nerve*, 8, 189-194.
- Barry, DT & Cole, N.M. (1988). Fluid mechanics of muscle vibrations. *Biophysical Journal*, 53, 899-905.
- Barry DT, Hill T & Im D (1992). Muscle Fatigue evoked muscle vibrations. *Muscle & Nerve*, 15, 303-309,
- Basar E (2012). A review of alpha activity in integrative brain function: Fundamental physiology, sensory coding, cognition and pathology. *International Journal of Psychophysiology*, 86, 1-24.
- Basar E & Schurmann M (1996). Alpha Rhythmus in the Brain: Functional Correlates. *Physiology* 11, 90-96.
- Baudry S, Klass M, Pasquet B & Duchateau J (2007). Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology* 100, 515–525.
- Beck T (2010). *Applications of Mechanomyography for Examining Muscle Function*. Editor Travis. W. Beck.
- Bigland B & Lippold OCJ (1954). The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiology London*, 123, 214-224.
- Bittmann F, Badtke G & Silbermann U (1995). Kontrolle des Rehabilitationsverlaufs nach Knie- und Sprunggelenksverletzungen mit Hilfe der Computerdynographie. Poster auf dem 34. Deutschen Sportärztekongreß [sic.] v. 19. - 22. 10. 1995 in Saarbrücken; *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 46(11/12), S. 646.
- Bossel H (2004). *Systeme, Dynamik, Simulation: Modellbildung, Analyse und Simulation komplexer Systeme*. Norderstedt: Books on Demand GmbH.
- Burkhardt M (2006). *Aktivitäten des sensor-motorischen Kortex bei Patienten mit komplexem regionalen Schmerzsyndrom (CRPS)*. Dissertation der Universität Tübingen.
- Cescon C, Gazzoni M, Gobbo M, Orizio C & Farina D (2004). Non-invasive assessment of single motor unit mechanomyographic response and twitch force by spike-triggered averaging. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42, 496-501.
- Cescon C, Madeleine P & Farina D (2008). Longitudinal and transverse propagation of surface mechanomyographic waves generated by single motor unit activity. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46, 871-877.
- Christou EA, Shinohara M & Enoka RM (2003). Fluctuations in acceleration during voluntary contractions lead to greater impairment of movement accuracy in older adults. *Journal of Applied Physiology*, 95, 373-384.
- Coates MJ, Baker SN & Fitzgerald WJ (1997). A complex wavelet-transform approach to power and coherence measurement from non-stationary data. *Journal of Physiology*, 501.P, 36.
- Conway BA, Halliday DM, Farmer SF, Shahani U, Maas P, Weir AI & Rosenberg JR (1995).

- Synchronization between motor cortex and spinal motoneuronal pool during the performance of a maintained motor task in man. *Journal of Physiology*, 489.3, 917-924.
- Conway BA, Biswas P, Halliday DM, Farmer SF & Rosenberg JR (1997). Task-dependent changes in rhythmic motor output during voluntary elbow movement in man. *Journal of Physiology*, 501.P, 48P.
- Dalton PA & Stokes MJ (1991). Acoustic myography reflects force changes during dynamic concentric and eccentric contractions of the human biceps brachii muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 412-416.
- Datta AK, Farmer SF & Stephens JA (1991). Central nervous pathways underlying synchronization of human motor unit firing studied during voluntary contractions. *Journal of Physiology*, 432, 401-425.
- Davis III RB, Ounpuu S, Tyburski D & Gage JR (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10, 575-587.
- Debauchies, I (1992). *Ten Lectures on Wavelets*. Philadelphia, Pennsylvania: Society for Industrial and Applied Mathematics.
- De Luca CJ (2013). *Best Practices for Recording the sEMG Signal*. Tutorial 1 der Tagung der dvs 2013 - Sektion Biomechanik, TU Chemnitz.
- Duchateau J & Enoka RM (2008). Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *Journal of Physiology*, 586.24, 5853-5864.
- Duchateau J & Baudry S (2013). Insights to the neural control of eccentric contractions. Review Article. *Journal of Applied Physiology* 2013. PMID:23429873
- Durand RJ, Castracane VD, Hollander DB, Tryniecki JL, Bamman MM, O'Neal S, Hebert EP & Kramer RR (2003). Hormonal Responses from Concentric and Eccentric Muscle Contraction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 937-943.
- Edwards R & Beuter A (2000). Using a time domain characteristics to discriminate physiologic and parkinsonian tremor. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 17, 87-100.
- Enoka RM (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81, 2339-2346.
- Evetovich, Housh, Stout, Johnson, Smith & Ebersole (1997). Mechanomyographic responses to concentric isokinetic muscle concentric. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 166-169.
- Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F & Yue GH (2001). Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology* 86, 1764-1772.
- Farina D, Li X & Madeleine P (2008). Motor unit acceleration maps and interference mechanomyographic distribution. *Journal of Biomechanics*. 41, 2843-2849.
- Farmer SF (1998). Topical Review: Rhythmicity, synchronization and binding in human and primate motor systems. *Journal of Physiology*, 509.1, 3-14.
- Farmer C, Farmer SF, Halliday DM, Rosenberg JR & Stephens JA (1990). Coherence analysis of motor unit firing recorded during voluntary contraction in man. *Journal of Physiology*, 420, 22P.
- Farmer SF, Swash M, Ingram DA & Stephens JA (1993a). Changes in motor unit synchronization following central nervous lesions in man. *Journal of Physiology*, 463, 83-105.
- Farmer C, Bremner FD, Halliday DM, Rosenberg JR & Stephens JA (1993b). The frequency content of common synaptic inputs to motoneurons studied during voluntary isometric contraction in man. *Journal of Physiology*, 470, 127-155.
- Faulkner (2003). Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric, and during lengthening. *Journal of Applied Physiology* 95, 455-459.
- Feige B, Aertsen A & Kristeva-Feige R (2000). Dynamic Synchronization Between Multiple Cortical Motor Areas and Muscle Activity in Phasic Voluntary Movements. *Journal of Neurophysiology*, 84, 2622-2629.
- Fling BW, Christie A & Kamen G (2009). Motor unit synchronization in FDI and biceps brachii

- muscles of strength-trained males. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 800-809.
- Frangioni JV, Kwan-Gett TS, Dobrunz LE & McMahon TA (1987). The mechanism of low-frequency sound production in muscle. *Biophysical Journal*, 51, 775-783.
- Frolov V (1972). Method of studying the reaction of a human operator considered as an oscillatory system to harmonic and random vibrational action. *NASA Technical Translation, Scientific Translation Service*, 695-703.
- Gajdosik RL (1991). Passive compliance and length of clinically short hamstring muscles of healthy men. *Clinical Biomechanik*, 6, 239-244.
- Garner JC, Blackburn T, Weimar W & Campbell B (2008). Comparison of electromyographic activity during eccentrically versus concentrically loaded isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (3), 466-471.
- Glass L (2001). Synchronization and rhythmic processes in physiology. *Nature*, 410, 277-284.
- Grabiner MD, Owings TM, George MR & Enoka RM (1995). *Eccentric contractions are specified a priori by the CNS*. Proc. VXth Congr. Int. Soc. Biomech. Jyväskylä Finland July 2–6, 338-339.
- Grabiner MD & Owings TM (1998). Effects of eccentrically and concentrically induced unilateral fatigue on the involved and uninvolved limbs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 185-189.
- Grimaldi F (1665). *Physiomathesis de Lumine: coloribus, et iride*. Fr. Io. Vincentius Paulinus de Garexio Mag. Inquisitor Generalis Bonon. Zugriff am 02.09.2012 unter http://books.google.de/books?hl=de&lr=&id=sB86AQAAlAAJ&oi=fnd&pg=PA1&dq=Grimaldi+Physico+Mathesis+de+Lumina&ots=0e8Gd_zgB1&sig=bEhj7rT8PWgYQWVH688p2DYUU54#v=twopage&q=Grimaldi%20Physico%20Mathesis%20de%20Lumina&f=false
- Gross J, Tass PA, Salenius S, Hari R, Freund HJ & Schnitzler A (2000). Cortico-muscular synchronization during isometric muscle contraction in humans as revealed by magnetoencephalography. *Journal of Physiology*, 527.3, 623-631.
- Halliday DM, Conway BA, Farmer SF & Rosenberg JR (1998). Using electroencephalography to study functional coupling between cortical activity and electromyograms during voluntary contractions in humans. *Neuroscience Letters*, 241, 5-8.
- Harbourne RT & Stergiou N (2009). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice, *Physical Therapy*, 89, 267-282.
- Hoff M, Schaefer L, Knöchel M, Heinke N, Bittmann F (2011). *Adaptive Force – erstmalige Beschreibung einer bisher wenig beachteten neuromuskulären Funktion*. Posterpräsentation auf dem 42. Deutschen Sportärztekongress vom 6.-9.10.2011 in Frankfurt/M.
- Hoffmann P (1959). Über ein Synchronisationsphänomen der Innervation bei willkürlicher Haltung. *Deutsche Zeitschrift für Nervenheilkunde* 180, 84-93.
- Holschneider M (1995). *Wavelets: An Analysis Tool*. Oxford: Oxford Science Publications.
- Hopf HC & Hufschmidt HJ (1963). Koordination benachbarter Muskeln bei einfachen Willkürbewegungen. *Deutsche Zeitschrift für Nervenheilkunde* 185, 191-202.
- Horsley V & Schäfer EA (1886). Experiments on the character of the muscular contractions which are evoked by excitation of the various parts of the motor tract. *Journal of Physiology*, 7, 96-110.
- Hudgins L, Friehe CA & Mayer ME (1993). Wavelet Transforms and Atmospheric Turbulence. *Physical Review Letters*, 71(20), 3279-3282.
- Husar P (2010). *Biosignalverarbeitung*. Berlin Heidelberg: Springer.
- Huxley AF (1974). Muscular Contraction. Review Lecture. *Journal of Physiology*, 243, 1-43.
- Ivemeyer M (2002). *Untersuchungen zur physiologischen Funktion der Titinfilamente in den Myofibrillen der Herz- und Skelettmuskulatur unter statischen und dynamischen Bedingungen*. Kurzfassung einer Dissertation an der Medizinischen Fakultät Heidelberg. Zugriff am 17.12.2013 unter <http://www.ub.uni-heidelberg.de/archiv/3790>

- Juel C (2004). Laktattransport im Skelettmuskel: Trainingsinduzierte Anpassung und Bedeutung bei körperlicher Belastung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 55 (6), 157-160.
- Kaczmarek P, Celichowski J & Kasiński A (2005). Experimentally verified model of mechanomyograms recorded during single motor unit contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 617-630.
- Kakuda N, Nagaoka M, Wessberg J (1999). Common modulation of motor unit pairs during slow wrist movement in man. *Journal of Physiology*, 520.3, 919-940.
- Komi PV (1994). *Kraft und Schnellkraft im Sport. Enzyklopädie der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- Komi PV (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1757-1762.
- Konvalinka I, Bauer M, Stahlhut C, Hansen LK, Roepstorff A & Frith CD (2014). Frontal alpha oscillations distinguish leaders from followers: Multivariate decoding of mutually interacting brains. Abstract. *NeuroImage* (2014).
- Kristeva R, Patino L & Omlor (2007). Beta-range cortical motor spectral power and corticomuscular coherence as a mechanism for effective corticospinal interaction during steady-state motor output. *NeuroImage*, 36, 785-792.
- Kurzynski M & Wolczowski A (2012). Control System of Bioprothetic Hand Based on advanced analysis of Biosignals and Feedback from prosthesis sensors. In Ewa Pietka & Jacek Kawa (eds.): *Information Technologies in Biomedicine*, Third International Conference, ITIB 2012, 199-208. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Leocani L, Toro C, Manganotti P, Zhuang P & Hallett M (1997). Event-related coherence and event-related desynchronization/synchronization in the 10 Hz and 20 Hz EEG during self-placed movements. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 104, 199-206.
- Linnamo V, Bottas R & Komi PV (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 293-300.
- Linari M, Woledge RC & Curtin NA (2003). Energy storage during stretch of active single fibres from frog skeletal muscle. *Journal of Physiology*, 548.2, 461-474.
- MacKay WA (1997). Synchronized neuronal oscillations and their role in motor processes. *Trends in Cognitive Science*, 1, 176-183.
- Maraun D, Kurths J, & Holschneider M (2007). Nonstationary Gaussian processes in wavelet domain: Synthesis, estimation and significance testing. *Physical Review E*, 75, 1-14.
- Marusiak J, Jaskólska A, Kiesel-Sajewicz, K, Yue GH, Jaskólski A (2009a). EMG and MMG activities of agonist and antagonist muscles in Parkinson's disease patients during absolute submaximal load holding. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (5), 903-914.
- Marusiak J, Jaskólska A, Jarocka E, Najwer W, Kiesel-Sajewicz K & Jaskólski A (2009b). Electromyography and mechanomyography of elbow agonists and antagonists in Parkinson Disease. *Muscle Nerve*, 40, 240-248.
- McAuley JH & Marsden CD (2000). Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain*, 123, 1545-1567.
- McHugh MP, Kremenic IJ, Fox MB & Gleim GW (1998). The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(6), 928-932.
- Mense S (1999). Neurobiologische Grundlagen von Muskelschmerz. *Der Schmerz*, 13, 3-17.
- Mills KR & Schubert M (1995). Short term synchronization of human motor units and their responses to transcranial magnetic stimulation. *Journal of Physiology*, 483.2, 511-523.
- Milner-Brown HS, Stein RB & Lee RG (1975). Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38, 245-254.
- Morgan DL (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophysical*

- Journal*, 57, 209-221.
- Morgan DL & Proske U (2004). Popping sarcomere hypothesis explains stretch induced muscle damage. *Proceeding of the Australian Physiological and Pharmacological Society*, 34, 19-23.
- Morris M, Jobe FW, Perry J, Pink M, & Healy BS (1989). Electromyographic analysis of elbow function in tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(2), 241-247.
- Müller V, Sängler J & Lindenberger U (2013). Intra- and Inter-Brain-Synchronization during Musical Improvisation on the Guitar. *PLoS ONE* 8(9). e73852.
- Murthy VN & Fetz EE (1996). Oscillatory activity in sensorimotor cortex of awake monkeys: synchronization of local field potentials and relation behavior. *Journal of Neurophysiology*, 76, 3949-3967.
- Oram MW, Wiener MC, Lestienne R & Richmond BJ (1999). Stochastic nature of precisely timed spike patterns in visual system neuronal responses. *Journal of Neurophysiology* 81, 3021-3033.
- Orizio C (1993). Muscle sound: bases for the introduction of mechanomyographic signal in muscle studies. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 21, 201-243.
- Orizio C, Perini R & Veicsteinas A (1989). Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 528-533.
- Orizio C, Perini R, Diemont B, Figini MM & Veicsteinas A (1990). Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Applied Physiology*, 68, 508-512.
- Orizio C, Liberati D, Locatelli C, De Grandis D & Veicsteinas A (1996). Surface mechanomyogram reflects muscle fibers twichtes summation. *Journal of Biomechanics*, 29 (4), 475-481.
- Orizio C, Gobbo M, Diemont B, Exposito F & Veicsteinas A (2003). The surface mechanomyography as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *European Journal of Applied Physiology* 90, 326-336.
- Oster G & Jaffe JS (1980). Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. *Biophysical Journal*, 30, 119-128.
- Paus T, Sipila PK & Strafella AP (2001). Synchronization of Neuronal Activity in the Human Primary Motor Cortex by Transcranial Magnetic Stimulation: An EEG Study. *Journal of Neurophysiology*, 86, 1983-1990.
- Perez MA, Lundbye-Jensen J, Nielson JB (2006). Changes in corticospinal drive to spinal motoneurons following visuo-motor skill learning in humans. *Journal of Physiology*, 573.3, 843-855.
- Pfurtscheller G, Stancák A Jr & Neuper A (1996). Event-related synchronization (ERS) in the alpha band – an electrophysiological correlate of cortical idling: A review. *International Journal of Psychophysiology*, 24, 39-46.
- Pikovsky A, Rosenblum M & Kurths J (2003). *Synchronization. A universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge University Press.
- Pool R (1989). Is it healthy to be chaotic? *Science*, 243 (4891), 604-607
- Proske U & Morgan DL (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*, 537.2, 333-345.
- Querner H (1970). *Die Versammlung der Gesellschaft Deutscher Naturforscher und Ärzte 1869 in Innsbruck*. Ber. Nat.-med.Ver. Innsbruck, Band 58, S. 13- 34. Zugriff am 28.03.2014 unter http://www.landesmuseum.at/pdf_frei_remote/BERI_58_0013-0034.pdf
- Rassier DE, Herzog W & Pollack GH (2003). Dynamics of individual sarcomeres during and after stretch in active single myofibrils. *Proceedings of the Royal Society Lond. B. Biological Sciences*, 270, 1735-1740.
- Rathjen J, Lindemann M, Dümpelmann M, Wenzelburger R, Stolze H, Pfister G, Elger CE, Timmer J & Deuschl G (2002). Corticomuscular coherence in the 6-15 Hz band: is the cortex involved

- in the generation of physiologic tremor? *Experimental Brain Research*, 142, 32-40.
- Salenius S, Portin K, Kajola M, Salmelin R, Hari R (1997). Cortical control of human motoneuron firing during isometric contraction. *Journal of Neurophysiology*, 77, 3401-3405.
- Salenius S & Hari R (2003). Synchronous cortical oscillatory activity during motor action. *Current Opinion in Neurobiology*, 13, 678-684.
- Salmelin R & Hari R (1994). Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement. *Neuroscience*, 60(2), 537-550.
- Sasaki K, Sasaki T & Ishii N (2011). Acceleration and Force Reveal Different Mechanisms of Electromechanical Delay. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 43(7), 1200-1206.
- Schaeffli B, Maraun D, & Holschneider M (2007). What drives high flow events in the Swiss Alps? Recent developments in wavelet spectral analysis and their application to hydrology. *Advances in Water Resources*, 30 (12), 2511-2525.
- Schlittgen R & Streitberg BHJ (2001). *Zeitreihenanalyse* (9., unwesentlich veränd. Auflage). Oldenbourg: Wissenschaftsverlag GmbH.
- Schmied A, Pagni S, Sturm H & Vedel JP (2000). Selective enhancement of motoneurone short-term synchrony during an attention-demanding task. *Experimental Brain Research*, 133, 377-390.
- Schnabel G, Harre HD & Krug J (Hrsg.) (2011). *Trainingslehre – Trainingswissenschaft. Leistung – Training – Wettkampf* (2. aktualisierte Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Schubert P (2013). Die Anwendung nichtlinearer Verfahren zur Charakterisierung der menschlichen Variabilität aus Zeitreihen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 64 (5), 132-140.
- Schulte-Mattler, WJ (2005). Diagnostische Bedeutung von Entladungsraten motorischer Einheiten. *Klinische Neurophysiologie*, 36, 110-115.
- Semmler JG, Kornatz KW, Dinenna DV, Zhou S & Enoka RM (2002). Motor unit synchronization is enhanced during slow lengthening contractions of a hand muscle. *Journal of Physiology*, 545.2, 681-695.
- Simanski O, Kähler R, Pohl B, Hofmockel R, Friedrich R & Lampe BP (2003). Measurement and control of neuromuscular blockade and depth of anaesthesia. *Proceedings of the European Control Conference*, Cambridge/UK.
- Sjøgaard G, Rosendal L, Kristiansen J, Blangsted AK, Skotte J, Larsson B, Gerdle B, Saltin B & Søgaard K (2010). Muscle oxygenation and glycolysis in females with trapezius myalgia during stress and repetitive work using microdialysis and NIRS. *European Journal of Applied Physiology*, 108, 657-669.
- Stöcker U, Telley IA & Denoth J (2008). Inhomogenität von Halb-Sarkomer-Längen beeinflusst die Krafterzeugung in Myofibrillen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 88-94.
- Stöcker U, Telley IA, Stüssi E, & Denoth J (2009). A multisegmental cross-bridge kinetics model of the myofibril. *Journal of Theoretical Biology*, 259, 714-726.
- Strokes MJ & Dalton PA (1991). Acoustic myography for investigating human skeletal muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 71, 1422-1426.
- Tass P, Rosenblum MG, Weule J, Kurths J, Pikovsky A, Volkman J, Schnitzler A & Freund H-J (1998). Detection of n:m Phase Locking from Noisy Data: Application to Magnetoencephalography. *Physical Review Letters*, 81(15), 3291-3294.
- Tax AAM, Denier van der Gon JJ, Gielen CCAM & van den Tempel CMM (1989). Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Experimental Brain Research* 76, 55-63.
- Telley IA, Denoth J, Stüssi E, Pfitzer G, & Stehle R (2006a). Half-sarcomere dynamics in myofibrils during activation and relaxation studied by tracking fluorescent markers. *Biophysical Journal*, 90, 514-530.
- Telley IA, Stehle R, Ranatunga KW, Pfitzer G, Stüssi E & Denoth J (2006b). Dynamic behaviour of half-sarcomere during and after stretch in active rabbit psoas myofibrils: sarcomere asymmetry

- but no 'sarcomere popping'. *Journal of Physiology*, 573.1, 173-185.
- Tittel K (1994). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen* (12. neu bearb. Auflage). Jena, Stuttgart: Fischer.
- Torick A (2011). *MMG - Einblick in die intramuskuläre Koordination Mess- und Analysetechnik und mögliche diagnostische Bedeutung*. Posterpräsentation auf Sportärztekongress 2011.
- Torick A (2012). *Mechanische Oszillationen der Mm. vastus lateralis et rectus femoris bei isometrischer Kontraktion. Eine mechanomyografische Analyse*. Diplomarbeit der Universität Potsdam.
- Torick A, Behnke T, Schaefer L, Lehmann D & Bittmann F (2013a). *Mechanomyographie als diagnostisches Mittel zur Messung neuromuskulärer Störungen*. Posterpräsentation auf der 8. Jahrestagung der DGfB, 15.-17. Mai, Neu-Ulm.
- Torick A, Hoff M, Schaefer L, Behnke T, Lehmann D, Bittmann F (2013b). *Mechanotendografie (MTG) – Messen und Analysieren der Oszillationsmuster von Achillessehnen*. Posterpräsentation auf dem 44. Deutschen Sportärztekongress in Frankfurt am Main, 6. – 7.9.2013. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 64(7-8), S. 206.
- Torrence C & Compo GP (1998). A Practical Guide to Wavelet Analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 79(1), 61-78.
- Toro C, Cox X, Friehs G, Ojakangas C, Maxwell R, Gates JR, Gumnit RJ & Ebner TJ (1994). 8-12 Hz rhythmic oscillations in human motor cortex during two-dimensional arm movements: evidence for representation of kinematic parameters. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 93, 390-403.
- Varchmin, JU (1996). Datenerfassung und Signalanalyse. In: Friedrich Kohlrausch, *Praktische Physik, Band 3* (24. Aufl.), 141-201. Stuttgart: Teubner.
- Wank, V (1996). *Modellierung und Simulation von Muskelkontraktionen, Band 6*. Bundesinstitut für Sportwissenschaft, Köln: Sport und Buch Strauss.
- Weineck J (2004). *Sportbiologie* (9. Auflage). Balingen: Spitta Verlag.
- Weytjens JLF & Steenberghe D (1984). The Effects of motor Unit Synchronization on the Power Spectrum of the Electromyogram. *Biological Cybernetics*, 51, 71-77.
- Whittle MW (2007). *Gait Analysis: an introduction*. Michigan: Butterworth-Heinemann.
- Wick D (2005). *Biomechanik sportlicher Bewegungen - Lehrbuch biomechanischer Grundlagen in Theorie und Praxis des Sports*. Balingen: Spitta-Verlag.
- Witte M, Patino L, Andrykiewicz A, Hepp-Reymond MC & Kristeva R (2007). Modulation of human corticomuscular beta-range coherence with low-level static forces. *European Journal of Neuroscience*, 26, 3564-3570.
- Wollaston WH (1810). The Croonian Lecture. Part I: On the Duration of Muscular Action. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 100, 1-5.
- Wollny R (2012). *Bewegungswissenschaft. Ein Lehrbuch in 12 Lektionen. Band 5* (3. Auflage). Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Xie M, Pribram K & King J (1994). Are Neural Spike Trains Deterministically Chaotic or Stochastic Processes? In: Karl. H. Pribram (eds.), *Origins: Brain and Self Organization*. USA: Lawrence Erlbaum Associates, Inc, 253-267.
- Yoshitake Y & Moritani T (1999). The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 209-217.
- Yoshitake Y, Ue H, Miyazaki M, Moritani T (2001). Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 174-179.
- Zajac FE (2002). Understanding muscle coordination of human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics* 35, 1011-1018.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

	Seite
Abbildung 1. Ein-sekündiger Ausschnitt eines ACC-Signals in V	8
Abbildung 2. Mechanooszillografie	18
Abbildung 3. Auszug aus Grimaldis Propositio XLIV	19
Abbildung 4. Übersicht des Designs der Single-Isometrie	27
Abbildung 5. Fixierung der Piezo-Sensoren	29
Abbildung 6. Prinzipskizze des zur Messung eingesetzten pneumatischen Messsystems SeBit	29
Abbildung 7. Messaufbau der Single-Isometrie-Messungen	31
Abbildung 8. Schematische Darstellung der Messmodi bezüglich der Zylindereinstellung und -position	32
Abbildung 9. Messdurchführung der Single-Isometrie	34
Abbildung 10. Unbearbeitetes MMG-Rohsignal	35
Abbildung 11. Exemplarische Darstellung der Abschnitte des Drucksignals	37
Abbildung 12. Auswertung Amplitudenvergleich	39
Abbildung 13. Auswertungsschritte zum Vergleich der beiden Messmodi	40
Abbildung 14. Exemplarische Diagramme der Druck-, Kraft- und ACC-Signale der Single-Isometrie	42
Abbildung 15. Exemplarische MMG- bzw. MTG-Signale der beiden Messmodi der Single-Isometrie	43
Abbildung 16. Exemplarische Leistungsdichtespektren der Rohsignale der Single-Isometrie-Messungen	44
Abbildung 17. Exemplarische Wavelet-Spektren der Kraft- und MOG-Signale der Single-Isometrie-Messungen	45
Abbildung 18. Amplitudenvariation innerhalb der Einzelmessungen der Single-Isometrie	48
Abbildung 19. Variationskoeffizient der Amplitudenmittelwerte des MMGobl	49
Abbildung 20. Kenngrößen der Ermüdungsmessungen im Vergleich der Messmodi	51
Abbildung 21. Anteil des max. isometrischen Plateaus an der Gesamtdauert der Single-Ermüdungsmessungen	51
Abbildung 22. Schematische Darstellung des Ablaufs einer Wavelet-Transformation.	70
Abbildung 23. Reproduzierbarer Kern einer Morlet Wavelet	73
Abbildung 24. Kohärenz Spektrum zweier identischer Signale	75
Abbildung 25. Übersicht des Designs der Paar-Isometrie	79
Abbildung 26. Fixierung Piezo-Sensoren	81
Abbildung 27. Messaufbau der Paar-Isometrie-Messungen	82
Abbildung 28. Messdurchführung der Paar-Isometrie	83
Abbildung 29. Ein-sekündiger Ausschnitt eines ungefilterten ACC-Signals in V während einer Paar-Isometrie Messung bei 80 % der MVC.	85
Abbildung 30. Exemplarische Darstellung der Auswertung von Wavelet-Kohärenz-Spektren	87
Abbildung 31. Exemplarische Phasenabstandsberechnung	88
Abbildung 32. Exemplarisches DMS- und ACC-Signal während Paar-Isometrie-Messung	91

Abbildung 33. Exemplarische Darstellung der gefilterten Rohsignale (in V) einer Paar-Isometrie-Messung	92
Abbildung 34. Exemplarische Leistungsdichtespektren der Rohsignale der Paar-Isometrie-Messungen	95
Abbildung 35. Exemplarische Wavelet-Spektren der Kraft- und MOG-Signale der Paar-Isometrie-Messungen	96
Abbildung 36. Beispiele für Wavelet Kohärenz-Spektren während Paar-Isometrie-Messungen	97
Abbildung 37. Ergebnisübersicht der Betrachtung der Wavelet-Kohärenz-Spektren	99
Abbildung 38. Diagramm der max. Kohärenzpatches differenziert nach Messort	100
Abbildung 39. Patchlängen der Wavelet Kohärenz im Vergleich zwischen Zufalls- und realen Messpaarungen	101
Abbildung 40. Exemplarisches Diagramm einer Phasenabstandsberechnung	102
Abbildung 41. Qualitative Ergebnisse der Ermüdungsmessungen	105
Abbildung 42. Durchschnittliche Differenz zwischen Vor- und Nachlauf der Phasenabstandsberechnung	107
Abbildung 43. Anteil an zeitlichen Vorläufen vom jeweils drückenden und haltenden Probanden	108
Abbildung 44. Wavelet Kohärenz Spektrum zweier identischer MMG-Signale.	111
Abbildung 45. Ebenen der Entstehungsmöglichkeiten der 10 Hz-Oszillationen im neuromuskulären System	118
Abbildung 46. Wavelet Spektrum einer Realisation eines AR(2)-Prozesses.	129
Abbildung 47. Wavelet Kohärenz Analyse von ungekoppelten (a) und gekoppelten (b) AR(2)-Prozessen.	130
Abbildung A1. Kohärenz- sowie Cross-Wavelet-Spektrum des Kraft- und Beschleunigungssignals einer Messung bei 80% MVC während A agiert.	A3-1
Abbildung A2. Wavelet Spektren aller Signale eines Probandenpaares	A3-2
Abbildung A3. Intrapersonelle muskuläre Synchronisation von Proband A.	A3-3
Abbildung A4. Intrapersonelle muskuläre Synchronisation von Proband B.	A3-4
Abbildung A5. Wavelet Kohärenz zwischen Kraft- und MOG-Signalen von Proband A	A3-5
Abbildung A6. Wavelet Kohärenz zwischen Kraft- und MOG-Signalen von Proband B	A3-6
Abbildung A7. Wavelet Kohärenz der MMGtri-Signale von Proband A und den MOG-Signalen von Proband B	A3-8
Abbildung A8. Wavelet Kohärenz der MTGtri-Signale von Proband A und den MOG-Signalen von Proband B	A3-8
Abbildung A9. Wavelet Kohärenz der MMGobl-Signale von Proband A und den MOG-Signalen von Proband B	A3-9

TABELLENVERZEICHNIS

	<i>Seite</i>
<i>Tabelle 1. Stichprobendaten der Single-Isometrie-Messungen</i>	<i>28</i>
<i>Tabelle 2. Mittelwerte der Dauer der Kraft- und Druckanstiege der Single-Isometrie-Messungen</i>	<i>46</i>
<i>Tabelle 3. Differenzen der Amplitudenmittelwerte zwischen den Messmodi</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 4. Übersicht der Amplitudenmittelwerte der Single-Isometrie-Messungen</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 5. Übersicht der Ermüdungsbetrachtung der Single-Isometrie-Messungen</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 6. Stichprobendaten der Paar-Isometrie-Messungen</i>	<i>80</i>
<i>Tabelle 7. Frequenzbetrachtung der Paar-Isometrie-Messungen</i>	<i>93</i>
<i>Tabelle 8. Vergleich der Kohärenzpatches zwischen Mess- und Zufallspaarungen</i>	<i>102</i>
<i>Tabelle 9. Gruppenvergleich verschiedener Parameter der Phasenabstandsberechnung zwischen Mess- und Zufallspaarungen</i>	<i>103</i>
<i>Tabelle 10. Anteil der höheren MOG-Amplituden im drückenden Modus im Vergleich zum haltenden</i>	<i>104</i>
<i>Tabelle 11. Ergebnisse des Gruppenvergleichs bzgl. der Amplituden zwischen den beiden Messmodi</i>	<i>104</i>
<i>Tabelle 12. Gruppenstatistische Signifikanzwerte im Vergleich der Messmodi (A agiert vs. B agiert) bezüglich der Differenz von Vor- und Nachlauf aus Sicht des Agierenden</i>	<i>106</i>

ANHANG

A1	Abbildungen	A1-1
A2	Protokolle der Messungen.....	A2-1
A3	Kasuistik der Paar-Isometrie.....	A3-1

A1 Abbildungen

Alle Abbildungen

- *Wavelet Spektren:*
 - *500 der Single-Isometrie*
 - *797 der Paar-Isometrie*
- *2676 Wavelet Kohärenz-Spektren der Paar-Isometrie*
- *2676 Cross-Wavelet-Spektren der Paar-Isometrie*
- *2676 Phasenabstandsberechnungen der Paar-Isometrie*

können auf dem elektronischen Anhang betrachtet werden (siehe DVD).

Die Ordnerstruktur findet sich in der „Read-Me“-Datei auf dem Datenträger.

A2 Protokolle

PROTOKOLL DER SINGLE-ISOMETRIE-MESSUNGEN

Protokoll: *Messungen Single-Isometrie*

Datum:

Uhrzeit:

Proband:

Rater: *Schaefer, Laura*

Sensoren:

Testmuskel/-sehne	Proband A
M. triceps (MMG)	Sensor 1, Kabel?, Verstärker 1
Tricepssehne (MTG)	Sensor 5, Kabel?, Verstärker 6
M. obliquus abdominis externus (MMG)	Sensor 6, Kabel?, Verstärker 7

Probandeninformationen

+	Name:
Alter [Jahre]	
Gewicht [kg]	
Größe [cm]	
Händigkeit	
Hebellänge Arm [cm]	
Sportverhalten (Art/ Frequenz)	
Wohlbefinden (1 = sehr gut, 5 = sehr schlecht)	
Schmerzen (0 = Schmerzfrei; 10 = unerträglich)	
Verletzungen obere Extremität	
Nahrungsaufnahme	
Muskelfunktionstests:	
M. triceps brachii	
M. obliq. abdominis externus	
MVC [V]	

Messungen

MVC:

80% MVC:

Ermittlung der Muskelaktionsreihenfolge durch Ziehen Zettel:

Bei ex bar eingestellt

Bei Kon bar eingestellt

Messung	Nr.	Schamstö ¹			Bemerkung
		Sch	AM	Stö	
Nullmessung ohne Proband	1				
Nullmessung mit Proband	1				
MVC	1				
	2				
Halten (ex) 80% MVC	1				
	2				
	3				
Drücken (kon) 80% MVC	1				
	2				
	3				
	4				
Ermüdung 80% MVC – ex	1				
Kon	2				
Ex	3				
kon	4				

¹ Schamstö = **S**chmerz; **A**ufbau und **M**aterial; **S**törung

PROTOKOLL DER PAAR-ISOMETRIE-MESSUNGEN

Mechanooszillografie: Isometrie-Messungen

Datum:

Uhrzeit:

Proband A:

Proband B:

Rater: Schaefer, Laura

Sensoren:

Testmuskel/-sehne	Proband A	Proband B
M. triceps (MMG)	Sensor1, Kabel1, Verstärker1	Sensor4, Kabel4, Verstärker4
Tricepssehne (MTG)	Sensor2, Kabel2, Verstärker2	Sensor5, Kabel5, Verstärker5
M. obliquus abdominis externus (MMG)	Sensor3, Kabel3, Verstärker3	Sensor6, Kabel6, Verstärker6

Probandeninformationen

	Proband A:	Proband B:
Alter [Jahre]		
Gewicht [kg]		
Größe [cm]		
Händigkeit		
Hebellänge Arm [cm]		
Sportverhalten (Art/ Frequenz)		
Wohlbefinden (1 = sehr gut, 5 = sehr schlecht)		
Schmerzen (0 = Schmerzfrei; 10 = unerträglich)		
Verletzungen obere Extremität		
Nahrungsaufnahme		
Muskelfunktionstests:		
M. triceps brachii		
M. obliq. abdominis externus		
MVC [V]		
Startwinkel Arm zu Tisch		

Messungen

MVC von schwächerem Proband:

80% MVC:

90% MVC:



Messung	Nr.	Sieger (berührt als 1. Theraband)	Schamstö ¹			Bemerkung
			Sch	AM	Stö	
MVC Proband A	1					
	2					
MVC Proband B	1					
	2					
Nullmessungen	1					
A agiert 80% MVC	1					
	2					
	3					
B agiert 80% MVC	1					
	2					
	3					
Ermüdung A agiert 90% MVC	1					
	2					
	3					
Ermüdung B agiert 90% MVC	1					
	2					
	3					

¹ Schamstö = **S**chmerz; **A**ufbau und **M**aterial; **S**törung

A3 Kasuistik der Paar-Isometrie

„Die Darstellung eines exemplarischen Einzelfalls kann mehr aussagen als jede noch so ausgefeilte Statistik.“

(Heinz-Werner Meyer (1932-1994), dt. Gewerkschaftsführer.)

A3.1 Ergebnisse

Dieser Abschnitt soll als Falldarstellung eines Probandenpaares der Paar-Isometrie-Messung dienen, um beispielhaft alle Signalpaarungen der Interaktion der beiden neuromuskulären Systeme während isometrischer Muskelaktion darzustellen. Das heißt es werden alle Signalpaarungen als Wavelet-, Cross-Wavelet- sowie Kohärenzspektrum dargestellt, außerdem die Kraftbetrachtungen der 80% MVC sowie der Ermüdungsmessungen. Auf die erneute Darstellung der Rohsignale der MMG- bzw. MTG-Sensoren wird verzichtet, da diese in der Beschreibung der Rohsignale vorgestellt wurden.

Es wird jeweils eine Messung aus den verschiedenen Modi vorgestellt: Eine Messung bei 80% MVC, in der Proband A agiert und eine, in der Proband B agiert. Diesbezüglich werden zunächst die MMG- bzw. MTG-Signale zum Kraftsignal betrachtet. Auf die Betrachtung der myofaszialen Signale zum Beschleunigungssignal wird aus Platzgründen verzichtet, zumal das Kraft- und das ACC-Signal über die gesamte Zeit sowie über beinahe den gesamten Frequenzbereich kohärent sind (Abbildung A1). Wieso das Kraft- und das Beschleunigungssignal im relevanten Frequenzbereich um 10 Hz um ca. $\frac{\pi}{2}$ verschoben sind, wird an anderer Stelle zu erörtern sein.

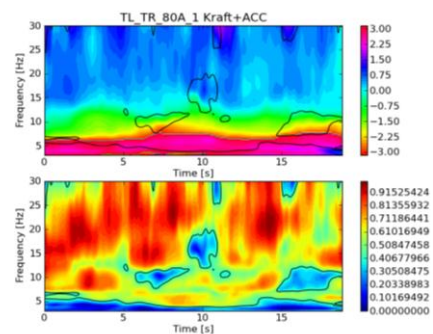


Abbildung A1. Kohärenz- sowie Cross-Wavelet-Spektrum des Kraft- und Beschleunigungssignals einer Messung bei 80% MVC während A agiert.

BETRACHTUNG DER EINZELSIGNALE

Betrachtet man die Wavelet-Spektren und somit die Frequenzausprägung der isometrischen Phase der Einzelsignale von Messung 1 während Proband A agiert (Abbildung A2), so kann man allgemein feststellen, dass alle Signale mit einer Frequenz im Bereich um 10 Hz oszillieren. Im Speziellen sieht man feine Unterschiede: Das Beschleunigungs- und das Kraftsignal sowie das MTG-Signal von Proband A zeigen auch um 5 Hz einen kleinen Peak. Während die MMG des Trizeps von Proband A einen deutlichen Peak um 9 Hz aufweist, zeigt Proband B beim MMG-Signal des Trizeps' einen sehr breiten Frequenzbereich. Allerdings zeigt auch sein MTG Signal der Trizepssehne diesen deutlichen Peak bei 9 Hz. Die MMGs der Bauchmuskeln beider Probanden zeigen ähnliche Ausprägungen und haben zwischen 9 und 12 Hz nahezu ein Plateau.

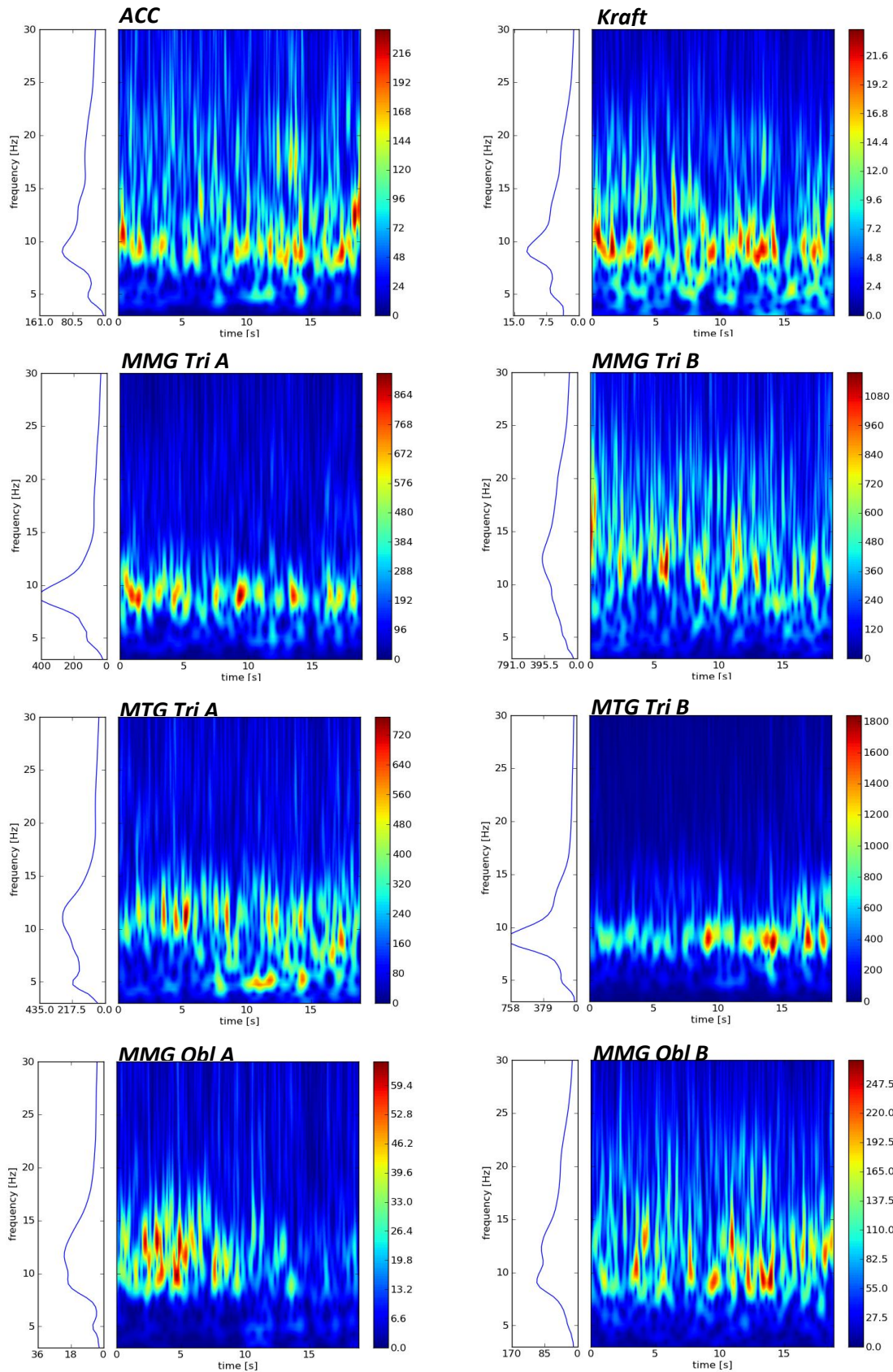


Abbildung A2. Wavelet Spektren aller Signale eines Probandenpaares
 Dargestellt sind die Wavelet-Spektren der Probanden A und B von Messung 1 bei 80 % der MVC während A agiert. Die jeweils linken Abbildungen zeigen die aufsummierte Leistung der Wavelet-Spektren über die Zeit und sind somit äquivalent zu den Leistungsdichtespektren.

PROBAND A: INTRAPERSONELLE MUSKULÄRE INTERAKTION

Abbildung A3 zeigt die Cross-Wavelet-Schätzungen inklusive Kohärenzspektrum der Sensoren von Proband A – diese Analysen spiegeln die intrapersonelle muskuläre Synchronisation während isometrischer Interaktion wider. Die Abbildungen oben links zeigen die Interaktion des Trizeps' mit seiner Sehne. Die signifikanten Kohärenzbereiche erstrecken sich über die gesamte isometrische Phase in einem Frequenzband von ca. 3 bis 8 Hz, abschnittsweise auch bis 15 Hz. Dabei sind die Oszillationen von Muskel und Sehne um ca. $\frac{\pi}{4}$ verschoben. Das heißt der Muskel läuft der Sehne um ca. 45° voraus. Die Cross-Wavelet-Analysen zwischen dem M. triceps brachii und dem M. obliquus externus abdominis zeigen ebenfalls über das gesamte isometrische Intervall eine signifikant kohärente Phase. Das Hauptfrequenzband erstreckt sich von ca. 8 – 12 Hz. Auch in niederfrequenten Bereichen lässt sich zwischen den beiden Muskeln signifikante Kohärenz feststellen, die ebenfalls um ca. $\frac{\pi}{4}$ verschoben sind. Bei diesem Cross-Wavelet-Spektrum (Abb. A3 rechts oben) ist auffällig, dass nach ca. 12 s die Phasenlage von ca. $-\frac{\pi}{4}$ zu $+\frac{\pi}{4}$ wechselt.

Die Kohärenz zwischen den Signalen der Trizepssehne und dem schrägen Bauchmuskel lassen sich durch zwei Frequenzebenen charakterisieren. Die eine befindet sich in den

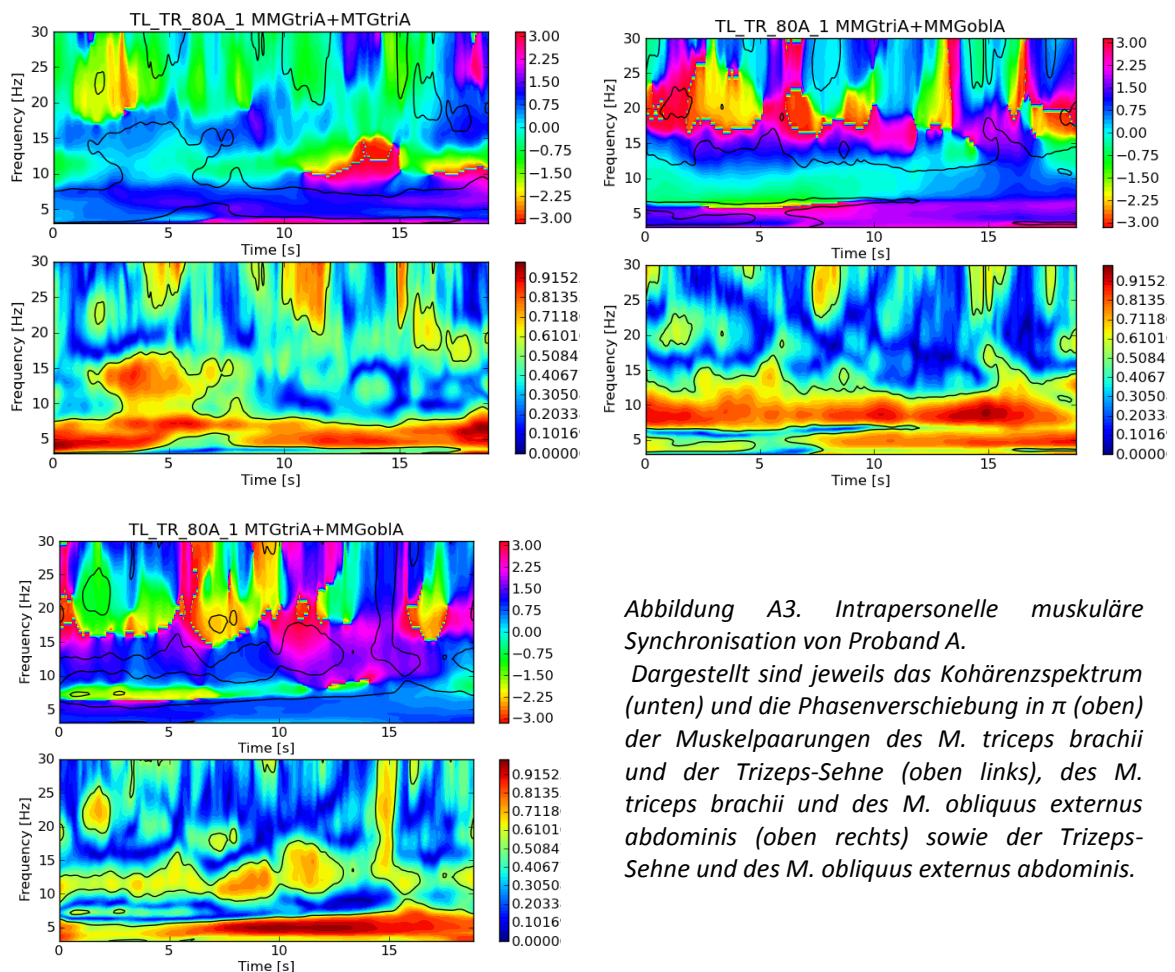


Abbildung A3. Intrapersonelle muskuläre Synchronisation von Proband A.

Dargestellt sind jeweils das Kohärenzspektrum (unten) und die Phasenverschiebung in π (oben) der Muskelpaarungen des M. triceps brachii und der Trizeps-Sehne (oben links), des M. triceps brachii und des M. obliquus externus abdominis (oben rechts) sowie der Trizeps-Sehne und des M. obliquus externus abdominis.

unteren Frequenzbereichen um ca. 5 Hz, während sich die zweite – etwas geringere, aber immer noch signifikant – kohärente Ebene knapp oberhalb von 10 Hz ansiedelt. Beide Kohärenzbereiche weisen einen Phasenversatz zwischen ca. $+\frac{\pi}{4}$ und $+\frac{\pi}{2}$ auf.

PROBAND B: INTRAPERSONELLE MUSKULÄRE INTERAKTION

In Abbildung A4 sind die Cross-Wavelet-Spektren inklusive Kohärenz-Spektrum der intrapersonellen muskulären Interaktion von Proband B während A agiert dargestellt. Die Interaktion zwischen dem M. triceps brachii und seiner Sehne (Abb. A4 links oben) zeigt die geringste Kohärenz. Insbesondere in den ersten ca. 7 Sekunden zeigen die MMG- bzw. MTG-Signale ein signifikant kohärentes Areal im Bereich von 5 bis 10 Hz. Im anschließenden Zeitverlauf sind nur noch kürzere signifikante Bereiche zu finden. Die vertikal-länglichen Signifikanzflächen in den oberen Frequenzbereichen sind zu vernachlässigen. Die Phasenlage (obere Abbildung) zeigt, dass im signifikanten Frequenzbereich eine Phasenverschiebung um ca. π vorherrscht. Die Abbildung A4 oben rechts bildet die Cross-Wavelet-Schätzung des Trizeps' zum M. obliquus externus abdominis von Proband B ab. Hier findet man erneut im Bereich zwischen 5 und 8 Hz über einen Zeitraum von ca. 13 Sekunden einen signifikant kohärenten Bereich, welcher in den oberen Frequenzen um etwa 180° verschoben sind, in den unteren Frequenzen um ca. 130° .

Die Darstellung links unten zeigt die Interaktion der Signale der Trizepssehne zum schrägen

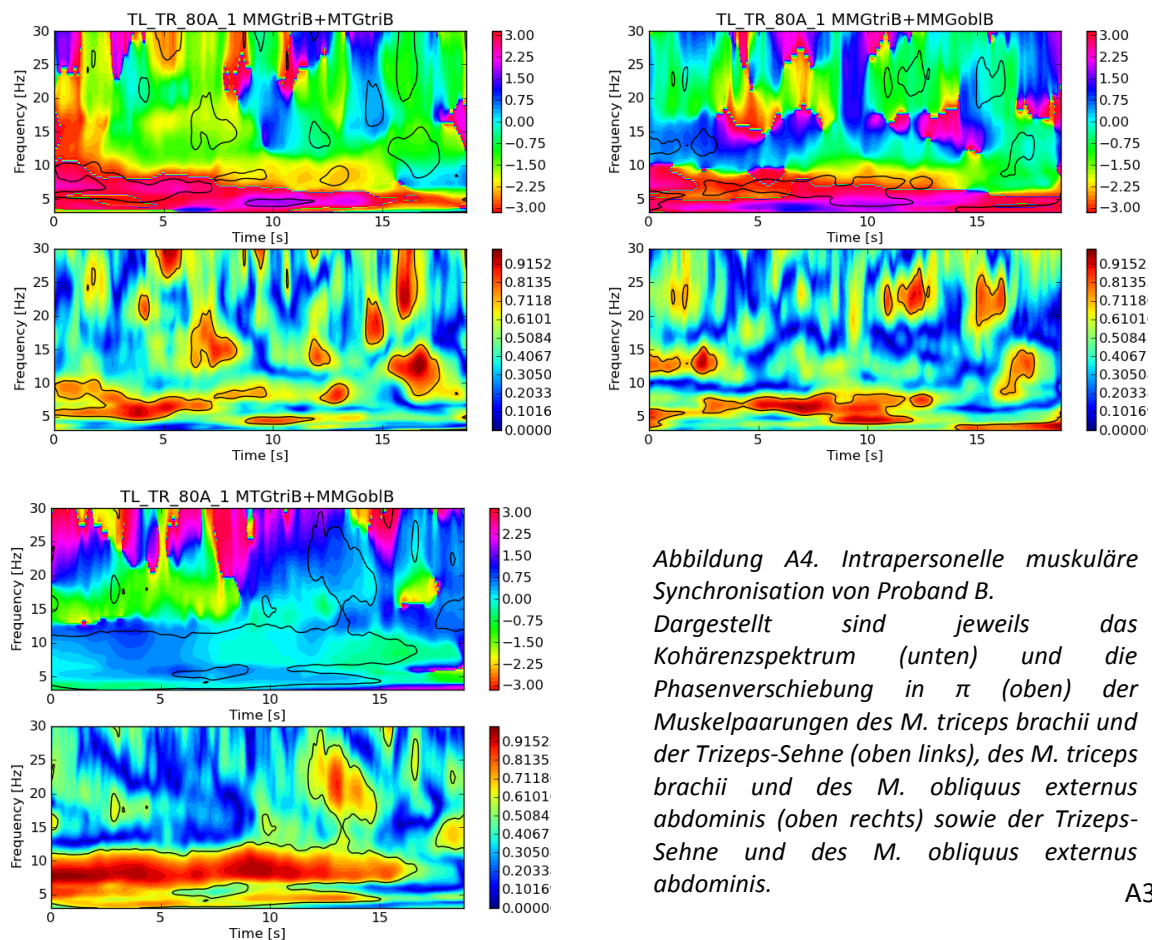


Abbildung A4. Intrapersonelle muskuläre Synchronisation von Proband B.

Dargestellt sind jeweils das Kohärenzspektrum (unten) und die Phasenverschiebung in π (oben) der Muskelpaarungen des M. triceps brachii und der Trizeps-Sehne (oben links), des M. triceps brachii und des M. obliquus externus abdominis (oben rechts) sowie der Trizeps-Sehne und des M. obliquus externus abdominis.

Bauchmuskel. Diese Paarung ergibt bei Proband B die höchste und großflächigste signifikante Kohärenz in einem Bereich von ca. 3 bis 11 Hz über ein Intervall von ca. 16 Sekunden. Die Phasenlage beider Signale zueinander beträgt dabei ca. 0 bis $\frac{\pi}{4}$ (Abbildung A4 links unten, obere Darstellung).

KRAFT ZU MMG BZW. MTG VON PROBAND A BZW. B

Kraft vs. Proband A

Abbildung A5 zeigt die Cross-Wavelet-Berechnungen inklusive Kohärenzspektrum des Kraftsignals zu den MMG- bzw. MTG-Signalen von Proband A. Die Schwingungen des M. triceps brachii von Proband A zeigt das deutlichste Kohärenzband zum Kraftsignal im Frequenzbereich um 10 Hz über das gesamte isometrische Plateau von 18,82 s (Abbildungen A5 links oben, unteres Diagramm). Das zugehörige Phasenspektrum (oberes Diagramm) zeigt im umrandeten signifikanten Kohärenzbereich Phasen um etwa 0° – also in etwa Gleichphasigkeit. Die Oszillationen des Bauchmuskels (Abbildung A5 unten) zeigen im Vergleich mit dem Kraftsignal bezüglich Kohärenz- und Phasenausprägung ein ähnliches Bild, die Kohärenz ist allerdings im Vergleich zum Trizepssignal geringer ausgeprägt – dennoch signifikant. Lediglich das MTG-Signal der Trizepssehne zeigt sowohl einen

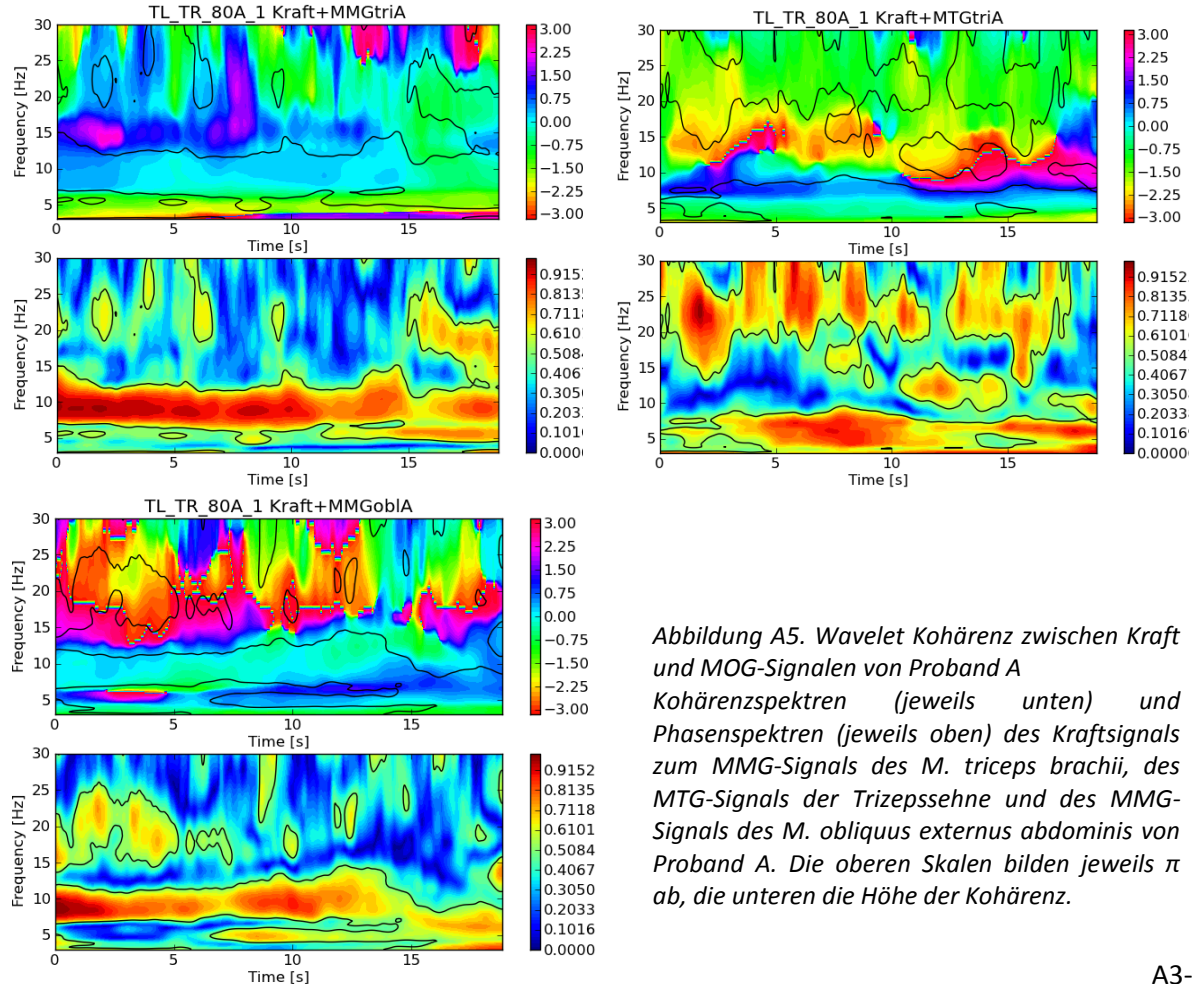


Abbildung A5. Wavelet Kohärenz zwischen Kraft und MMG-Signalen des M. triceps brachii, des MTG-Signals der Trizepssehne und des MMG-Signals des M. obliquus externus abdominis von Proband A. Die oberen Skalen bilden jeweils π ab, die unteren die Höhe der Kohärenz.

abweichenden Frequenzbereich (hier um 5 Hz), als auch eine andere Phasenlage: Zwischen ca. 7 und 10 Hz herrscht eine Phasenlage um $\pi/4$ vor, zwischen 3 und 7 Hz eine Phasenverschiebung um $-\pi/4$. Vergleicht man diese Frequenzbereiche mit den Wavelet-Spektren der Einzelsignale, so kann man feststellen, dass auch bei diesen das Kraft- und das MTG-Signal der Trizepssehne von Proband A Frequenzen um 5 Hz beinhalten. Diese scheinen demnach bei der Interaktionsbetrachtung der beiden Signale vorherrschend zu sein.

Kraft vs. Proband B

Abbildung A6 zeigt analog die Cross-Wavelet- und Kohärenzspektren des Kraftsignals zu den Signalen von Proband B. Auch hier kann man entsprechend der Wavelet-Spektren der Einzelsignale die signifikant kohärenten Bereiche wiederfinden. Das MMG-Trizeps-Signal von Proband B zeigt im Frequenzspektrum ein sehr breites Band mit dem Maximum um 12 Hz. Paart man dieses Signal nun mit dem Kraftsignal, so finden sich kohärente Bereiche insbesondere in niedrigen Frequenzbereichen um 5 Hz, phasenweise auch im Bereich um 15 Hz. Während das Signal der Trizepssehne – das im Einzelsignal auch einen klaren Peak um 9 Hz aufzeigt – in Verbindung mit dem Kraftsignal hohe Kohärenz im Bereich um 10 Hz entwickelt. Dabei besteht eine Phasenverschiebung zwischen dem Kraft und dem MTG Signal von etwa $+\frac{5}{7}\pi$ (entspricht ca. 129°). Auch das Bauchmuskelsignal zeigt im selben Frequenzbereich diese Phasenlage bezüglich des Kraftsignals.

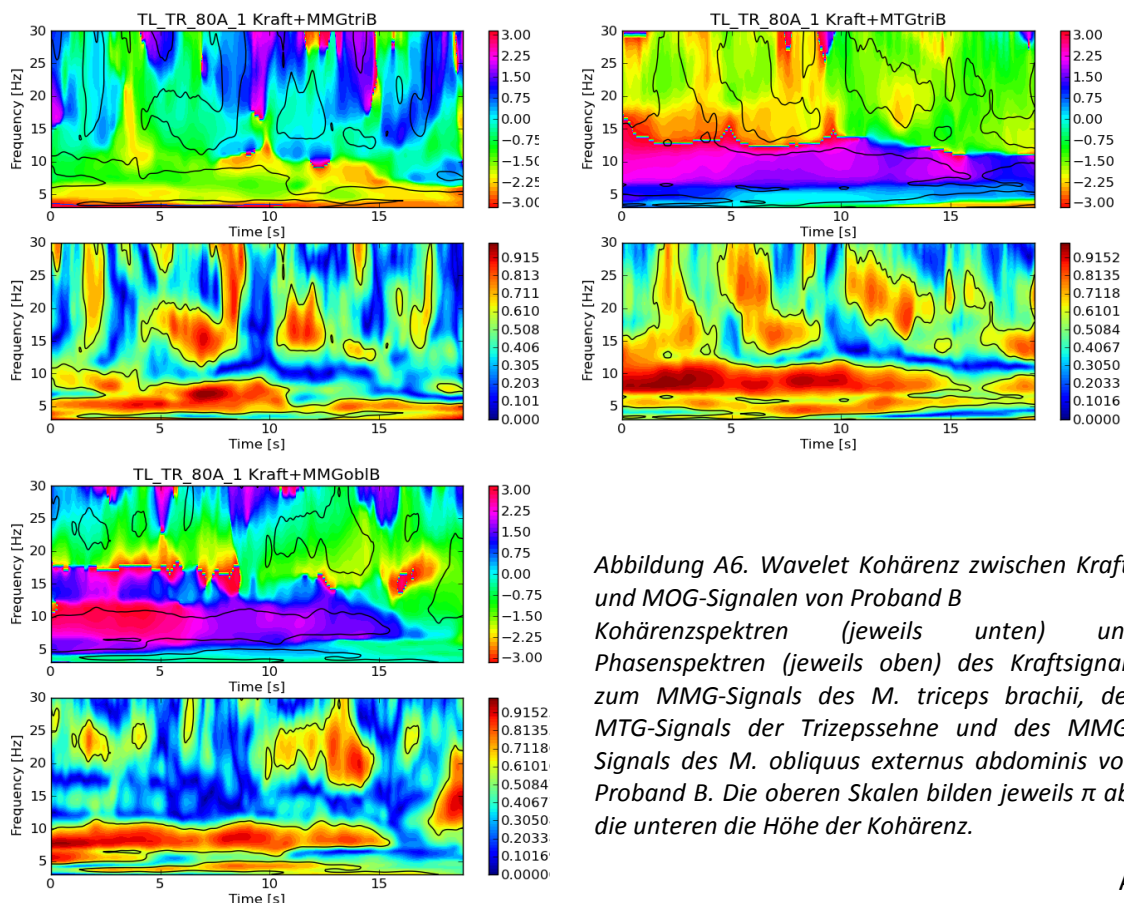


Abbildung A6. Wavelet Kohärenz zwischen Kraft- und MOG-Signalen von Proband B
Kohärenzspektren (jeweils unten) und Phasenspektren (jeweils oben) des Kraftsignals zum MMG-Signals des M. triceps brachii, des MTG-Signals der Trizepssehne und des MMG-Signals des M. obliquus externus abdominis von Proband B. Die oberen Skalen bilden jeweils π ab, die unteren die Höhe der Kohärenz.

Man kann zusammenfassen, dass beide Probanden während der isometrischen Phase der Messung zum Kraftsignal hohe signifikante Kohärenzbereiche aufweisen. Insgesamt weist dabei Proband B eine Phasenverschiebung von etwa 130° auf, während Proband A eher um 0 bzw. 45° zum Kraftsignal schwingt.

INTERAKTIONSBETRACHTUNG ZWISCHEN PROBAND A VS. PROBAND B

Bis hier ist festzuhalten, dass jedes MMG-Signal mit dem Kraftsignal eine signifikante Kohärenz über die isometrische Phase aufweist. Daher könnte man annehmen, dass auch die Signale zwischen den Probanden signifikant kohärente Bereiche aufweisen. Dazu betrachte man die in Abbildung A7-A9 dargestellten Kohärenzspektren der Signalpaarungen zwischen den Probanden. Da Proband A agiert, werden zunächst alle Paarungen des Trizeps von A zu allen Signalen von Proband B (Abbildung A7), anschließend die der Trizepssehne von A zu den Signalen von B (Abbildung A8) und abschließend das Bauchmuskel-Signal von A zu denen von Proband B (Abbildung A9) dargestellt.

Allen drei Abbildungen gemein ist, dass die Kohärenzpatches der Paarungen mit dem MMG-Signal des *M. triceps brachii* von Proband B am kürzesten sind, wohingegen die Paarungen mit den anderen Signalen von Proband B signifikant kohärente Phasen – mehr oder weniger – über die gesamte isometrische Phase aufweisen. erinnert man sich an die Wavelet-Spektren zurück, so ist auch die MMG des *M. triceps brachii* von Proband B dasjenige, welches den verschmiertesten Frequenzbereich aufweist. Betrachtet man sich die Messungen, in denen B agiert (hier nicht dargestellt), findet man dieses Phänomen nicht. Wenn B agiert zeigen nicht die Paarungen mit dem Trizeps von A die geringste Kohärenz.

Die größten Kohärenzpatches zeigen die Signalpaarungen von Proband A mit denen von der Trizepssehne von Proband B. Insbesondere ist die Paarung des *M. triceps brachii* von Proband A mit der Trizepssehne von Proband B hervorzuheben (Abbildung A7 rechts). Das Kohärenzspektrum zeigt eine hoch kohärente Fläche im Frequenzband von 5 bis 15 Hz mit einer Phasenverschiebung von etwa $\frac{2}{3}\pi$ (entspricht 120°). Im etwa gleichen, aber nicht so breiten Frequenzband befindet sich auch die signifikant kohärenten Flächen der Signalpaarung des Trizeps von Proband A und Bauchmuskel von Proband B. Diesbezüglich ähnelt sich auch die Phasenlage. Allerdings wechselt diese Paarung nach etwa 7 s die Phasenlage von ca. $\frac{5}{7}\pi$ zu $\frac{1}{2}\pi$. Das entspricht einer Phasenverlagerung von ca. 130° zu 90° .

Die Schätzung der Trizepssehnen-Signale zueinander ergibt auch ein signifikant kohärentes Band über die gesamte isometrische Phase (Abbildung A8 rechts). Hier ist allerdings die Frequenz mit Werten zwischen ca. 3 und 8 Hz deutlich niedriger. Die Signale liegen dabei um ca. $\frac{1}{4}\pi$ verschoben.

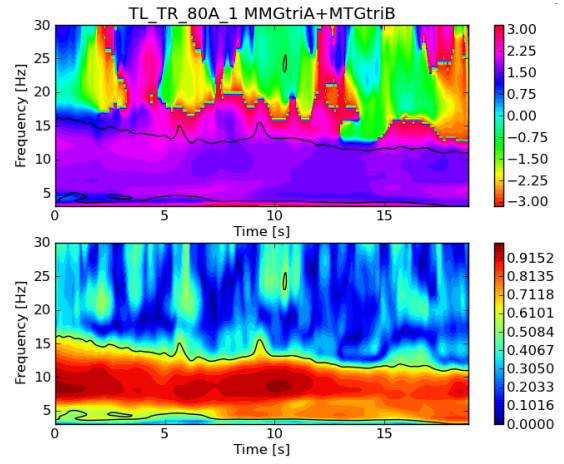
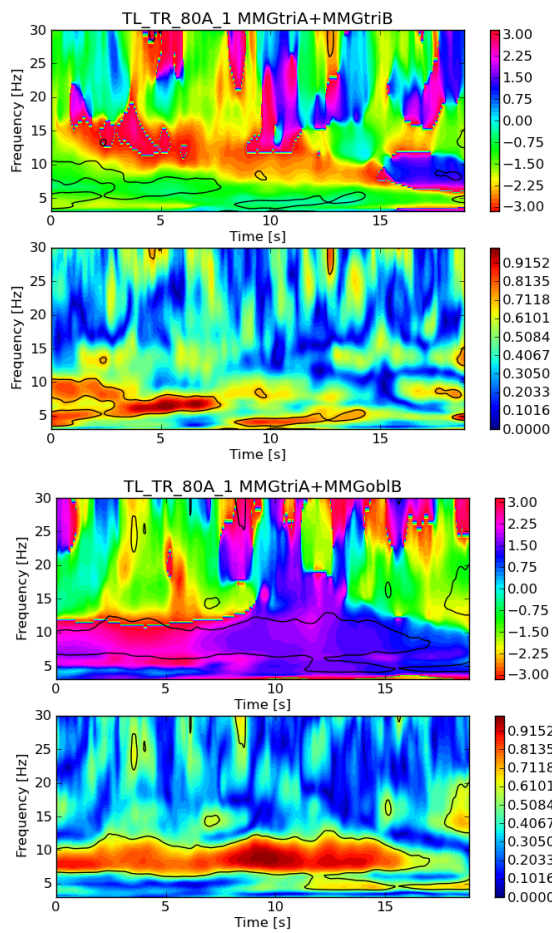


Abbildung A7. Wavelet Kohärenz der MMGtri-Signale von Proband A und den MOG-Signalen von Proband B Kohärenzspektren (jeweils unten) und Phasenspektren (jeweils oben) des MMG des M. triceps brachii von Proband A zu den Signalen von Proband B: MMG des M. triceps brachii, MTG-Signal der Trizepssehne, MMG-Signal des M. obliquus externus abdominis von Proband B. Die oberen Skalen bilden jeweils π ab, die unteren die Höhe der Kohärenz.

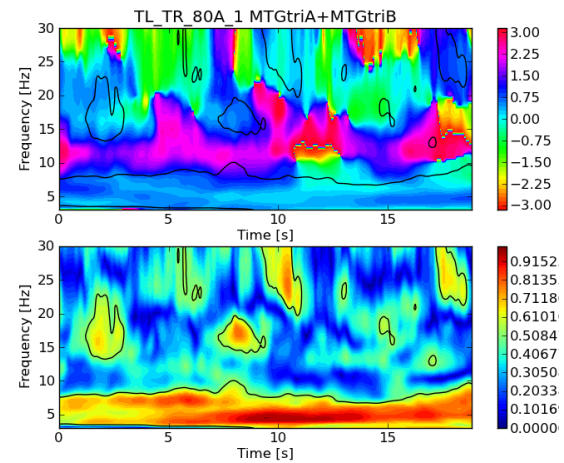
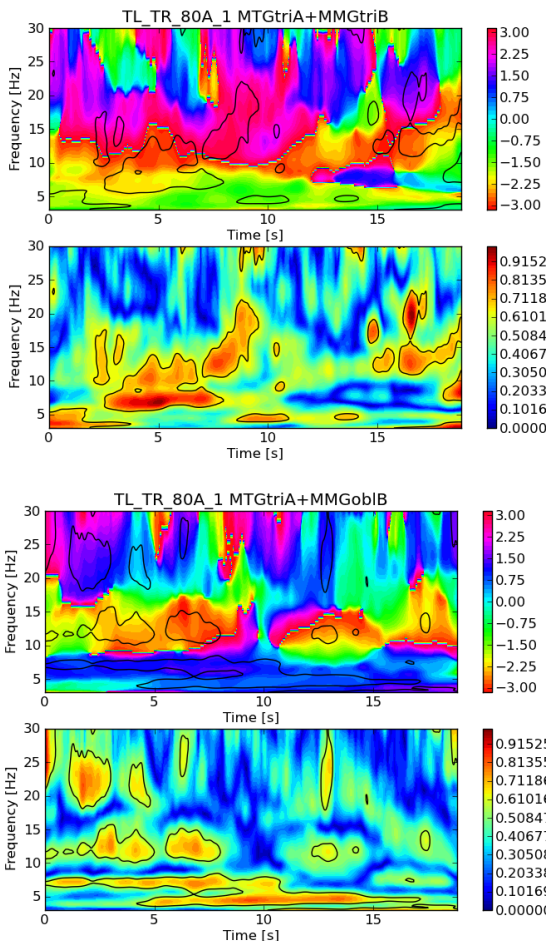


Abbildung A8. Wavelet Kohärenz der MTGtri-Signale von Proband A und den MOG-Signalen von Proband B Kohärenzspektren (jeweils unten) und Phasenspektren (jeweils oben) des MTG-Signals der Trizeps-Sehne von Proband A zu den Signalen von Proband B: MMG des M. triceps brachii, MTG der Trizeps-Sehne und MMG des M. obliquus externus abdominis von Proband B. Die oberen Skalen bilden jeweils π ab, die unteren die Höhe der Kohärenz.

Betrachtet man die Paarung der Trizepssehne von Proband A mit dem MMG-Signal des Bauchmuskels von Proband B so kann man zwar keine so hohe und durchgängige Kohärenz feststellen, allerdings weisen die signifikant kohärenten Bereiche eine Phasenverschiebung von ca. $\frac{1}{2}\pi$ auf (Abbildung A8 unten links).

Das MMG-Signal des M. obliquus externus abdominis von Proband A zeigt in Interaktion mit dem MMG-Trizeps-Signal von Proband B keine nennenswerte Kohärenz (Abbildung A9 oben links). Hingegen zeigt es mit dem Trizepssehnen-Signal und dem Bauchmuskel-Signal von Proband B über die gesamte isometrische Phase im Frequenzbereich um 10 Hz signifikant kohärente Bereiche, ab ca. 7 Sekunden auch in niedrigeren Frequenzbereichen um 5 Hz. Auch hier gibt es analog zu der Paarung Trizeps von A mit Bauchmuskel von B eine Veränderung der Phasenlage über die Zeit von ca. 130° zu ca. 90° (Abbildung A9 rechts oben und links unten).

Zusammenfassend kann man zu der Kohärenzbetrachtung der interpersonellen Signalpaarungen sagen, dass auch hier größtenteils über die gesamte isometrische Phase signifikant kohärente Bereiche im relevanten Frequenzbereich zu finden sind. Alle Paarungen mit dem Signal des M. triceps brachii von Proband A fallen heraus und zeigen nicht solche großflächigen kohärenten Bereiche.

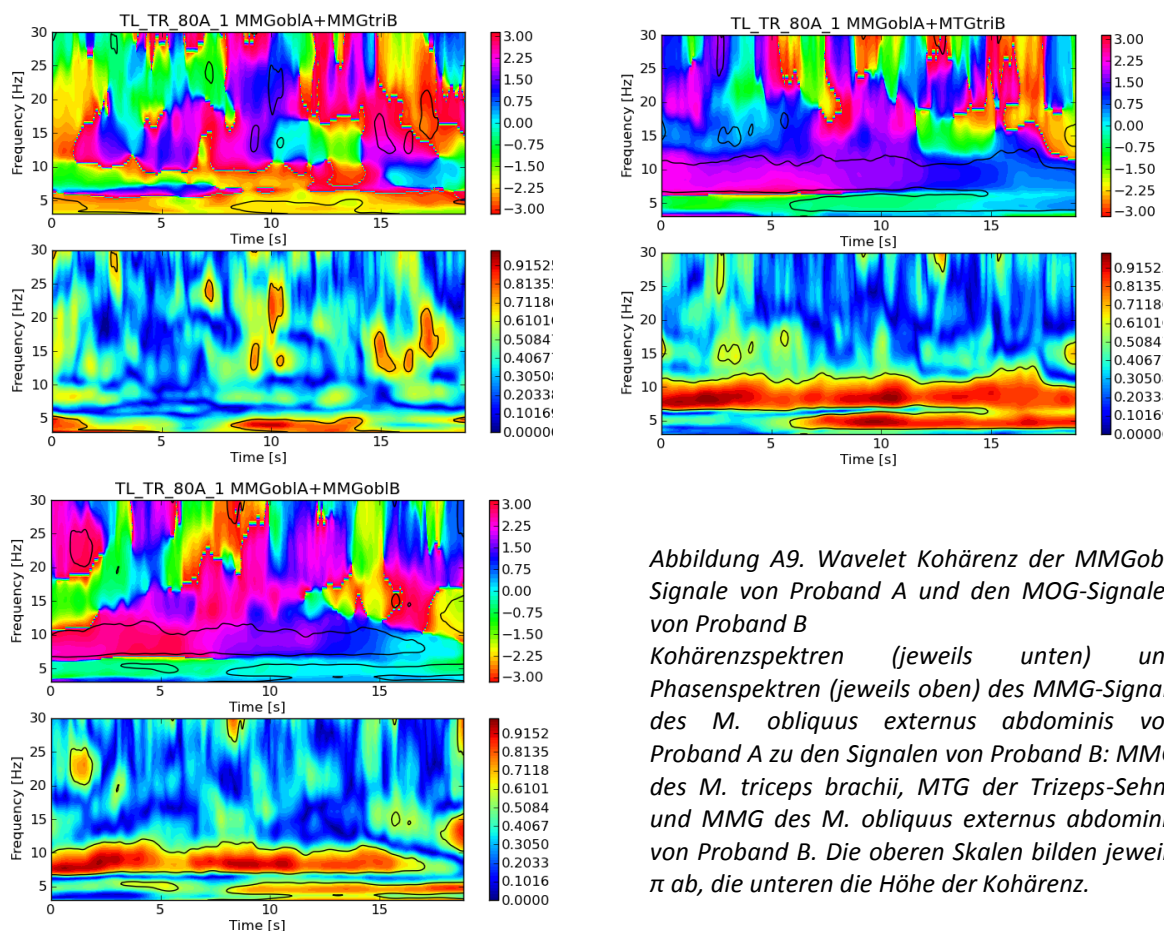


Abbildung A9. Wavelet Kohärenz der MMGobl-Signale von Proband A und den MOG-Signalen von Proband B Kohärenzspektren (jeweils unten) und Phasenspektren (jeweils oben) des MMG-Signals des M. obliquus externus abdominis von Proband A zu den Signalen von Proband B: MMG des M. triceps brachii, MTG der Trizeps-Sehne und MMG des M. obliquus externus abdominis von Proband B. Die oberen Skalen bilden jeweils π ab, die unteren die Höhe der Kohärenz.

A3.2 Interpretation und Diskussion des Fallbeispiels

Diese Messung eines Probandenpaares während isometrischer Interaktion liefert eine Möglichkeit, wie sich zwei neuromuskuläre Systeme während Interaktion zueinander verhalten können. Eine solche spezifische und kleinschrittige Betrachtung wurde bei weiteren Messungen nicht komplett durchgeführt. Daher ist eine Verallgemeinerung auf die anderen Messungen bzw. Probandenpaare nicht möglich. Die anderen Ergebnisse haben insgesamt eine große Variabilität gezeigt. Daher ist anzunehmen, dass die anderen Paarungen andere Ausprägungen zeigen. Stichprobenartiges Überprüfen der anderen Messungen stützt diese Hypothese.

FREQUENZBETRACHTUNG

Die Ergebnisse des Fallbeispiels bezogen die Kohärenz-Schätzung zwischen Kraft und den myofaszialen Oszillationen mit ein.

Zunächst ist festzustellen, dass auch die Kraft, die durch die beiden Probanden generiert wird, einen oszillierenden Charakter zeigt. Die Frequenz des Kraftsignals zeigt im Bereich um 5 Hz einen kleinen Peak, das sich nur beim Beschleunigungssignal und dem MTG-Signal der Trizepssehne vom agierenden Probanden wiederfindet. Hier zeigt sich bezüglich der Frequenz ein enger Zusammenhang zwischen dem Kraftsignal und dem Signal der Trizepssehne des Agierenden. Hier stellt sich die Frage, ob diese Signale die Bewegungen des Paares ggf. deutlicher widerspiegeln als die anderen Signale. Die niedrige Frequenz von 5 Hz spricht dafür.

Das breite Frequenzband des Trizepssehnen-Signals vom haltenden Proband B, lässt die Vermutung aufstellen, dass Proband B die applizierte Kraft von Proband A über die Sehne abfängt. Dies wäre möglicherweise dadurch zu erklären, dass die passive Struktur der Sehne vom haltenden Probanden die Inputs von Proband A sowie die Reaktion des eigenen *M. triceps brachii* aufnimmt und dadurch eine größere Frequenzbreite produziert. Bei der Interpretation der Frequenzen ist allerdings zu bedenken, dass die Frequenzbetrachtung hier lediglich eine Momentaufnahme sowie eine Annäherung an die chaotischen Prozesse des Muskels darstellt und die Ausprägung des Frequenzspektrums zusätzlich durch Artefakte beeinflusst wird.

Im Vergleich zwischen beiden Probanden zeigt die Frequenzausprägung der Bauchmuskel-Signale die ähnlichste Ausprägung. Dies ist möglicherweise dem Umstand zu schulden, dass beide Probanden gleichermaßen über den Bauchmuskel die aufrecht sitzende Position stabilisieren müssen. Ein weiterer Erklärungsansatz wäre, dass die Bauchmuskeln örtlich am weitesten vom Interaktionsort entfernt sind. So sind sie ggf. durch Variationen während der Interaktion nicht so stark betroffen.

Diese spezifischen Frequenzausprägungen während Interaktion müssten bei weiteren Messungen betrachtet werden, um die Hypothesen genauer zu untersuchen.

Des Weiteren ist noch nicht geklärt, wie die Kraft zwischen den beiden Probanden zu definieren ist oder was oder wie die Beschleunigung zwischen den beiden Probanden charakterisiert ist. Beschreibt letztere womöglich die resultierende Kraft zwischen beiden Probanden? Die Kraft zwischen den beiden Probanden wird hier als Reaktionskraft der Interaktion interpretiert. Eine ausführliche Diskussion der entstehenden Kräfte zwischen zwei neuromuskulären Systemen muss an anderer Stelle geführt werden.

INTRAPERSONELLE INTERAKTION MYOFASZIALER OSZILLATIONEN

Proband A zeigt bei allen Signalpaarungen signifikante Kohärenz über die gesamte isometrische Phase. Zwischen Trizeps und Trizepssehne sowie zwischen Trizepssehne und Bauchmuskel weist er im kohärenten Bereich eine Phasenverschiebung von ca. $\frac{\pi}{4}$ auf. Entsprechend läuft die Trizepssehne sowohl dem Trizeps als auch dem Bauchmuskel um ca. 45° voraus. Berücksichtigt man die oben genannte Frequenzausprägung, so sticht hier wieder die Trizepssehne heraus, in dem sie bezüglich der beiden Muskeln durch einen Vorlauf beschrieben werden kann. Die Phasenlage zwischen Trizeps und Bauchmuskel verändert sich im Laufe der Zeit. Möglicherweise kennzeichnet diese Instabilität die Regulation der Interaktion und gegebenenfalls eine Veränderung der Strategie während der Interaktion innerhalb einer Messung.

Proband B hingegen zeigt eine deutlich geringere und teilweise unterbrochene Kohärenz. Lediglich die Trizepssehne zum Bauchmuskel weist bis eine Sekunde vor Schluss durchgehend eine signifikante Kohärenz auf. Bei dieser verändert sich die Phasenlage auch im Verlauf der Messung. Es können Phasen, in denen die Sehne dem Bauchmuskel um ca. 30° vorweg läuft und ebenso umgekehrt um ca. 30° nachläuft sowie gleichphasige Intervalle identifiziert werden. Hingehen sind die Phasenlage zwischen Trizepsmuskel und -sehne sowie Trizeps- und Bauchmuskel hier eher durch Gegenphasigkeit zu beschreiben.

Schon im Vergleich der Probanden dieses einen Paares lassen sich keine einheitlichen Phasenlagen zwischen den Muskeln bzw. Sehne innerhalb einer Person identifizieren. Auffällig ist, dass bei einem Proband eher eine Gleich- bzw. Gegenphasigkeit vorherrscht, während innerhalb des agierenden Probanden eher eine um 45° verschobene Phasenlage zwischen den Signalen zu finden ist. Ob dies gegebenenfalls mit den Aufgaben Drücken und Halten in Verbindung steht, bleibt zu untersuchen. Ein möglicher Erklärungsansatz für die weniger starke Kohärenz der intrapersonellen Signale von Proband B wäre, dass er auf den Input von Proband A reagieren muss und somit gegebenenfalls mit einer größeren Variabilität reagieren muss, um den Input adäquat aufzunehmen und abfangen zu können.

Ebenso könnte man Erklärungsansätze für die vorhandene Gegenphasigkeit bei Proband B aufstellen, z.B. dass der Trizeps von Proband B aktiv auf die Interaktion mit Proband A reagieren muss und der Bauchmuskel sowie die Trizepssehne ggf. nur die applizierte Kraft von Proband A aufnehmen müssen – daher sind diese durch beinahe Gleichphasigkeit beschrieben. Dies sind auf Grundlage einer Messung mutige Annahmen, die natürlich unter Vorbehalt und mit Vorsicht zu genießen sind.

Die intrapersonelle Interaktion beschreibt für sich ein komplettes Feld, das differenziert betrachtet werden kann und hier aufgrund der Komplexität bewusst ausgespart wurde.

VERGLEICH DES KRAFTSIGNALS ZU DEN MYOFASZIALEN SIGNALLEN

Zwischen den MMGs und dem Kraftsignal sind insbesondere die nahezu bei jeder Paarung durchgehend signifikante Kohärenz hervorzuheben. Das heißt alle Signale beider Probanden zeigen mit dem Kraftsignal – das zwischen beiden Probanden abgenommen wurde – ein signifikant kohärentes Verhalten. Auffallend ist dabei, dass die Signale von Proband A größtenteils eine gleiche oder annähernd gleiche Phasenlage zum Kraftsignal aufweisen, während das Kraftsignal zur Trizepssehne und zum Bauchmuskel von Proband B eher eine Phasenlagen zwischen ca. $\frac{\pi}{2}$ und π einnimmt.

Spiegeln diese Interaktionsmuster wider, dass der Trizepsmuskel von Proband A entscheidend daran beteiligt ist, die Kraft aufzubauen? Dadurch könnte erklärt werden, dass dieser mit dem Kraftsignal quasi gleichphasig schwingt.

Der Trizepsmuskel von Proband B läuft nach dem Cross-Wavelet-Spektrum der Kraft um ca. $\frac{\pi}{4}$ vorweg oder entsprechend um $\frac{7\pi}{4}$ hinter her.

Es lässt sich auf Grundlage dieses einen Beispiels lediglich davon sprechen, dass sich bei dieser Messung offenbar die Phasenlage zwischen Kraft und Agierendem sowie Kraft und Haltenden unterscheiden.

INTERPERSONELLE INTERAKTION

Die Ergebnisse der interpersonellen Kohärenzbetrachtung zeigen analog zu den Gruppenergebnissen die größte Kohärenz bei Signalpaarungen, in denen die Trizepssehne involviert ist.

Die Trizepsmuskeln sind zueinander in etwa um $\frac{\pi}{4}$ verschoben – Signal A läuft Signal B vorweg. Bei einer Frequenz von ca. 10 Hz entspricht das einer zeitlichen Differenz von ca. 12,5 ms. Vergleicht man diese Phasenlage mit der Phasenlage zwischen den Signalen der Kraft zu den Trizepsmuskeln, stimmt sie überein: Der Trizeps von Proband A war mit der Kraft etwa gleichphasig, während der Trizeps von Proband B eine um ca. 45° verschobene

Phasenlage zur Kraft aufwies. Entsprechend liegen die Mm. triceps brachii beider Probanden auch ca. 45° auseinander.

Diese Differenz zwischen den Signalen ist aber keinesfalls bei allen Paarungen zu finden. In dieser Messung findet man ansonsten bei den meisten Signalpaarungen eher Phasenlagen von ca. π und etwas darüber liegend (ca. 100° bis 120°) – insbesondere zwischen dem Trizeps von Proband A und der Trizepssehne sowie dem Bauchmuskel von Proband B, der Trizepssehne von A und dem Bauchmuskel von B sowie zwischen dem Bauchmuskel von A und der Trizepssehne bzw. dem Bauchmuskel von B. Die anderen Phasenlagen sind ungenau. Dies spricht dafür, dass die Trizepsmuskeln beider Probanden in dieser Messung im Vergleich zu den anderen Kettengliedern während der Interaktion eine abweichende Rolle einnehmen.

Auffallend ist außerdem, dass die beiden Trizepssehnen in einem Frequenzbereich von ca. 3 bis 8 Hz signifikante Kohärenz aufweisen und somit unter den Frequenzen der anderen Signalpaarungen liegen. Hier kommt erneut die Frage auf, ob die beiden Signale der Trizepssehne ggf. auch die Bewegungen zwischen den interagierenden Systemen widerspiegeln und sich daher in einem geringeren Frequenzband bewegen.

Weitere Aussagen zur Phasenbetrachtung sind auf Grundlage der Cross-Wavelet-Spektren schwer durchzuführen, zumal die Werte lediglich Schätzungen der tatsächlichen Phasenlage auf Grundlage eines Farbspektrums sind.

Die Ergebnisse dieses Fallbeispiels bieten den Raum für umfangreiche Interpretationen. Alle – scheinbar offensichtlichen – Auffälligkeiten der interpersonellen Signalpaarungen wurden stichprobenartig bei anderen Messungen betrachtet und finden sich so nicht wieder. Allerdings wurde noch keine systematische Betrachtung unter Berücksichtigung der intrapersonellen Signalpaarungen durchgeführt. Eine umfangreiche Betrachtung der Phasenlage für jede Messung würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen und führt über die eigentliche Zielstellung der Arbeit hinaus. Daher wurde auf eine solche Systematisierung der Phasenlage zueinander verzichtet. Zumal erste Hinweise dafür sprechen, dass keine Systematisierung vorhanden ist – gegebenenfalls ist das entscheidende Merkmal, dass eine große Variabilität vorhanden ist. Eventuell ist eine reproduzierbare Phasenlage eher ein Zeichen von pathologischen Zuständen von neuromuskulären Systemen. Dies wird zu untersuchen sein.

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation ohne fremde Hilfe angefertigt und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Alle Teile, die wörtlich oder sinngemäß einer Veröffentlichung entstammen, sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit wurde noch nicht veröffentlicht oder einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Potsdam, den

.....

Unterschrift