



Institut für Sportmedizin und Prävention

***„Zu cervicalen Distorsionsverletzungen und deren Auswirkungen
auf posturale Schwankungsmuster“***

**Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
"doctor rerum naturalium"
(Dr. rer. nat.)
in der Wissenschaftsdisziplin "Sportbiologie"**

**eingereicht an der
Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Universität Potsdam**

**von
Stephan Gutschow
geb. am 21. Dezember 1975 in Hennigsdorf**

Potsdam, im Februar 2007

Elektronisch veröffentlicht auf dem
Publikationsserver der Universität Potsdam:
<http://opus.kobv.de/ubp/volltexte/2007/1536/>
[urn:nbn:de:kobv:517-opus-15367](http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:kobv:517-opus-15367)
[<http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:kobv:517-opus-15367>]

Zu cervicalen Distorsionsverletzungen und deren Auswirkungen auf posturale Schwankungsmuster

To cervical whiplash injuries and their effects on postural fluctuation models

Zusammenfassung

Einleitung & Problemstellung: Beschwerden nach Beschleunigungsverletzungen der Halswirbelsäule sind oft nur unzureichend einzuordnen und diagnostizierbar. Eine eindeutige Diagnostik ist jedoch für eine entsprechende Therapie wie auch möglicherweise entstehende versicherungsrechtliche Forderungen notwendig. Die Entwicklung eines geeigneten Diagnoseverfahrens liegt damit im Interesse von Betroffenen wie auch Kostenträgern.

Neben Störungen der Weichteilgewebe ist fast immer die Funktion der Halsmuskulatur in Folge eines Traumas beeinträchtigt. Dabei wird vor allem die sensorische Funktion der HWS-Muskulatur, die an der Regulation des Gleichgewichts beteiligt ist, gestört. In Folge dessen kann angenommen werden, dass es zu einer Beeinträchtigung der Gleichgewichtsregulation kommt. Die Zielstellung der Arbeit lautete deshalb, die möglicherweise gestörte Gleichgewichtsregulation nach einem Trauma im HWS-Bereich apparativ zu erfassen, um so die Verletzung eindeutig diagnostizieren zu können.

Methodik: Unter Verwendung eines posturographischen Messsystems mit Kraftmomentensensorik wurden bei 478 Probanden einer Vergleichsgruppe und bei 85 Probanden eines Patientenpools Kraftmomente unter der Fußsohle als Äußerung der posturalen Balanceregulation aufgezeichnet. Die gemessenen Balancezeitreihen wurden nichtlinear analysiert, um die hohe Variabilität der Gleichgewichtsregulation optimal zu beschreiben. Über die dabei gewonnenen Parameter kann überprüft werden, ob sich spezifische Unterschiede im Schwankungsverhalten anhand der plantaren Druckverteilung zwischen HWS-Traumatisierten und den Probanden der Kontrollgruppe klassifizieren lassen.

Ergebnisse: Die beste Klassifizierung konnte dabei über Parameter erzielt werden, die das Schwankungsverhalten in Phasen beschreiben, in denen die Amplitudenschwankungen relativ gering ausgeprägt waren. Die Analysen ergaben signifikante Unterschiede im Balanceverhalten zwischen der Gruppe HWS-traumatisierter Probanden und der Vergleichsgruppe. Die höchsten Trennbarkeitsraten wurden dabei durch Messungen im ruhigen beidbeinigen Stand mit geschlossenen Augen erzielt.

Diskussion: Das posturale Balanceverhalten wies jedoch in allen Messpositionen eine hohe individuelle Varianz auf, so dass kein allgemeingültiges Schwankungsmuster für eine Gruppengesamtheit klassifiziert werden konnte. Eine individuelle Vorhersage der Gruppenzugehörigkeit ist damit nicht möglich. Die verwendete Messtechnik und die angewandten Auswerteverfahren tragen somit zwar zu einem Erkenntnisgewinn und zur Beschreibung des Gleichgewichtsverhaltens nach HWS-Traumatisierung bei. Sie können jedoch zum derzeitigen Stand für den Einzelfall keinen Beitrag zu einer eindeutigen Bestimmung eines Schleudertraumas leisten.

Schlüsselwörter:

evaluierte Diagnostik, Schleudertrauma, posturale Balanceregulierung, nichtlineare Zeitreihenanalysen

Summary

Introduction & Problem definition: Disorders after acceleration injuries of the cervical spine can often be classified and diagnosed only inadequately. But an explicit diagnosis is necessary as a basis for an adequate therapy as well as for possibly arising demands pursuant to insurance law.

The development of suitable diagnosis methods is in the interest of patients as well as the cost units. Apart from disorders of the soft tissues there are almost always impairments of the function of the neck musculature. Particularly the sensory function of the cervical spine musculature, which participates in the regulation of the equilibrium, is disturbed by that. As a result it can be assumed that the postural control is also disturbed. Therefore the aim of this study was to examine the possibly disturbed postural motor balance after a whiplash injury of the cervical spine with the help of apparatus-supported methods to be able to unambiguously diagnose.

Methods: postural measuring system based on the force-moment sensortechnique was used to record the postural balance regulation of 478 test persons and 85 patients which had suffered a whiplash injury. Data analysis was accomplished by linear as well as by nonlinear time series methods

in order to characterise the balance regulation in an optimal way. Thus it can be determined whether there can be classified specific differences in the plantar pressure distribution covering patients with a whiplash injury and the test persons of the control group.

Results: The best classification could be achieved by parameters which describe the variation of the postural balance regulation in phases in which the differences of the amplitudes of the plantar pressure distribution were relatively small. The analyses showed significant differences in the postural motor balance between the group of patients with whiplash injuries and the control group. The most significant differences (highest discriminate rates) could be observed by measurements in both-legged position with closed eyes.

Discussion: Although the results achieved support the hypothesis mentioned above, it must be conceded that the postural motor balance showed a high individual variation in all positions of measurement. Therefore no universal variation model could be classified for the entirety of either group. This way an individual forecast of the group membership is impossible. As a result the measurement technology being used and the nonlinear time series analyses can contribute to the gain of knowledge and to the description of the regulation of postural control after whiplash injury. But at present they cannot contribute to an explicit determination of a whiplash injury for a particular case.

Keywords:

Evidence based diagnostics, whiplash injury, regulation of postural balance, nonlinear time series analysis

Index & Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Inhaltsverzeichnis | I |
| Abbildungsverzeichnis | III |
| Tabellen und Abkürzungsverzeichnis | VII |
| 1. Einleitung und Problemstellung..... | 1 |
| 2. Ziel- und Aufgabenstellung | 6 |
| 3. Theoretische Vorbetrachtungen | 8 |
| 3.1 Ausgewählte physiologische Besonderheiten der Halswirbelsäule..... | 8 |
| 3.2 Haltungskoordination und posturale Gleichgewichtsregulation – ausgewählte physiologische Grundlagen..... | 11 |
| 3.2.1 Mechanik und muskuläre Aktivität der Haltungsstabilisierung im Stand..... | 11 |
| 3.2.2 Gleichgewichtsregulation als Besonderheit der komplexen Koordinationsaufgabe | 13 |
| 3.2.2.1 Statische und statokinetische Hirnstammreflexe..... | 16 |
| 3.2.2.2 Schlüsselregionen propriozeptiver Steuerung..... | 17 |
| 3.2.3 Funktionsmechanismen neuronaler Systeme der Somatomotorik und Sensomotorik | 18 |
| 3.2.3.1 Die Informationsintegration auf spinalmotorischer Ebene und die Verbindung zwischen Rückenmarksreflexen und stabiler Körperhaltung | 20 |
| 3.2.3.2 Supraspinale haltemotorische Stellsysteme und Kontrollzentren | 26 |
| 3.2.3.3 Zusammenhang zwischen Steuerung der Körperhaltung und supraspinalen und spinalen Neuronenverbindungen..... | 33 |
| 3.3 Pathogenese cervicaler Weichteildistorsionen mit einhergehenden Irritationen der posturalen Regulation | 35 |
| 3.3.1 Ätiologie und Pathomechanik des Schleudertraumas | 35 |
| 3.3.1.1 Begriffsbestimmung..... | 35 |
| 3.3.1.2 Verletzungen und Unfallmechanismen der cervicalen Distorsion..... | 38 |
| 3.3.2 Störungen der Gleichgewichtsregulation als Folge cervicaler Distorsion..... | 44 |
| 3.3.2.1 Neuromuskuläre Ansteuerungsdefizite und kybernetische Systemstörungen..... | 44 |
| 3.3.2.2 Cranio-Sacrale Irritationen und defizitäre Gleichgewichtsregulation..... | 48 |
| 3.4 Posturographie – Charakterisierung und messtechnisch relevante Aspekte | 53 |
| 3.4.1 Posturographisch relevante biomechanische Verhältnisse am Fuß | 54 |
| 3.4.2 Charakterisierung der posturographischen Zeitreihen und nichtlinearer Zeitreihenanalysen | 57 |
| 4. Methodik..... | 60 |
| 4.1 Die zur Untersuchung genutzte posturographische Messapparatur | 60 |
| 4.2 Aufnahme und Berechnung der Rohmessdatenreihen..... | 61 |
| 4.3 Untersuchungsdesign | 62 |
| 4.3.1 Untersuchungsrahmen und Probandengruppen | 62 |
| 4.3.2 Untersuchungsablauf und messtechnische Datenerfassung | 65 |

| | |
|--|------------|
| 4.4 Datenbearbeitung, Zeitreihenanalysen und Methoden der Statistik | 67 |
| 4.4.1 Parameterextraktion | 67 |
| 4.4.2 Methoden der statistischen Auswertung | 75 |
| 4.4.3 Fallausschlüsse | 80 |
| 5. Ergebnisse..... | 81 |
| 5.1 Stationäre Epochen..... | 81 |
| 5.2 Abhängigkeiten des Balanceverhaltens | 82 |
| 5.2.1 Altersabhängigkeit..... | 82 |
| 5.2.2 Geschlechtsspezifische Unterschiede | 84 |
| 5.2.3 Abhängigkeit der Gleichgewichtsregulation von statischen Symmetrieverhältnissen | 85 |
| 5.2.4 Abhängigkeit des Balanceverhaltens vom posttraumatischen Intervall..... | 89 |
| 5.3 Ergebnisse der Gruppendiskriminierung..... | 90 |
| 5.3.1 Validierung der Parameter für die Gruppendiskriminierung..... | 92 |
| 5.3.2 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 1 | 94 |
| 5.3.3 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 2 | 98 |
| 5.3.4 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 3 | 101 |
| 5.3.5 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 4 | 104 |
| 5.3.6 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 5 | 107 |
| 5.3.7 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 6 | 109 |
| 5.4 Einzelfallbetrachtung | 111 |
| 5.5 Zusammenfassung der wichtigsten Diskriminierungsergebnisse | 114 |
| 6. Diskussion..... | 117 |
| 6.1 Diskussion der Ergebnisse der Abhängigkeitsanalysen | 117 |
| 6.2 Diskussion der Ergebnisse der Diskriminanzanalysen und Einzelfallbetrachtung..... | 120 |
| 7. Schlussfolgerungen und Ausblick..... | 132 |
| 8. Literatur- und Quellenverzeichnis..... | 135 |
| 9. Anhang..... | 144 |
| 9.1 Anlagenverzeichnis | 144 |
| 9.2 Eidesstattliche Erklärung..... | 145 |

Abbildungsverzeichnis

| | | |
|------------------|---|----|
| Abbildung 3.1 | Funktionelle Einteilung der HWS (aus KAPANDJI 1999)..... | 8 |
| Abbildung 3.2 | Kurze Nackenmuskeln der oberen HWS (nach SOBOTTA)..... | 9 |
| Abbildung 3.3 | Schema der Verknüpfungen der Nackenrezeptoren (aus WOLFF 1996)..... | 10 |
| Abbildung 3.4 | Korrekturmechanismen über Sprunggelenke und Hüfte | 15 |
| Abbildung 3.5 | Schlüsselregionen propriozeptiver Steuerung (nach GARTEN 2004)..... | 18 |
| Abbildung 3.6 | Schema einer Spindelzelle (aus GARTEN 2004) | 22 |
| Abbildung 3.7 | Reflexwege des Dehnungsreflexes und der reziproken antagonistischen Hemmung (aus GARTEN 2004) | 22 |
| Abbildung 3.8 | Segmentale Verschaltung der Ib-Afferenzen (aus GARTEN 2004) | 24 |
| Abbildung 3.9 | Schema Zerebellarer Bahnen (aus GARTEN 2004)..... | 25 |
| Abbildung 3.10 | Verbindungen zwischen Gleichgewichtsorgan, Rückenmark und Gehirn (aus DE MAREES, MESTER 1991) | 26 |
| Abbildung 3.11 | Vestibularorgane mit Bewegung der Endolymphe (nach ATWOOD, MACKAY 1994)..... | 28 |
| Abbildung 3.12 | Vestibuläre Afferenzen, Augenmotorik und Kontrolle der autochthonen vertebralen Muskulatur (aus GARTEN 2004) | 30 |
| Abbildung 3.13 | Basalganglien mit Eingängen, Ausgängen und internen Verschaltungen sowie Projektionen der Thalamuskern (aus THEWS, MUTSCHLER, VAUPEL 1999)..... | 32 |
| Abbildung 3.14 | Schema des Zusammenwirkens der motorischen Felder im ZNS im Hinblick auf die Gleichgewichtsregulation | 34 |
| Abbildung 3.15 | Scherkraftwirkung zweier benachbarter Halswirbel (modifiziert nach STOCK 2001) | 39 |
| Abbildung 3.16 | Darstellung gemessener Kräfte und Drehmomente | 54 |
| Abbildung 3.17a) | Darstellung der anatomischen Drehachsenverläufe im oberen und unteren Sprunggelenk..... | 55 |
| Abbildung 3.17b) | Darstellung der Drucklastverteilung am Fuß | 55 |
| Abbildung 3.18a) | Darstellung der Fußgewölbekonstruktion (aus KAPANDJI 1999)..... | 56 |
| Abbildung 3.18b) | Darstellung der plantaren Auflagepunkte der drei Fußgewölbebögen (aus KAPANDJI 1999)..... | 56 |
| Abbildung 4.1 | Posturographische Messplattform mit Kraftmomentensensorik | 60 |
| Abbildung 4.2 | Vektordarstellung der Differenz der Momentenresultierenden M_R | 61 |
| Abbildung 4.3 | Zeitreihe der Differenzen der resultierenden Drehmomentenänderungen..... | 62 |
| Abbildung 4.4a) | Palpation der Spina iliaca posterior superior beidseits..... | 66 |
| Abbildung 4.4b) | Palpation des Proc. mastoideus beidseits | 66 |
| Abbildung 4.5 | Filterung von Artefakten aus der Zeitreihe der resultierenden Momentenänderung M_R | 69 |
| Abbildung 4.6 | Aus dem Verlauf der posturalen Zeitreihe abgeleitete Parameter des Leistungsspektrums | 71 |
| Abbildung 4.7 | Methodik der symbolischen Dynamik | 72 |

| | | |
|----------------|--|-----|
| Abbildung 5.1 | Zeitreihe mit gekennzeichneten stationären Epochen..... | 81 |
| Abbildung 5.2 | Streudiagramm des Parameters SMEANNN zur Darstellung der Altersabhängigkeit im Balanceverhalten..... | 82 |
| Abbildung 5.3 | Boxplot für die Veränderung des Balanceverhaltens mit zunehmenden Altersdekaden | 83 |
| Abbildung 5.4 | Streudiagramm des Parameters SDNN zur Darstellung der Geschlechtsabhängigkeit im Balanceverhalten | 84 |
| Abbildung 5.5 | Abhängigkeit des Parameters SFWRENYI4 von SFWSHANNON bei Statikauffälligkeiten | 86 |
| Abbildung 5.6 | Unterschiede des Parameters SPLVAR20 zwischen „statisch gestörten“ und „ungestörten“ Probanden in allen Altersklassen | 87 |
| Abbildung 5.7 | Verteilung und Häufigkeit des Auftretens statischer Symmetriestörungen an Cranium und/oder Pelvis..... | 88 |
| Abbildung 5.8 | Unterschiede im Balanceverhalten zwischen „statikgestörten“ und „statikungestörten“ Probanden | 88 |
| Abbildung 5.9 | Zunahme der Variabilität des Parameters SCVNN mit fortschreitendem posttraumatischem Intervall | 89 |
| Abbildung 5.10 | Unterschiede im niederfrequenten Schwankungsbereich bei unterschiedlichem posttraumatischem Intervall..... | 89 |
| Abbildung 5.11 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 1 für die männlichen Probanden..... | 95 |
| Abbildung 5.12 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 1 für die weiblichen Probanden | 96 |
| Abbildung 5.13 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnisse für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 1 für die männlichen Probanden..... | 97 |
| Abbildung 5.14 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 1 für die weiblichen Probanden | 98 |
| Abbildung 5.15 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 2 für die männlichen Probanden..... | 99 |
| Abbildung 5.16 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 2 für die weiblichen Probanden | 100 |
| Abbildung 5.17 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 2 für die weiblichen Probanden | 100 |
| Abbildung 5.18 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 2 für die männlichen Probanden..... | 101 |
| Abbildung 5.19 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 3 für die weiblichen Probanden | 103 |
| Abbildung 5.20 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnisse für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 3 für die weiblichen Probanden | 103 |
| Abbildung 5.21 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 4 für die männlichen Probanden..... | 105 |
| Abbildung 5.22 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 4 für die weiblichen Probanden | 105 |
| Abbildung 5.23 | Diagramm mit den Klassifizierungsergebnissen für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 4 für die männlichen Probanden..... | 106 |

Tabellenverzeichnis

| | | |
|--------------|---|-----|
| Tabelle 3.1 | Schweregradeinteilung cervicaler Distorsionsverletzungen | 36 |
| Tabelle 3.2 | CDMV-Tabelle posttraumatischer Störungen nach Kopf-Hals-Schleudertrauma | 37 |
| Tabelle 3.3 | Charakteristik des Mechanismus der Beschleunigungsverletzung Heckaufprall nach Heckaufprall | 40 |
| Tabelle 4.1 | Messbereiche der Sensorelektronik | 60 |
| Tabelle 4.2 | Anzahl an Schleudertraumaprobanden differenziert nach posttraumatischem Intervall und Geschlecht..... | 62 |
| Tabelle 4.3 | Schleudertraumaprobanden differenziert nach Verletzungsstufe..... | 63 |
| Tabelle 4.4 | Verteilung der Vergleichsgruppe nach Anzahl in den Dekaden, durchschnittlichem Alter und Geschlecht..... | 63 |
| Tabelle 4.5 | Auflistung nichtlinear klassifizierter Parameter | 74 |
| Tabelle 5.1 | Probandenanzahl mit cranialen statischen Auffälligkeiten..... | 85 |
| Tabelle 5.2 | Probandenanzahl mit pelvinalen statischen Auffälligkeiten | 85 |
| Tabelle 5.3 | Probandenanzahl mit statischen Auffälligkeiten an Pelvis und Cranium | 86 |
| Tabelle 5.4 | Zusammenfassung validierter Parameter | 93 |
| Tabelle 5.5 | Probandenanzahl der „Unterteilung 1“ | 94 |
| Tabelle 5.6 | Probandenanzahl der „Unterteilung 2“ | 99 |
| Tabelle 5.7 | Probandenanzahl der „Unterteilung 3“ | 102 |
| Tabelle 5.8 | Probandenanzahl der „Unterteilung 4“ | 104 |
| Tabelle 5.9 | Probandenanzahl der „Unterteilung 5“ | 108 |
| Tabelle 5.10 | Probandenanzahl der „Unterteilung 6“ | 110 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|-------------|--|
| A. | Arteria (Arterie, Schlagader) |
| BWS | Brustwirbelsäule |
| EMG | Elektromyogramm |
| Fasc. | Fasciculus (Bündel) |
| FFT | Fast Fourier Transformation |
| fMRI | functional Magnetic Resonanz Imaging |
| F_x / F_y | Horizontalkräfte in anterior-posterior / latero-lateraler Richtung |
| F_z | Gewichtskraft |
| HWS | Halswirbelsäule |
| ISG | Articulatio sacroiliaca (Iliosacralgelenk, auch Sacroiliacgelenk) |
| KMS | Kraftmomentensensorik |
| KSP | Körperschwerpunkt |
| Lig. | Ligamentum (Band) |
| Ligg. | Ligamenta (Bänder) |
| LWS | Lendenwirbelsäule |
| M. | Musculus (Muskel) |
| Mm. | Musculi (Muskeln) |
| M_R | Momentenresultierende |
| MRT | Magnetresonanztomographie |
| MW | Mittelwert |
| M_x / M_y | Drehmomente nach anterior-posterior / latero-lateral |
| N. | Nervus (Nerv) |
| Ncc. | Nuclei (Kerne) |
| Ncl. | Nucleus (Kern) |
| NLD | Nichtlineare Dynamik |
| Nn. | Nervi (Nerven) |
| p | statistische Signifikanz |
| PRMF | Processus mastoideus in Frontalebene |
| PRMT | Processus mastoideus in Transversalebene |
| Proc. | Processus (Fortsatz) |
| Procc. | Processus (Fortsätze) |
| SIAS | Spina iliaca anterior superior |
| SIPS | Spina iliaca posterior superior |
| SMA | Supplementär motorische Area |
| STABW / SD | Standardabweichung |
| T. | Tractus (Bahn) |
| Tt. | Tractus (Bahnen) |
| ZNS | Zentralnervensystem |

1. Einleitung und Problemstellung

In den letzten Jahren zeichnete sich laut Krankenstatistiken ab, dass vor allem die progredienten krankhaften Veränderungen am aktiven und passiven Bewegungssystem einen hohen Kostenfaktor für die Kostenträger darstellen [152,153]. Auffällig ist die Zunahme von Beschwerden im Bereich der Wirbelsäule, besonders der Halswirbelsäule (HWS), nach traumatischen Ereignissen [16,27,46].

Es sind vor allem Verletzungen und Beschwerden im Bereich der oberen Halswirbelsäule (cranio-cervicalen Region), die in den letzten Jahren vermehrt nach Unfällen auftreten [16]. KHAN et al. geben an, dass etwa 5% der Bevölkerung in den westlichen Industrieländern schon einmal eine HWS-Distorsion erlitten haben und 43% davon unter chronifizierten Langzeitbeschwerden leiden [88]. Diese Zahlen hängen naturgemäß von Faktoren wie Verkehrsaufkommen, Fahrgewohnheiten und Straßenverhältnissen ab. HOLM geht von einer unfallbedingten Inzidenz der HWS-Beschleunigungsverletzungen von ca. 190 Personen pro 100000 Einwohner pro Jahr in der westlichen Welt aus [66]. Deutschlandweit wird in neueren Studien die Zahl der Unfallopfer mit Verletzungen im Bereich der HWS mit ca. 400000 jährlich angegeben, wobei eine steigende Tendenz zu verzeichnen ist [98]. Noch 1994 und 1995 berichten GRIFKA et al. von ca. 316000 Unfällen mit Verletzungen im HWS-Bereich [48].

Unterschieden werden zwei Arten von Traumata. Zum einen das „*Contact-Trauma*“ mit direkter Krafteinwirkung auf den Kopf, wie es bspw. nach Verkehrs-, Sportunfällen – z.B. bei Kopfverletzungen in Kontakt- und Zweikampfsportarten, Stürze oder Sprungverletzungen – Arbeitsunfällen oder einen Unfall im Haushalt auftritt. Zum anderen das „*Non-Contact-Trauma*“ (Beschleunigungstrauma), bei dem ultraschnelle Beschleunigungen von Kopf und HWS die ursächliche Gewalteinwirkung darstellen. Unabhängig von der Art der Gewalteinwirkung, jedoch abhängig von der Intensität, kommt es fast immer zu einer Verletzung. Diese kann einen makroskopisch sichtbaren Schaden der Struktur zur Folge haben, aber auch Mikroläsionen (Funktionspathologien) ohne sichtbare morphologische Veränderungen. Vor allem das aus Funktionspathologien möglicherweise resultierenden Ausmaß an Beschwerden kann oftmals nicht objektiv und eindeutig als Folge einer cervicalen Distorsion beurteilt bzw. erkannt werden. Die Suche nach Verfahren, die eine objektive Diagnostik erlauben, ist somit von hoher gesellschaftlicher wie auch wirtschaftlicher Relevanz. Zur Beurteilung von Folgen des Schleudertraumas werden in der wissenschaftlichen Literatur unterschiedliche Ansätze und Vorschläge verfolgt und unterbreitet [16,48,60,124]. Das führt zuweilen zu uneinheitlichen Einschätzungen und den davon abgeleiteten therapeutischen Konsequenzen.

(...) „*Few topics provoke so much controversy or heated opinion, based on so little fact as whiplash injuries*“ [126].

PEARCE bringt die Problematik mit seiner Aussage auf den Punkt. Trotz steigender Verletzungszahlen und damit einhergehenden steigenden Therapiekosten, wird kaum ein Thema auf Grund fehlender Diagnosestandards und Qualitätssicherung so kontrovers diskutiert, wie die traumatisch bedingte Distorsionsverletzung der Halswirbelsäule, die auch als so genanntes Schleudertrauma, Whiplash-Syndrom oder cervicale Weichteildistorsion bezeichnet wird. Der Grund dafür liegt in einem Fehlen von objektiven Diagnose- und entsprechenden Therapiemöglichkeiten.

Erkenntnisse aus der aktuellen medizinischen Unfallforschung wie auch technische Neuerungen auf biomechanischem Sektor führten in den letzten Jahren zwar zur Aufstellung einheitlicher Begutachungskriterien [96,97,115], jedoch zu keinem einheitlichen Konsens der Pathologie cervicaler Distorsionen. Verbesserungen diagnostischer Verfahren zur Beurteilung des gesundheitlichen Zustandes nach einem Trauma stehen noch aus. Trotz vielseitiger Forschungsansätze konnte bisher kein objektives Diagnose- und Auswerteverfahren entwickelt und evaluiert werden [89,90,143].

Evidenzbasierten Qualitätsstandards in Diagnostik und Therapie wurden mehrfach gefordert. Dennoch sind diese nicht immer objektivierbar [46,73,96,97,115]. Die Schwierigkeiten, die sich daraus ableiten, betreffen zum einen die richtige Einschätzung der Symptomatik einer cervicalen Weichteildistorsion. Zum anderen auch die richtige Beurteilung versicherungs-wirtschaftlicher sowie apodiktischer Fragestellungen bei der Begutachtung von Verletzungsfolgen. Der Mangel an effizienten funktionsdiagnostischen Möglichkeiten führte bzw. führt gegenwärtig oft auch zu Unsicherheiten in der Rechtssprechung bezüglich der Folgenbeurteilung von Beschleunigungs-traumata nach Verkehrsunfällen. Da der Ablauf des Verletzungsmechanismus noch nicht eindeutig geklärt ist [16,124], wird in Deutschland häufig der Unfallhergang – auf der Basis physikalischer Berechnungen – für die Beurteilung möglicher Schäden herangezogen. Aus medizinischer Sicht ist davon auszugehen, dass es eine Reihe „juristisch nicht bestätigter“ HWS-Schäden tatsächlich gibt [143] – mit allen versicherungstechnischen, finanziellen, wie auch gesundheitlichen Folgen. Aber auch im umgekehrten Fall können Versicherungsträger das Ausmaß und die Folgekosten einer Verletzung und deren Verhältnismäßigkeit oft nicht abschätzen. Den größten Anteil an Verletzungen machen dabei Schleudertraumata aus, die nach der QUEBEC TASK FORCE WAD (grade) I-II [151] eingeteilt werden. So schreibt der Chirurg und Radiologe Helmut ERDMANN, der 1973 als einer der ersten

so genannte „Schweregradtabellen“ und „Stadieneinteilungen“ der Schleudertraumaverletzungen vornahm, dass die überwiegende Mehrzahl der HWS-Verletzungsfälle mit Röntgenbildern ohne pathologischen Befund einhergeht [31]. Hier grenzen sich die Funktionspathologien, die bildgebend (radiologisch, kernspin- und computertomographisch) nicht darstellbar sind, von den strukturellen Verletzungen mit sichtbarem morphologischen Korrelat ab. Zugleich sind es aber gerade die funktionellen Störungen sowie auch das Ausmaß daraus resultierender Beschwerden, die in wissenschaftlich-medizinischen Fachkreisen der größten Kontroverse unterliegen. Wie auch bei einer Strukturstörung können neben Schmerzen, einer eingeschränkten Beweglichkeit sowie neuromuskulären Irritationen im Bereich der HWS-Muskulatur auch Schwindel und Gleichgewichtsstörungen Folgen funktioneller Irritationen sein. Dennoch sind bei den funktionellen Störungen die zur methodischen Absicherung des Verletzungsbildes geforderten Qualitätskriterien nur unzureichend [18,150].

Aber auch strukturelle Verletzungen können oft nicht eindeutig klassifiziert werden. MOORAHREND berichtet in diesem Zusammenhang über den unzureichenden Kenntnisstand zur Pathologie der HWS-Distorsionen, was letztlich auch einer gesicherten Diagnose und einer zielgerichteten Therapie entgegensteht [115].

Bis vor einigen Jahren galt im medizinischen wie auch juristischen Sinne die Theorie der so genannten „Harmlosigkeitsgrenze“ bei Auffahrunfällen, nach der bei Anstossgeschwindigkeitsänderungen $\Delta v \leq 10-15 \text{ km h}^{-1}$ nach biomechanischen Theorien gar keine Schädigungen auftreten können [147]. Diese Theorie, nach der es ohne biomechanisch relevante Belastung auch nicht zu einer strukturellen, morphologischen wie auch funktionellen Verletzung im Bereich der HWS kommen kann, ist jedoch aus wissenschaftlicher Sichtweise nicht haltbar. Im Sinne verkehrs- und versicherungsrechtlicher Fragestellungen hat sie keine Bedeutung mehr [179]. CASTRO et al. [14] konnten nachweisen, dass auch Testpersonen mit geringen einwirkenden biomechanischen Belastungen Beschwerden eines „HWS-Schleudertraumas“ entwickeln können. Gerade die Weichteile, denen mehr als nur eine reine Bewegungsfunktion zugeordnet ist, sind nach Verletzungen dieser Region funktionell gestört. Auf Grund von Soll-Ist-Wert Verstößen kommt es zu defizitären neurophysiologischen Steuerungsprozessen. Das komplexe Stabilisierungsgefüge der HWS aus Knochen, Bindegewebe und Muskeln, das in seiner Funktion multifaktoriell zusammenhängt, kann somit als traumatisiert betrachtet werden, wenn nur eine der morphologischen Komponenten, z.B. Bänder oder Muskulatur in ihrer Funktionalität geschädigt ist.

Die Problematik zeigt sich somit darin, dass ein Unfall zu einem Beschwerdebild führen kann, obgleich objektive Verletzungszeichen nicht festgestellt werden können. Das Beschwerdebild ist

vielseitig und individuell, so dass sich keine einheitliche pathognomonische Symptomatik ergibt. Komplexe Systeme – zu denen auch die physiologischen Wechselwirkungen aus dem Bereich der HWS gezählt werden können – weisen auf Grund der Vielzahl miteinander in Verbindung stehender Regelkreise, holistisch betrachtet nichtlineare Beziehungen auf. Diese äußern sich in chaotischen d.h. nichtlinearen Reaktionen. Viele unabhängige Variablen stehen hier miteinander in Verbindung. Diese generieren scheinbar gänzlich zufällige Prozesse und Ergebnisse, d.h. die Einflussfaktoren sind multifaktoriell bedingt.

Neben den nichtlinearen Reaktionen spielen auch lineare Ursache-Wirkungs-Beziehungen eine Rolle. Unter anderem ist das Ausmaß der Verletzung davon abhängig, ob die biomechanische Belastung auf die Halswirbelsäule höher war, als die momentane Belastbarkeitsgrenze der HWS des Betroffenen. Dabei spielen u.a. Impulswirkung und -richtung des Anstosses eine wesentliche Rolle, aber auch, ob der Betroffene muskulär auf das Ereignis vorbereitet war oder nicht. Das heißt ob er den Unfall antizipieren und muskulär anspannen konnte, um die Struktur zu schützen, oder nicht. Vorschädigungen stellen in diesem Kontext einen weiteren Faktor dar.

Diese Aspekte verdeutlichen, warum die klinische Erforschung diagnostischer Verfahren der cervicalen Distorsionsverletzung nach evidenzbasierten Standards der GCP (*Good Clinical Practise*) nur bedingt erfolversprechend war und bis jetzt keine objektiven Standards wissenschaftlich gesichert werden konnten [97,115]. Um dem fachgerecht zu begegnen, gilt es eine diagnostische Methode zu entwickeln, die diese Komplexität berücksichtigt. Deshalb erfährt gegenwärtig die Erforschung funktioneller Beschwerden eine besondere Beachtung.

Es gibt zwar Hinweise auf innovative Verfahren, die eine zuverlässige Diagnostik in Aussicht stellen, bspw. ein vom Fraunhofer-Institut für Graphische Datenverarbeitung (IGD) in Darmstadt entwickeltes kombiniertes Verfahren aus 3D Echtzeitzyklographie virtuell vorgegebener HWS-Bewegungen mit zeitgleicher Erfassung Elektromyographischer Daten der Nackenmuskulatur. Jedoch über das Postulat, dass die angewandte Technik verifizierbare objektive Aufschlüsse über Schwere und Schmerzintensität der Verletzung zulässt, gibt es noch keine wissenschaftlichen Veröffentlichungen, bzw. wird die Praxistauglichkeit derzeit noch im klinischen Alltag erprobt. STERLING et al. berichten über EMG-Veränderungen in der Aktivität schmerzhafter oberflächlicher und tiefer Halsflexoren sowie über gestörte motorische Funktionen und einen veränderten RoM (Range of Motion) der HWS nach Distorsionen [154,155]. Sie können die veränderten Bewegungsumfänge jedoch nicht eindeutig auf die Beschleunigungsverletzung zurückführen bzw. die funktionellen Störungen nach entsprechenden diagnostischen Qualitätsstandards eingrenzen.

Auf Grund der hohen Individualität konstitutioneller und konditioneller Gegebenheiten sind die Prognose und der Verlauf von Beschwerden nach einem HWS-Beschleunigungstrauma sehr unterschiedlich. Unstrittig sind jedoch die Chronifizierung der Beschwerden in vielen Fällen bei ineffizienter Therapie. Darüber hinaus spielt die Funktionskontrolle der HWS aus sekundär- wie auch tertiärpräventiver Sicht eine entscheidende Rolle, wenn es um die Beurteilung der künftigen Belastbarkeit der cranio-cervicalen Region geht.

Ein objektives Diagnose- und Auswerteverfahren von Beschwerden im HWS-Bereich könnte den Einsatz umstrittener und zum Teil inadäquat kostspieliger Diagnoseverfahren erübrigen und die Schwierigkeit einer eindeutigen Abgrenzung funktioneller Störungen der cervicalen Region mit vielfältiger Symptomatik mindern. Ein solches Verfahren würde die Grundlage einer adäquaten Heilbehandlung liefern, da aus langfristigem Fortbestehen funktioneller Defizite auch die häufig auftretende Chronifizierung der Beschwerden resultiert.

Weiterhin könnten möglicherweise versicherungswirtschaftliche Gutachterfragen zum Anerkennen der Unfallfolgen zureichend beantwortet werden. Eine objektive Diagnostik erhöht die Möglichkeiten der Effektkontrolle rehabilitativer Maßnahmen, wodurch auch aus sekundär- wie auch tertiärpräventiver Sicht die Beurteilung der künftigen Belastbarkeit nicht mehr restringiert. Die Entwicklung und Evaluierung einer effektiven und effizienten Diagnostik funktioneller HWS-Störungen liegt damit sowohl im Interesse der Patienten wie auch der Kostenträger.

2. Ziel- und Aufgabenstellung

Resultierend aus den im vorangegangenen Kapitel dargelegten Problemen und Defiziten, soll die vorliegende Schrift einen Beitrag zur Methoden- und Verfahrensentwicklung der gerätegestützten funktionellen klinisch-orthopädischen Diagnostik cervicaler Distorsionsverletzungen erbringen. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse könnten bei hinreichender methodologischer Verfahrensgüte und weiterführender wissenschaftlicher Evaluation dazu beitragen, die bestehende funktionell-diagnostische Lücke zu schließen.

Die Aufgabenstellung lautet deshalb, die Güte für ein innovatives posturographisches Messsystem, wie auch Mess- und Auswerteverfahren für das Beschwerdebild der Schleudertraumaverletzung über die fußnahe sensomotorische Balanceregulierung zu untersuchen. Dabei gilt zu prüfen, in wieweit Distorsionsverletzungen im Bereich der Halswirbelsäule die Gleichgewichtsregulation beeinflussen und ob sich spezifische Muster im posturalen Schwankungsverhalten anhand der plantaren Druckverteilung erkennen lassen. Um einen möglichen Einfluss nachzuweisen, sollen sowohl Verletzungen mit Strukturstörungen, als auch Funktionspathologien untersucht werden.

Vorausgesetzt, dass sich ein Einfluss auf das Gleichgewichtsverhalten objektivieren lässt, soll untersucht werden, ob die gemessenen Zeitreihen auch die Basis für eine praxistaugliche Diagnostik gewährleisten. Dazu bleibt in weiteren Schritten zu überprüfen, ob eine zeitdiskrete Biosignalverarbeitung der erfassten Daten mittels evidenzbasierter multivariater, nichtlinearer mathematischer Methoden als Verfahren für die gegebene Fragestellung entwickelt werden kann.

Um die gestellten Ziele mit hinreichender Genauigkeit realisieren zu können, leiten sich folgende zu überprüfende Fragestellungen ab:

zu überprüfende Fragestellungen:

- Können eindeutige, objektive Unterscheidungen zwischen „HWS-gestörten“ und „HWS-ungestörten“ Probanden anhand des posturalen Balanceverhaltens getroffen werden? Lässt sich eine Patientengruppe von einer Vergleichsgruppe über die Balancedaten diskriminieren? Können spezifische Schwankungsmuster bei den Schleudertraumapatienten klassifiziert werden?
- Lassen sich funktionelle Störungen im HWS-Bereich, ohne zunächst erkennbares morphologisches Korrelat, objektivieren?

- Lässt sich die komplexe Balanceregulation nach cervicaler propriozeptiver und nozizeptiver Irritation über eine begrenzte Anzahl extrahierter Parameter, einzeln oder aus einer Kombination von Parametern hinreichend gut beschreiben? Welche Anzahl klassifizierter Parameter ist zur Gruppentrennung ausreichend?
- Ist die möglicherweise erzielte Diskriminierungsrate der Probandengruppen für eine individuelle Vorhersagbarkeit ausreichend? Welche extrahierten Parameter können zur Errechnung der höchstmöglichen Trennbarkeitsrate eingesetzt werden?
- Welche Einflussfaktoren für das Gleichgewichtsverhalten gibt es? Nach welchen Neben- und Randbedingungen muss in den Analysen klinischer Probandengruppen unterschieden werden? Gibt es Abhängigkeiten von Geschlecht, Alter, statischen Symmetrieverhältnissen am Bewegungsapparat und posttraumatischem Intervall, die sich für das Gleichgewichtsverhalten ergeben? Nach welchen Störvariablen mit Einfluss auf das Balanceverhalten muss in der Gruppendiskriminierung unterschieden werden?

Daraus ableitend ergeben sich die folgenden Arbeitshypothesen:

Hypothesen:

H₁: Es ist anzunehmen, dass Verletzungen der HWS zu afferenten Störsignalen – z.B. Nozizeptionen, propriozeptiven Irritationen – führen, die von zentralnervalen Zentren der motorischen Steuerung während der posturalen Balanceregulierung zusätzlich zu verarbeiten sind. Folglich würde die neurologische Verarbeitung längere „Rechenzeiten“ benötigen und möglicherweise zu „unkorrekten Rechenergebnissen“ führen, was sich wiederum in einer ineffizienten Gleichgewichtsregulation äußern könnte. D.h. die plantaren Schwankungen und angulären Bewegungen in Plantarflexion und Dorsalextension sowie nach latero-lateral könnten sich im Vergleich mit einer ungestörten neurologischen Verarbeitung verändern.

H₂: Es ist anzunehmen, dass sich eine mögliche Irritation der Gleichgewichtsregulation posturographisch objektiv erfassen und über die zeitdiskrete Signalverarbeitung beschreiben lässt. Die gestörte Gleichgewichtsregulation müsste somit über – aus plantaren Druckverteilungsschwankungen resultierende – Balanceparameter nachweisbar sein.

3. Theoretische Vorbetrachtungen

3.1 Ausgewählte physiologische Besonderheiten der Halswirbelsäulenmuskulatur

Eine detailgenaue Darlegung von Formmerkmalen und anatomischen Grundlagen der Halswirbelsäule, ist – da die HWS in Bezug auf Verletzungen nur als funktionelle Entität aus knöchernen und Weichteilstrukturen zu betrachten ist – im Rahmen dieser Schrift nicht ausreichend darstellbar, ohne die Übersichtlichkeit einzuschränken. Die Kenntnis spezifischer anatomisch-morphologischer, funktioneller und pathophysiologischer Gegebenheiten der cranio-cervicalen Region erleichtert sicherlich das Verständnis der Pathogenese cervicaler Distorsionsverletzungen, ist jedoch nicht Thema dieser Arbeit. Daher wird auf eine diesbezügliche Darstellung an dieser Stelle verzichtet und auf detaillierte Ausführungen in folgender Literatur verwiesen: FRICK [37], GRAF-BAUMANN et al. [46], KAPANDJI [84], KÜGELGEN et al. [97], LANG [100], LANZ & WACHSMUTH [102], LEWIT [104], PLATZER [130], TITTEL [166].

Vertiefende biomechanische Aspekte der Halswirbelsäule können folgenden Quellen entnommen werden: FRICK et al. [37], FRISCH [38], GRAF-BAUMANN et al. [46], KAPANDJI [84], MOORAHREND [115], SACHSE et al. [135].

KAPANDJI beschreibt eine Untergliederung der Halswirbelsäule in zwei sowohl anatomisch-morphologisch als auch funktionell unterschiedliche Abschnitte, die obere und die untere Halswirbelsäule (siehe Abbildung 3.1) [84]. Ausführungen in der vorliegenden Arbeit beziehen sich auf diese bzw. folgen dieser Unterteilung.

Im Folgenden werden ausgewählte anatomisch-physiologische Grundlagen der HWS-Muskulatur mit Bedeutung für die Gleichgewichtsregulation dargelegt.

Die umgebende Muskulatur der Halswirbelsäule kann topographisch unterschiedlichen Schichten und skelettalen Regionen zugeordnet werden. Diese Zuordnung zu

unterschiedlichen Systemen bewirkt, dass die Muskulatur, in Abhängigkeit von der neuromuskulären Steuerung, die komplex angeordneten Skelettstücke von HWS und Kopf bewegt und stabilisiert. Die komplizierte Statik erfordert im besonderen Maße eine präzise reaktive Einstellung des Muskeltonus der Nackenmuskulatur bei der Äquibrilierung der

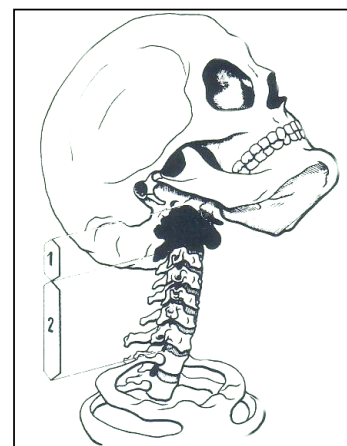


Abbildung 3.1: Funktionelle Einteilung der Halswirbelsäule; 1= obere HWS, 2 = untere HWS (Aus: KAPANDJI (1999) [84])

Skelettteile. Umgekehrt jedoch stellt auch die Stellung der Skelettstücke, die über eine Vielzahl von propriozeptiven Informationen über das Nervensystem vermittelt, eine entscheidende Einflussgröße für die Einstellung der Muskelspannung dar. Rezeptoren in den Muskeln, Sehnen und Bändern der Halswirbelsäule informieren das Zentralnervensystem über ausgeführte Bewegungen und über die Stellung des Kopfes zum Rumpf.

Auf eine Darstellung des topographischen Verlaufs und der Bewegungsfunktion der HWS-Muskulatur soll an dieser Stelle verzichtet werden. Umfassenden Ausführungen zu diesen Grundlagen können in der eingangs des Kapitels 3.1 angeführten Literatur nachgelesen werden. Die Vielzahl kinästhetischer Sensoren der Muskulatur der HWS- und der Hinterhauptsregion hat jedoch nicht nur Einfluss auf die Mobilitäts- und Stabilisierungsfunktion. Sie sind in ihrer Funktion auch maßgeblich an der Gewährleistung des Körpergleichgewichts sowie der Steuerung von Bewegung beteiligt (siehe Kapitel 3.2). GRAF-BAUMANN et al. gehen in ihrer Abhandlung sogar davon aus, dass die dynamische Funktion der Bewegung von *Atlas* und *Axis* durch die *Mm. recti* und *obliqui capitis*, hinter deren neurophysiologische Steuerfunktion zurücktritt [46]. Vor allem die

kurzen, in der Tiefe liegenden Nackenmuskeln (siehe Abb. 3.2), die sich zwischen *Atlas*, *Axis* und *Os occipitale* ausspannen sind dicht mit Rezeptoren ausgestattet [44,186]. Im Wesentlichen handelt es sich dabei einerseits um Muskelspindeln, die als Rezeptoren Dehnung und Dehnungsgeschwindigkeit der Muskeln registrieren. Andererseits um Golgi-Sehnenspindeln, die Spannungsänderungen des Muskeltonus an den Übergängen von Sehnen- zu Muskelgewebe messen und adäquate muskuläre

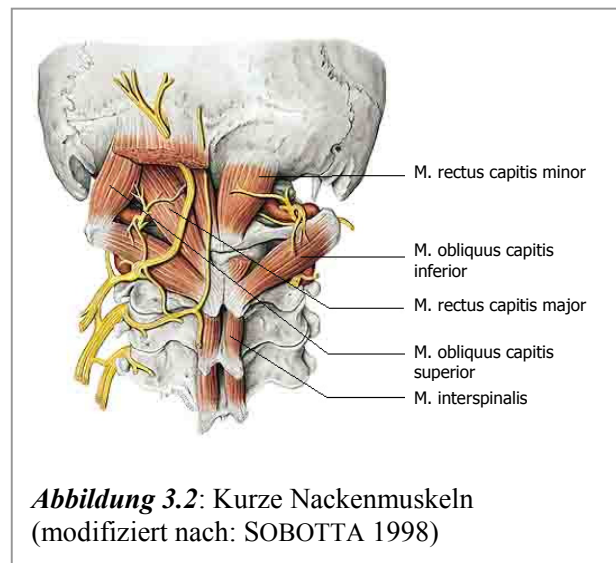


Abbildung 3.2: Kurze Nackenmuskeln
(modifiziert nach: SOBOTTA 1998)

Antworten auslösen. ZENKER geht von bis zu 500 Spindeln pro Gramm HWS-Muskulatur aus [191]. Damit können Positionsänderungen der Muskeln im kraniovertebralen Übergangsbereich optimal registriert werden. Ein Teil der afferenten Nervenfasern, die von den neuromuskulären Rezeptoren der tiefen Nackenmuskeln ausgehen, enden in den Vestibulariskernen und sind eng, zum Teil monosynaptisch, mit diesen verknüpft (siehe Abbildung 3.3). Physiologisch informieren diese spinovestibulären Afferenzen das ZNS über die Stellung des Kopfes zum Hals und dienen dadurch als Informationsbeitrag bei der Steuerung von Haltung und Bewegung [46].

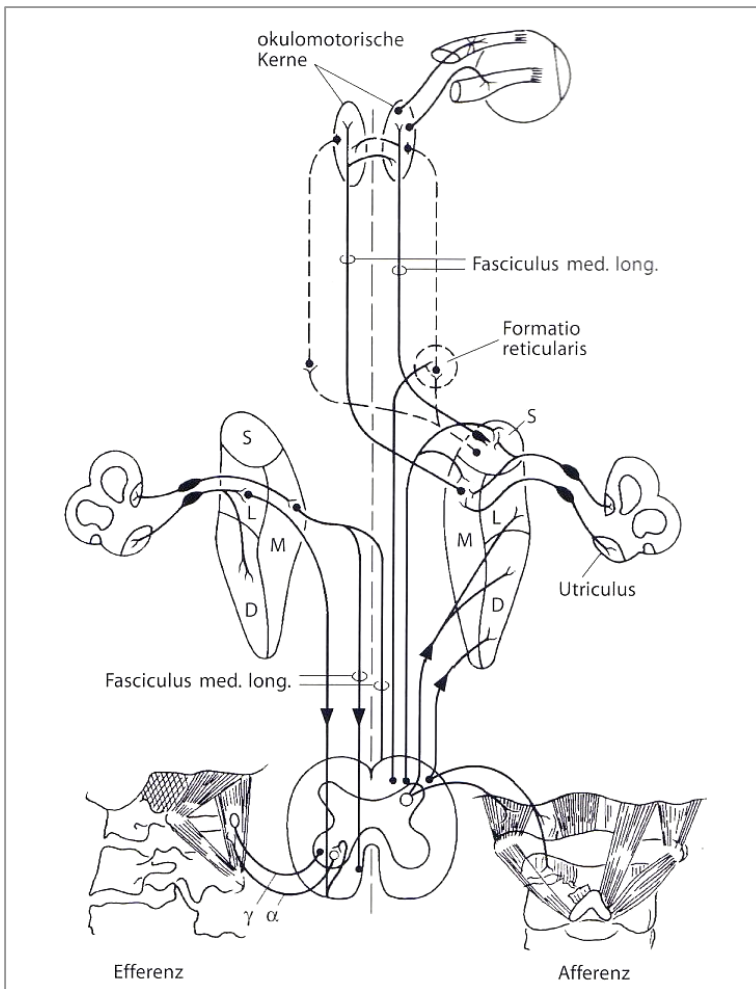


Abbildung 3.3:
 Schema der Verknüpfungen des „Rezeptorenfeldes im Nacken“ mit dem Vestibulariskernbereich sowie weiteren Steuerungszentren.
 S = Nucleus vestib. superioris;
 M = Nucleus vestib. medialis;
 D = Nucleus vestib. inferioris;
 L = Nucleus vestib. lateralis;
 (Aus: WOLFF (1996))

Somit wird jede Positionsveränderung der Kopf Gelenke auf Grund der zahlreichen Verbindungen des Vestibularissystems im Hirnstamm zu reflektorischen Änderungen neuronaler Aktivitäten in den verschiedenen Systemen führen. Nach Verletzungen der Weichteilgewebe kann es, bedingt durch die Nozizeption und gestörte Propriozeption, zu neuromuskulären Ansteuerungs- und Kraftdefiziten kommen [46]. In Folge derer können Instabilitäten der HWS auftreten, die unter Umständen zu Schwindel und Gleichgewichtsstörungen führen. In den folgenden Abschnitten des Kapitels 3.3 werden die physiologischen und pathophysiologischen Zusammenhänge nach einer Gewalteinwirkung auf die HWS vertieft und übergreifend dargestellt.

Ausgewählte anatomische und biomechanische Grundlagen der Halswirbelsäule sind in der Anlage Nr. 17 angeführt.

3.2 Haltungskoordination und posturale Gleichgewichtsregulation – ausgewählte physiologische Grundlagen

3.2.1 Mechanik und muskuläre Aktivität der Haltungsstabilisierung im Stand

Die Verteilung der muskulären Beteiligung an der Standregulation ergibt sich aus den Bewegungsachsen der Gelenke und aus dem statischen Verlauf des Körperlots. Betrachtet man die Statik des Menschen in der Sagittalebene, so fällt das Lot bei einer Idealhaltung angefangen etwas dorsal des höchsten Punktes der *Sutura coronalis* über den äußeren Gehörgang über den 7. Hals-, 12. Brust- und 5. Lendenwirbel über den *Trochanter major*, d.h. etwas dorsal der Flexions- und Extensionsachse des Hüftgelenks, weiter über die *Epicondylen* des *Femur*, d.h. etwas ventral der Flexions- und Extensionsachse des Kniegelenks, bis das Lot weiter etwas ventral der Malleolengabel, ungefähr im Bereich des *Os naviculare* auf den Boden trifft [87]. Daraus ergibt sich, dass an der Standregulation in lateraler Richtung vor allem die Hüftmuskeln, in sagittaler Richtung die Muskeln des Unterschenkels, in geringem Maße auch die des Oberschenkels, hauptanteilig aktiv sind [71]. Quantitativ überwiegen beim gesunden Menschen die sagittalen (Schwankungen in anterior-posteriorer Richtung) Körperschwankungen um 60-100% gegenüber den lateralen [71].

Da das Lot etwa 5 cm vor die Drehachse (durch das *Os naviculare*) des oberen Sprunggelenks fällt, ist nach HUFSCHMIDT et al. eine ständige muskuläre Aktivität des *M. triceps surae* nötig, um ein Kippen nach vorn zu verhindern. Bei anteriorer Neigung nimmt der Muskeltonus weiter zu, da *Mm. gastrocnemius et soleus* das verstärkte Drehmoment im oberen Sprunggelenk kompensieren müssen, während bei dorsaler Neigung und gleichzeitiger Aktivität der Dorsalflexorengruppe der Tonus abnimmt.

Die aufrechte Körperhaltung bzw. die Stabilisierung der Gelenke wird zu einem geringen Teil über den umgebenden Bandapparat realisiert. Ausschlaggebend ist jedoch die Wahrung der Haltungsstabilität über kinematische Ketten der Muskulatur, vor allem über die Streckschlinge (siehe unten), deren Extensoren von den unteren Extremitäten bis zum Rumpf über tonische Kontraktionen die aufrechte Haltung stabilisieren. Sie sind funktionell-anatomisch so angeordnet, dass sie abwechselnd ventral und dorsal die beweglichen Strukturen der Sprung-, Knie- und Hüftgelenke stabilisieren können [83,84].

Zu den Extensoren im Hüftgelenk zählen der *M. gluteus maximus* sowie die ischiocruralen Muskeln mit dem *caput longum* des *M. biceps femoris*, dem *M. semimembranosus* und dem *M. semitendinosus*, deren Arbeitsleistung etwa $\frac{2}{3}$ der des *M. gluteus maximus* entspricht. Letztere sind zweigelenkige Muskeln. Ihre Wirkung auf das Hüftgelenk hängt von der Stellung

des Kniegelenks ab. Die Kniestreckung macht die Streckwirkung im Hüftgelenk effizienter, es besteht ein antagonistisch-synergistisches Verhältnis zwischen der ischiocruralen Muskulatur und dem *M. quadriceps femoris* [83]. Zu den beteiligten Hüftbeugern gehören der *M. iliopsoas*, der *M. rectus femoris*, der *M. pectineus*, die *Mm. adductor longus et brevis*, weiterhin der *M. sartorius*, der *M. tensor fasciae latae* und der *M. gracilis*.

Die axiale Stabilität bei Knieextensionstellung wird durch die Kollateral- und Kreuzbänder gesichert [83]. Zusätzlich ist diesbezüglich jedoch auch die optimale neuromuskuläre Ansteuerung der umgebenden Muskulatur des Kniegelenks sehr wichtig.

In den Sprunggelenken stabilisieren hauptsächlich der *M. gastrocnemius* und der *M. soleus* den aufrechten Stand [68]. Einen nicht unerheblichen Beitrag an der Streckung und Stabilisierung des Sprunggelenks haben auch der *M. flexor hallucis longus*, der *M. tibialis posterior*, der *M. flexor digitorum longus* und die *Mm. peroneus brevis et longus*. Letztere regulieren vor allem im Einbeinstand die latero-lateralen Schwankungen. *M. extensor hallucis longus*, der *M. tibialis anterior*, der *M. peroneus tertius* sowie der *M. extensor digitorum longus* sind als Beuger an der Kokontraktion beteiligt. Es sind jedoch nicht nur die Schwankungen nach anterior und posterior die zur Stabilisierung durch Beuge- und Streckmuskulatur ausgeglichen werden müssen, sondern auch die lateralen Schwankungen, die von den Muskeln mit pronierender bzw. supinierender Wirkung ausgeglichen werden. *M. tibialis posterior* und *M. tibialis anterior* wirken dabei gegen eine Pronationsschwankung, d.h. sie verhindern über reaktiv supinierende Wirkung eine übermäßige Pronation. Gleiches gilt für die *Mm. peroneus brevis et longus*, die Schwankungen in die Supinationsrichtung reaktiv pronierend entgegenwirken. Gerade am Fuß wird jedoch auch offensichtlich, dass nicht nur die Strecker während der Gleichgewichtsregulation aktiv werden. Es kommt vielmehr zu einem Wechselspiel mit den Fußhebern, die bei posterioren Körperschwankungen einem Verlust der Körperhaltung reaktiv mit entgegenwirken.

Die Vorgänge der Bewegungskoordination und muskulären Stabilisierung der Körperhaltung erfordern Steuerungs-, Kontroll- und Regelprozesse im Zentralnervensystem, die sehr komplex ablaufen. Sie stellen die informationsverarbeitende Basis für die posturale Balanceregulierung dar. In den nachfolgenden Abschnitten des Kapitels 3.2 sind ausgewählte biomechanische, anatomische sowie neuro- und sinnesphysiologische Grundlagen verknüpft und zusammengefasst dargestellt. Sie dienen dem besseren Verständnis der Komplexität der Thematik dieser Arbeit, auf die im Kapitel 3.3 besonders Bezug genommen wird.

3.2.2 Gleichgewichtsregulation als Besonderheit der komplexen Koordinationsaufgabe

Der Mensch unterliegt wie alle Körper den Gesetzen der Mechanik, besitzt allerdings gegenüber unbelebten Körpern die Fähigkeit, Störungen der Gleichgewichtslage aktiv entgegenzuwirken. Voraussetzung jeder Motorik ist die Haltung des Körpers im Raum und die koordinierte Position der Extremitäten zueinander [144]. Dabei bestimmt die Regulation der Haltung in Bezug zur Schwerkraft das posturale Gleichgewicht [82]. HIRTZ sieht die Basis für eine gute Koordination in erforderlichen Fähigkeiten, die dazu beitragen, dass Informationen aufgenommen und verarbeitet werden können, um so Bewegungen und Gleichgewicht zu koordinieren [63,64]. Es handelt sich dabei um körperliche Fähigkeiten, deren morphologische Arbeitsgrundlage das sensomotorische System, d.h. Muskulatur mit kinästhetischen Analysatoren, Sinnesorganen und Nervensystem, darstellt. Den grundlegendsten dieser Fähigkeiten – der Gleichgewichtsfähigkeit und der kinästhetischen Differenzierungsfähigkeit – kommt bei der Balance- und Haltungswahrung essentielle Bedeutung zu. HIRTZ et al. definieren die Gleichgewichtsfähigkeit als relativ verfestigte und generalisierte Verlaufsqualitäten des Haltens bzw. Wiederherstellens des Gleichgewichts bei wechselnden Umweltbedingungen, der zweckmäßigen Lösung motorischer Aufgaben auf kleinen Unterstützungsflächen oder bei sehr labilen Gleichgewichtsverhältnissen [63,64].

Der Körper hält sein Gleichgewicht bzw. kontrolliert seine Ausrichtung immer im Verhältnis zur angreifenden Schwerkraft. Er befindet er sich dadurch in einem ständigen Schwankungsprozess dem er durch Interaktionen zwischen den körpereigenen motorischen Regulationsmechanismen und der Umwelt entgegenwirkt. Bei Bewegungen des Oberkörpers oder der oberen Extremitäten ist die Wahrung des Körpergleichgewichts vom neuromuskulären Ansteuerungsniveau der Muskulatur der unteren Extremitäten und des Rumpfes anhängig. Durch eine Reihe ineinandergreifender Regelprozesse wird der Auslenkung der Teilkörperschwerpunkte entgegengewirkt und der Gesamtkörper im Gleichgewicht gehalten. Man spricht hier von einem dynamischen Gleichgewicht bzw. einer dynamischen Gleichgewichtsanpassung, die im Wesentlichen drei Funktionen beinhaltet:

- Aufrechthaltung von Kopf und Körper gegen die Schwerkraft und andere äußere einwirkende Kräfte;
- Positionierung des Körperschwerpunktes über seiner Unterstützungsfläche;
- Stabilisierung der stützenden Teile während einer Bewegung;

Die Haltungsanpassung wird durch *vorausschauende Haltungskorrekturen (Feed-forward-Mechanismen)* und so genannte *posturale Reaktionen und Synergien (Feed-back-Mechanismen)* generiert [144]. Während erstere vorrangig auftretende Haltungsstörungen während geplanten Bewegungsabläufen kompensieren, werden die *posturalen Reaktionen* durch eingetretene Haltungsänderungen und Haltungsverluste aktiviert.

Jede Lageänderung des Körperschwerpunktes (KSP) gegenüber seiner Unterstützungsfläche muss ständig vom Zentralnervensystem reguliert werden, um den Körper im Gleichgewicht zu halten. Gesteuert wird diese Regulation durch zwei miteinander kommunizierender Funktionssysteme, die *Zielmotorik* und die *Halte- oder Stützmotorik*, auch motorische Zentren genannt, die über verschiedene Abschnitte des Zentralnervensystems von der Hirnrinde (supraspinale Ebene) bis zum Rückenmark (spinale Ebene) angeordnet sind. Vor allem die Haltemotorik sorgt für eine unbewusste Regulation des Gleichgewichtszustandes. Die Steuerung über die posturalen Reaktionen und Synergien erfolgt nicht reflektorisch, obwohl sie in der wissenschaftlichen Literatur oft auf Grund der geringen Latenz und des automatischen stereotypen räumlich-zeitlichen Ablaufs als Reflexe bezeichnet werden. Tatsächlich handelt es sich um koordinierte und getriggerte Synergien, die von zentralen Programmen aufgerufen werden [40,144].

Voraussetzung für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts bzw. bestimmend für die posturalen Programme sind Informationen der kinästhetischen (Propriozeption aus Muskel- und Gelenkrezeptoren), optischen und vestibulären Analysatoren sowie auch exterozeptive (taktile) Afferenzen (Berührungs- und Druckrezeptoren der Haut), die basierend auf integrierten Wahrnehmungen die Lageveränderungen des Körpers in Raum und Zeit registrieren. Hinzu kommt eine Modulation durch emotionale Komponenten durch das limbische System. Das bedeutet, dass sowohl spinale Steuerungs- und Regelprozesse, die vorwiegend auf kinästhetischen Informationen beruhen, als auch supraspinale Abläufe (vestibuläre und optische Informationen bspw.) für die Haltungssteuerung in Kombination von Bedeutung sind.

Kommt es beim Stehen auf einem Bein bspw. zu einer Auslenkung des Körpers aus seiner Senkrechten, so dass das Lot des KSP an den Rand seiner Unterstützungsfläche (indifferenter Gleichgewichtszustand) trifft, führt eine feste Sequenz von posturalen Programmen, die im zeitlichen Abstand von etwa 20 ms aktiviert werden, zur sequenziellen Stabilisierung von Gelenken und Stützreaktionen, die den Körper in die vertikale Lage (das Lot des KSP über seine Unterstützungsfläche) zurückführen [40].

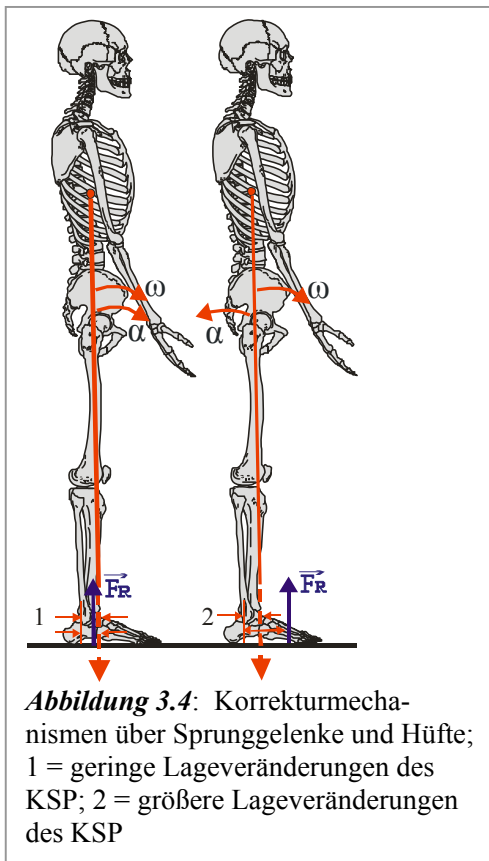
Nach JUNG wird der drohende Verlust des Gleichgewichts im Stand bei Bewegungen des Rumpfes durch so genannte Balancierbewegungen kompensiert, d.h. durch gegenläufige

reziproke Modulation der koaktivierten Beinstrecker und Beuger [80]. Eine solche Sequenz oder Programmmodulation beginnt mit der Kontraktion der Muskelgruppen, die zuerst das Sprunggelenk und dann fortlaufend von distal nach proximal das Kniegelenk, dann das Hüftgelenk und letztlich den gesamten Körperstamm stabilisieren.

HORAK und NASHNER untersuchten über EMG-Ableitungen die Aktivierungsmuster der Haltemuskulatur, um herauszufinden, bis zu welchem Grad automatische Körperhaltungsaktionen bei stehenden Versuchspersonen von einem Repertoire zentraler motorischer Programme abhängig sind. Sie konnten nachweisen, dass die Korrekturbewegungen mit Kontraktion des *M. gastrocnemius* distal, direkt an der Unterstützungsfläche begannen und damit Drehmomente über die Sprunggelenke hervorriefen, die das Gleichgewicht durch Vorwärts- oder Rückwärtsbewegungen des Körpermassezentrums wiederherstellten. In einer festen Aufeinanderfolge vollzog sich die Aktivierung dann von der Oberschenkel- zur Rumpfmuskulatur. Sie bestätigten damit das Postulat, dass die Standkorrektur aus den posturalen Synergien der „Ankle“- und der „Hip- Strategy“ erfolgt [68].

Nach NASHNER und PETERS [117-119] besteht auch die Möglichkeit einer Kombination aus beiden Strategien, wobei die Latenzzeit zur Kontraktion der Muskelgruppen von den Autoren mit 120 bis 150 ms angegeben wird.

NASHNER et al. postulieren, dass die „Wahl“ des Korrekturmechanismus von der Beschaffenheit der Standfläche und der Auslenkung des Körperschwerpunktes abhängig ist, wobei es dabei egal ist, ob der Proband auf einem oder auf beiden Beinen steht [117,118]. Nach genannten Autoren genügt eine Korrektur über die Sprunggelenke bei fester und großer Unterstützungsfläche und einer geringen Auslenkung des Körperschwerelotes über seiner Unterstützungsfläche, während bei schnellen und größeren Lageveränderungen des KSP und/oder bei weicheren und kleineren Unterstützungsflächen neben der „ankle-strategy“ die „hip-strategy“ die tragende Rolle übernimmt (siehe Abb. 3.4). Das bedeutet, dass es zusätzlich zu den Aktivierungsmustern der Sprunggelenkmuskulatur, die die Drehmomente der Schwankungen durch die anterior-posterioren bzw.



latero-lateralen Bewegungen des Körperschwerpunktzentrums ausgleichen, noch zu den beschriebenen Aktivierungen von Oberschenkel- und Rumpfmuskulatur, beginnend mit der stammnahen Rumpfmuskulatur kommt. Die Latenzzeiten zur Aktivierung wurden bei beiden posturalen Strategien gleich, jedoch die Muskelaktivität beider Strategien zueinander antagonistisch angegeben. D.h. bei Aktivierung im Fuß wird antagonistisch durch die „hip-strategy“ die Hüft- und Rumpfmuskulatur so angesteuert, dass es zu einer ausgleichenden Horizontalkraft gegen die Unterstützungsfläche kommt [68]. Unerwartete Störungen werden dabei überwiegend spinal über rasche Dehnungsreflexe reguliert. Kurze einseitige Störungen werden durch gleichzeitige Aktivierung homologer Muskeln beider Beine ausgeglichen. Die Steuerung und Regelung dieser einfachen Balancierbewegungen erfolgt über spinale Interneuronensysteme, noch bevor die zerebrale Gleichgewichtsregulierung wirksam wird.

3.2.2.1 Statische und statokinetische Hirnstammreflexe

Propriorezeptive Afferenzen lösen die erwähnten posturalen Synergien aus. Die Weiterleitung dieser sensorischen Informationen erfolgt über die Pyramidenbahn an den Hirnstamm und die Hirnrinde. Einen wesentlichen neurologischen Baustein innerhalb dieser Steuerungsabläufe der Gleichgewichtsregulation stellen die statischen Haltere reflexe (Hirnstammreflexe) dar. Man unterscheidet Stellreflexe, die den Körper oder Körperteile gegen die Schwerkraft aufrichten und Stehreflexe (Haltereflexe), die die Tonusverteilung zwischen den aktivierten Muskelgruppen koordinieren. Sie werden auch als tonische Labyrinth- und Halsreflexe bezeichnet. Ein Beispiel für einen Stellreflex ist der tonische Labyrinthreflex, der die Äquibrilierung der Kopfposition, unabhängig von der Lage des Körpers immer senkrecht gegen die Schwerkraft stellt. D.h. die Veränderung der Kopfposition im Raum gegen die Schwerkraft auf Grund von Flexions-, Extensions- und Rotationsbewegungen bewirkt reflektorisch die Stimulation der Nackenrezeptoren und eine Fazilitation der HWS-stabilisierenden Muskulatur. Neurologische Basis für diesen reflektorischen Ablauf sind Afferenzen aus dem Rezeptorgebiet des Vestibularapparates, den Propriosensoren der Nackenmuskulatur und des Bindegewebsapparates der Wirbelsäule sowie aus den Sensoren des optischen Systems. Die zentrale Verarbeitung der Kopfstabilisierung erfolgt in der *Formatio reticularis* [39,144].

Die tonischen Nackenreflexe als typische Haltere reflexe können in symmetrische und asymmetrische Reflexe unterschieden werden [40]. Sie reagieren auf Veränderungen der Kopfposition in Bezug zum Körper. Vorwiegend wird dabei der Muskeltonus des Rumpfes und der proximalen Extremitäten korrigiert. Nach GARTEN sind sie funktionell nicht von den

tonischen Labyrinthreflexen zu trennen, da bei Flexion oder Extension der HWS auch immer eine Reizung der Labyrinthorgane durch Veränderung der Schwerkraftrelation auftritt [40]. Sie werden durch die dabei auftretenden Bewegungen des Kopfes hervorgerufen, wobei der Reizursprung in den Propriozeptoren der Nackenmuskulatur liegt. Die Dorsalflexion der HWS führt zur Steigerung des Streckertonus in den oberen Extremitäten, bei gleichzeitiger Verminderung des Tonus in den unteren Gliedmaßen, jedoch bei relativer Zunahme des Beugertonus. Bei der Ventralflexion gibt es einen gegenteiligen Effekt [40].

Die statokinetischen Reflexe werden ebenfalls bei schnellen Lageänderungen des Körpers gegenüber seiner Unterstüzungfläche aktiv. Da in der vorliegenden Schrift im Folgenden die Gleichgewichtsregulation im ruhigen Stand messmethodisch thematisiert wird, haben die statokinetischen Reflexe nur bedingt Bezug zur Thematik dieser Arbeit. Sie sollen der Vollständigkeit halber hier nur kurz erwähnt werden.

Im Gegensatz zu den statischen werden die statokinetischen Reflexe nicht durch eine Haltung, sondern durch eine Bewegung – bspw. das Umkippen des Körpers aus seiner Gleichgewichtslage oder das schnelle Absenken des KSP – ausgelöst [39]. Man unterscheidet Labyrinthstellreaktionen, Halsstellreaktionen und Körperstellreaktionen. Auch sie werden primär von den Sensoren des Labyrinths und der Nackenmuskulatur ausgelöst, unter Mitwirkung von kutanen und visuellen Afferenzen. Die Labyrinthstellreaktion dient der Korrektur der Kopfhaltung bei Veränderung der Körperposition im Raum [40,144]. Die Halsstellreaktion stellt den Körper nach vorgegebener HWS-Stellung ein. Die Körperstellreaktion letztlich dient der Anpassung der Körpermotorik zum Aufrechterhalten des sicheren Gleichgewichts im Stand – z.B. beim Stolpern, also schnellen Verlagerungen des KSP über seine Unterstüzungfläche hinaus – zeitlich noch bevor das Vestibularorgan gereizt wird.

3.2.2.2 Schlüsselregionen propriozeptiver Steuerung

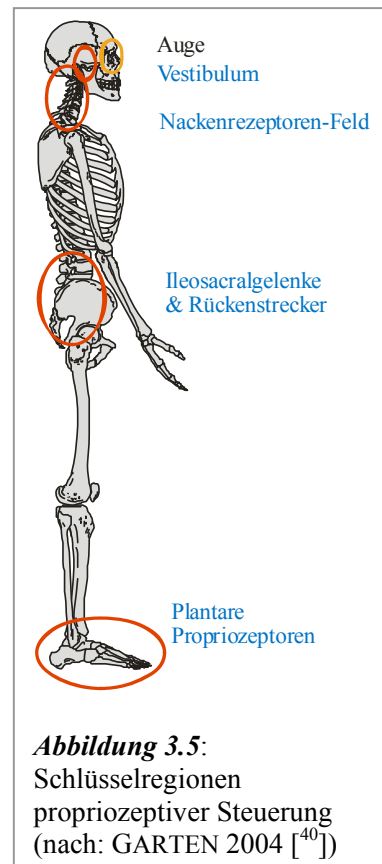
Aus den vorangegangenen Abschnitten wird ersichtlich, dass die Steuerung der autochthonen Muskulatur sowie der peripheren posturalen Muskeln in sehr hohem Maße rezeptorabhängig ist. Im Kapitel 3.1 wurde bereits darauf hingewiesen, dass der Nackenregion als ein Gebiet mit hoher propriozeptiver Dichte diesbezüglich besondere Bedeutung zukommt. Weitere entscheidende Regionen, aus denen propriozeptive Afferenzen stammen, sind die Füße und die Lumbalregion mit Rückenstreckern und Ileosacralgelenken. Zusätzlich müssen Informationen des *Vestibulums* und der Okulomotorik aufeinander abgestimmt werden [40].

Die umfangreichsten Afferenzen stammen jedoch aus den Rezeptorenfeldern der Nackenregion. Allein die Region der Kopfgelenke trägt ca. 45% der gesamten Propriozeptoren des gesamten Körpers. Davon befinden sich wiederum ca. 60% im Bereich der *temperomandibulären* Muskel- und Gelenkstrukturen [40]. Woraus sich wiederum eine gegenseitige funktionelle Abhängigkeit der HWS und der Kiefergelenke ergibt, neurologisch vermittelt durch das Trigeminiussystem, das eine enge Beziehung zum afferenten und efferenten System der oberen vier Cervikalsegmente hat [29,72].

Im Bereich der Ileosacralregion (auch Sacroiliakalregion genannt) und der lumbalen Rückenstrecker sind die Rezeptoren der Gelenkkapsel und die Muskelspindeln für die Erfassung der Bewegung und Veränderungen der Gelenkstellung zuständig. Den Propriozeptoren der Fußsohlen kann eine ähnlich hohe Bedeutung für die Gleichgewichtsregulation bescheinigt werden, wie der Nackenregion. KAVOUNOUDIAS beschreibt die Fußsohle als „dynamometrische Landkarte für die menschliche posturale Kontrolle“.

Durch die mechanische Stimulation der Fußsohle wurden posturale Abweichungen, die für die Lokalisation der Stimulation spezifisch waren, gefunden [85]. VAN DEURSEN et al. fanden, dass die Einschränkungen der sensorischen Funktion der Füße bei Neuropathien durch den Verlust von Hautmechanorezeptoren-Afferenzen und Muskelspindeln des Unterschenkels verursacht werden [22]. YASUDA et al. schlussfolgerten, dass die plantaren Mechanorezeptoren Körperschwankungen registrieren [189].

Damit wird deutlich, dass die Aktivierung der Muskulatur der posturalen Synergie über die Sprunggelenke von den kinästhetischen Meldungen der Fuß- und Unterschenkelmuskulatur abhängen [10]. Die funktionelle Verbindung zwischen den Muskeln der Fußsohle und den langen Muskeln des Unterschenkels sieht GARTEN in der Insertionsstelle des *M. quadratus plantae* an den Sehnen des *M. flexor digitorum longus* [40].



3.2.3 Funktionsmechanismen neuronaler Systeme der Somatomotorik und Sensomotorik

HIRTZ, KIRCHNER, PÖHLMANN geben an, dass das Kommunikations- und Regulationssystem der menschlichen Motorik dem Hierarchieprinzip folgt, d.h. es gibt übergeordnete Leitebenen, die

die Aktivitäten der nach- bzw. untergeordneten Ebenen bestimmen [62]. Diese beginnen spinal als einfache mono- und polysynaptische Reflexbögen im Rückenmark und Hirnstamm und enden sehr komplex supraspinal in den programmierenden Systemen der Großhirnrinde. Auf den verschiedenen Abschnitten des Zentralnervensystems gibt es differenzierte Abschnitte zur Kontrolle, Steuerung und Regelung der Sensomotorik, d.h. dem Zusammenspiel spezifischer Motorik, basierend auf der Sensorik. Informationen werden dabei auf der Grundlage von Signalen jeweils ganz bestimmter Modalität empfangen, umkodiert, weitergeleitet und aufbereitend verarbeitet.

Auf spinaler Ebene werden zur Haltungskoordination folgende Abläufe gesteuert:

- Dehnungsreflexe zur Regulierung der Muskelspannung und Kontrolle der Muskellänge
- Bahnungs- und Hemmungsprozesse für elementare Bewegungsprogramme
- Adaptationsvorgänge zur Angleichung von kinästhetischen Informationen aus der Peripherie an den Bewegungsablauf

Auf Hirnstamm-Ebene – zugehörig sind die *Medulla oblongata* mit medullärem Teil der *Formatio reticularis* und das *Mesencephalon* mit dem *Nucleus ruber* mit *Pons* (pontiner Teil der *Formatio reticularis*) – werden folgende Abläufe gesteuert:

- Stabilisierung der Haltung und des Standes
- Aktivierung des Muskeltonus
- Koordinierung des Muskeltonus

Besondere Bedeutung für die Gleichgewichtsregulation kommt auch dem *Diencephalon*, vor allem dem *Thalamus* zu. In den ventrobasalen Kernen des *Thalamus* werden die sensorischen Bahnen von den Sinnesorganen der Haut und der Skelettmuskulatur umgeschaltet. Die motorische Bahnen überwiegend im *Nucleus ventralis lateralis*.

Es gibt unterschiedliche Regelmechanismen, Rezeptorfunktionen und Neuropopulationen die für die Aufrechterhaltung der Körperlage im Raum spezialisiert sind. Diese stützmotorischen Funktionen sind in die Steuerung der Zielmotorik integriert, d.h. die tonische und phasische Arbeits- bzw. Reaktionsweise ist auf allen Abschnitten und Ebenen eng gekoppelt.

Nach BADTKE dienen vor allem die motorischen Steuermechanismen der supraspinalen Ebene der Realisierung der Stützmotorik, sie wird teilweise jedoch auch schon auf spinaler Ebene realisiert [6].

Neben den motorischen Großhirnrindengebieten, als höchster Kontrollebene, die die niederen Hirnabschnittskontrollebenen kontrolliert und den Basalganglien, hat das Kleinhirn eine überaus wichtige Rolle bei der Koordinierung aller Muskelaktivitäten und Bewegungsabläufe. Damit werden willkürliche Muskelaktionen, automatisierte Bewegungsabläufe, Wahrung des Gleichgewichts und der Haltung sowie Bewegungskoordination und Muskeltonus beeinflusst [6]. Die benannten Stammhirnreflexe müssen steuerungstechnisch entweder in den willkürmotorischen Bewegungsablauf integriert oder unterdrückt werden. Störungen oder pharmakologische Beeinflussung dieser motorischen Zentren können somit zu den unterschiedlichsten Beeinträchtigungen der Willkürmotorik wie auch der Haltungsstabilisierung führen.

3.2.3.1 Die Informationsintegration auf spinalmotorischer Ebene und die Verbindung zwischen Rückenmarksreflexen und stabiler Körperhaltung

Nach HIRTZ, KIRCHNER, PÖHLMANN werden die Schwerkraftkompensation und Gleichgewichtsfunktion über automatisierte statisch-tonische Mechanismen realisiert. Gleichzeitig regeln adaptive Selbsteinstellprozesse die Zuschaltung von Reserve- motorischen Einheiten und das Abschalten von ermüdeten motorischen Einheiten [62].

Die motorische Einheit, bestehend aus Alpha-Motoneuron, zugehörigem Axon und die von ihm innervierten Muskelfasern, bildet die gemeinsame Endstrecke aller spinalen und supraspinalen Einflüsse und Regelmechanismen.

Die Muskelaktivität ist in ihrer ganzen Vielfalt über eine räumliche und zeitliche Summation der Aktivität motorischer Einheiten steuerbar. Jedem Alpha-Motoneuron ist ein Interneuronenapparat auf spinaler Ebene vorgeschaltet. Die Integration kinästhetischer Informationen aus den peripheren Rezeptoren des Muskels, der Haut und der Gelenke sowie auch Informationen aus höheren Regulationsebenen erfolgt zum überwiegenden Teil an diesen Zwischenneuronen und nur zum geringen Teil an den Alpha-Motoneuronen. Koordination von motorischen Reflexen und die Generierung der Eigenrhythmen der Motoneurone erfolgen auf gleiche Weise [62]. Dadurch können Zustandsänderungen des Muskels zu unterschiedlicher Verarbeitung der Steuersignale führen. Die segmentär in den Vorderhörnern des Rückenmarks angeordneten Alpha-Motoneurone, die eine relative geringe Anzahl von tonischen Muskelfasern mit längerer Kontraktionszeit (130 ms) durch Impulssalven mit geringer Aktionspotentialfrequenz ($6 - 30 \text{ s}^{-1}$) erregen, werden vorwiegend bei der Haltungsregulation aktiviert, ebenso wie tonische geringkräftige, ermüdungsresistente, langsam kontrahierende motorische Einheiten der Typ-I-Fasern [62].

Besondere Bedeutung in Bezug auf die Somatomotorik besitzen die Vorder- und Hinterhörner, wegen der segmentarischen Anordnung der Motoneurone und damit zusammenhängend die Bedingung der Eigenreflexe und des Muskeltonus, die Pyramidenbahn, deren Bedeutung im Folgenden noch erläutert wird sowie der Hinterstrang. Der Hinterstrang zählt zum spezifischen System der Somatomotorik, da er Meldungen über mechanische Hautreize und über die Gelenkstellung zum Großhirn leitet [39].

An den Motoneuronen, deren Neuriten an die motorische Vorderwurzel ziehen, greifen die supraspinalen Einflüsse als zentrale Befehle sowie die Afferenzen der Reflexbahnen an. Das Rückenmark spielt damit eine wichtige Rolle bei der Tonusregulation sowie der synergistischen Koordination von Agonisten und Antagonisten.

Spinale Reflexe können als negative Rückkopplungssysteme verstanden werden. D.h. es handelt sich um Mechanismen, die die Abweichung einer geregelten Größe aus dem homöostatischen Bereich verhindern. Nach SCHAUF et al. wird das Idealniveau einer geregelten Größe als Sollwert definiert [139]. Die Regelgröße, gemessen durch Sensoren oder Rezeptoren, senden diese Messinformationen an den Regler, der bei Abweichung aus dem akzeptablen Bereich ein Signal an den Effektor sendet, der wiederum eine Abweichung des Sollwertes verhindert. Negativ bedeutet in diesem Fall, dass die Effektorantwort der Abweichung entgegenwirkt. Diese Effektorantwort schließt die Rückkopplungsschleife, die von der Regelgröße über Rezeptor Integrator und Effektor zurück zur Regelgröße läuft und damit ein geschlossenes System darstellt.

Muskeldehnungsreflex als Baustein der Steuerung der Körperhaltung

Bezogen auf die spinalen Reflexe stellt der Dehnungsreflex das bekannteste Beispiel dar. Über die dabei auftretende Rückkopplung, die die Muskellänge aufrecht erhält und einer passiven Längenzunahme – z.B. beim Einknicken des Körpers unter dem Einfluss der Schwerkraft – entgegenwirkt, unterstützt die Gleichgewichtssteuerung [139]. Beim aufrechten Stand auf einem Bein bspw. ist die Schwerkraft stetig bestrebt das Kniegelenk zu beugen und damit die Extensoren des Oberschenkels zu dehnen. Der dadurch aktivierte Dehnreflex verhindert das „Einknicken“ im Kniegelenk, in dem eine ausreichende stetige Kontraktion und somit ein erhöhter Tonus des *M. quadriceps femoris* aufrecht erhalten wird. Spinale wie auch die im nächsten Kapitel erläuterten supraspinalen Zentren haben über das γ -System Zugriff auf die Sensoren des Reflexes und steuern seine Einbindung in das geplante motorische Verhalten [144].

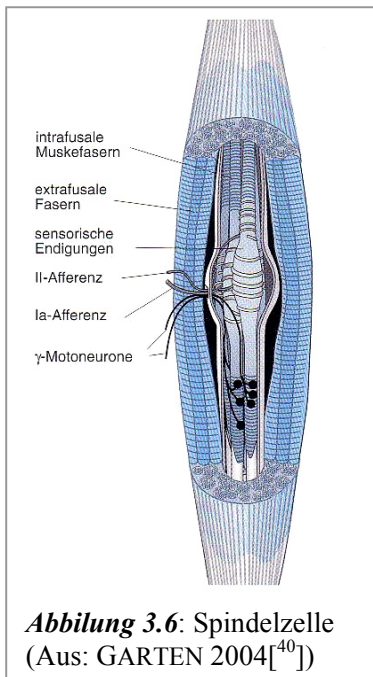


Abbildung 3.6: Spindelzelle
(Aus: GARTEN 2004^[40])

Die parallel zur Arbeitsmuskulatur und in diese eingebettet liegende Muskelspindel kann in diesem Zusammenhang als die Basis des spinal-motorischen Systems angesehen werden. Die Muskelspindeln enthalten drei Typen intrafusaler Fasern, dynamische und statische Kernsackfasern sowie statische Kernkettenfasern, von denen folgende Afferenzen ans ZNS geleitet werden. Eine sensorische Ia-Faser (primäre Afferenz) kommt von allen drei Fasertypen, eine sekundäre Typ-II-Faser kommt von den statischen Fasern. Das ZNS wird dabei über registrierte Längenänderungen des Muskels von tonischen, nicht adaptierenden Ia- und II-Afferenzen informiert ^[40]. Die Geschwindigkeit der Längenänderung wird über die dynamische Ia-Afferenz vermittelt. γ -Motoneuron-Efferenzen stellen dabei die Sensibilität der intrafusalen Fasern ein, dynamische γ -Efferenzen

die der dynamischen Kernsackfasern und statische γ -Efferenzen die der statischen Kernsack- und Kernkettenfasern ^[144,186]. Tonische und statische Afferenzen führen durch die reflektorisch erhöhte Efferenz zu einer vermehrten Sensibilisierung und damit Reaktivität der Fasern. Dadurch hat das ZNS über die γ -Efferenzen einen direkten Zugriff auf die Längensensoren ^[40].

Die monosynaptische erregende Information rekrutiert homonyme und heteronyme α -Motoneurone und löst so den reflektorischen Vorgang aus. Kollateralen der Ia-Fasern aktivieren parallel inhibitorische Interneurone (Ia-IN), die in den Motoneuronen der Extensoren eine reziproke Hemmung auslösen. Diese Agonist-Aktivierung (autogene Fazilitation des gedehnten Muskels sowie Aktivierung der Synergisten) und Antagonist-Hemmung ermöglicht eine Stabilisierung der Länge und der Spannung des Agonist-Antagonist-Systems ^[40,186] (siehe Abb. 3.7). So verhindert der Dehnungsreflex Verschiebungen des Sollwertes der

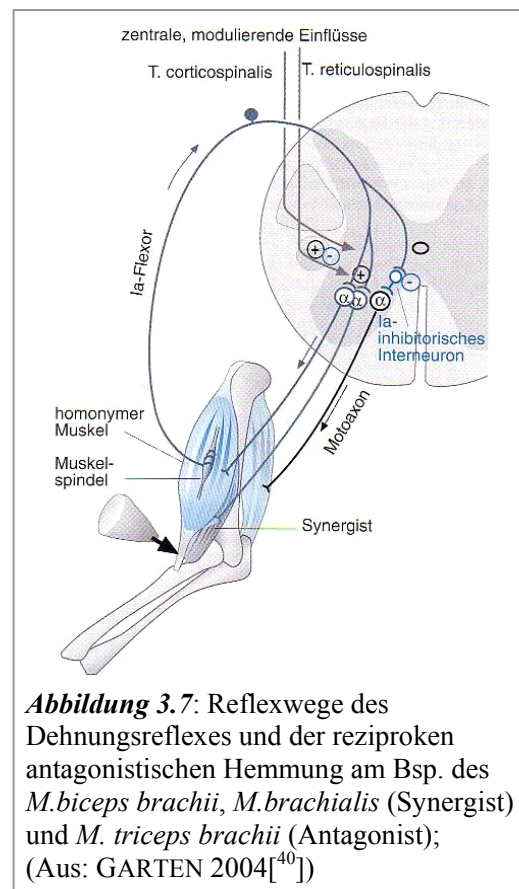


Abbildung 3.7: Reflexwege des Dehnungsreflexes und der reziproken antagonistischen Hemmung am Bsp. des *M. biceps brachii*, *M. brachialis* (Synergist) und *M. triceps brachii* (Antagonist); (Aus: GARTEN 2004^[40])

Muskellänge, der durch den zentralen Antrieb der γ -Efferenzen bestimmt wird. Letztere regeln also den Kontraktionszustand der intrafusalen Faserenden und damit den der Zentralregion, die die sensorischen Endigungen enthält [139]. Die Muskellänge erreicht ihren Sollwert, wenn der Schwellenwert des Dehnungsreizes der Spindel gerade so groß ist, dass der Reiz auf die Rezeptorendigungen einwirkt. Ist dieser Zustand erreicht, so trägt die Rückkopplung der Spindelafferenzen zur Muskelspannung bei.

In einem ruhenden Muskel kann die Spindelafferenz der einzige Antrieb des Muskeltonus sein. Wenn der Muskel während einer Willkürkontraktion eine Spannung aufrechterhält, trägt die Rückkopplung über die Spindelafferenz zu dem erregenden Antrieb der supraspinalen motorischen Zentren bei, indem sie bestimmt, welche motorischen Einheiten rekrutiert werden [139]. Durch die engen Beziehungen zwischen intrafusalen und extrafusalen Fasern ist eine auf einzelne motorische Einheiten bzw. kleinere Muskelareale gerichtete Kontrolle möglich. Eine höhere Anzahl der dünneren Kernkettenfasern gestattet eine effektivere statische Kontrolle.

Zusammenfassend kann man festhalten, dass die Informationen aus den Muskelspindelafferenzen genutzt werden für:

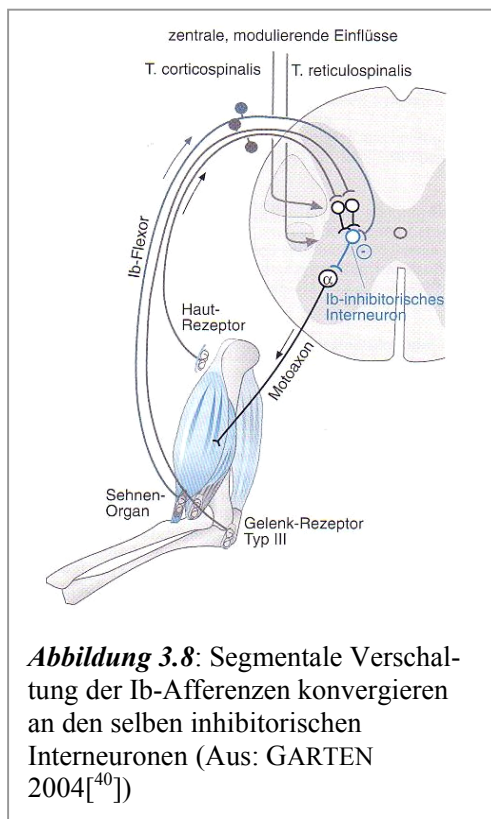
- phasische Eigenreflexe;
- tonische Eigenreflexe;
- Überwachung der Kontraktionsgeschwindigkeit;
- Überwachung der aktuellen Muskellänge;
- Kontrolle der Antagonistentätigkeit;
- sensomotorische Kontrollmechanismen auf spinaler Ebene, in Kleinhirn und Kortex (supraspinal);

Bleibt noch zu erwähnen, dass die simultane Erregung extrafusaler Fasern über Alpha-Motoneurone und intrafusaler Fasern über Gamma-Motoneurone, Alpha-Gamma-Koaktivierung genannt, verhindern, dass die Fasern der Muskelspindel erschlaffen. Wenn sich die extrafusalen Fasern ohne die kompensatorische Kontraktion der intrafusalen Fasern verkürzen würden, würde die Spindel entlastet und so gestaucht werden. Somit könnte die Längenmessung nicht funktionieren.

Neben dem reflektorischen Vorgang tragen auch komplexe Synergien aus den Ib-Afferenzen der Golgi-Sehnenorgane sowie den Afferenzen aus den Gelenkrezeptoren (Typ-I,II,III-Mechano- und Typ-IV-Rezeptoren) maßgeblich an der Stabilisierung der Körperhaltung auf spinaler Ebene bei. Golgi-Organ liefern Informationen über Spannungsänderungen der Muskulatur an supraspinale motorische Zentren, sowohl bei Kontraktion als auch bei Dehnung des Muskels. Der adäquate

Reiz für diese Afferenz ist Druck auf die sensorischen Endigungen, welche in ein Schlaufensystem kollagener Fasern eingebettet sind. Diese Schlaufen ziehen sich bei Dehnung des Muskels zusammen, was zu Druck auf die Sensoren führt [40]. Diese Verschaltungen über Ib-Afferenzen sind immer polysynaptisch und haben nach GARTEN [40] Wirkungen auf zwei Projektionssysteme:

1. auf die Motornuklei, die auf das selbe Gelenk wirken, wie der sensortragende Muskel
2. zu den Motornuklei, die auf andere Gelenke wirken, als der sensortragende Muskel



Sie führen immer zur autogenen Hemmung homonymer und synergistischer Motoneurone sowie zur Fazilitation der Motoneurone antagonistischer Muskeln und deren Synergisten.

Die Gelenkrezeptoren befinden sich in den Bandstrukturen der Gelenke und der Gelenkkapsel. Sie sind besonders dicht entlang der physiologischen Bewegungsrichtung der Gelenke angeordnet, was für die gekoppelte Mechanik von den Facettengelenken der Wirbelsäule und ihre Irritationen bei vertebrealen Läsionen – z.B. traumatischen Distorsionen – von besonderer Bedeutung ist [40].

Die Mechanorezeptoren werden drei verschiedenen Typen zugeordnet. So gibt es die langsam adaptierenden Rezeptoren vom Golgi-Typ, die die Gelenkstellung signalisieren, weiterhin Rezeptoren innerhalb der Kapsel vom RUFFINI-Typ, die auf

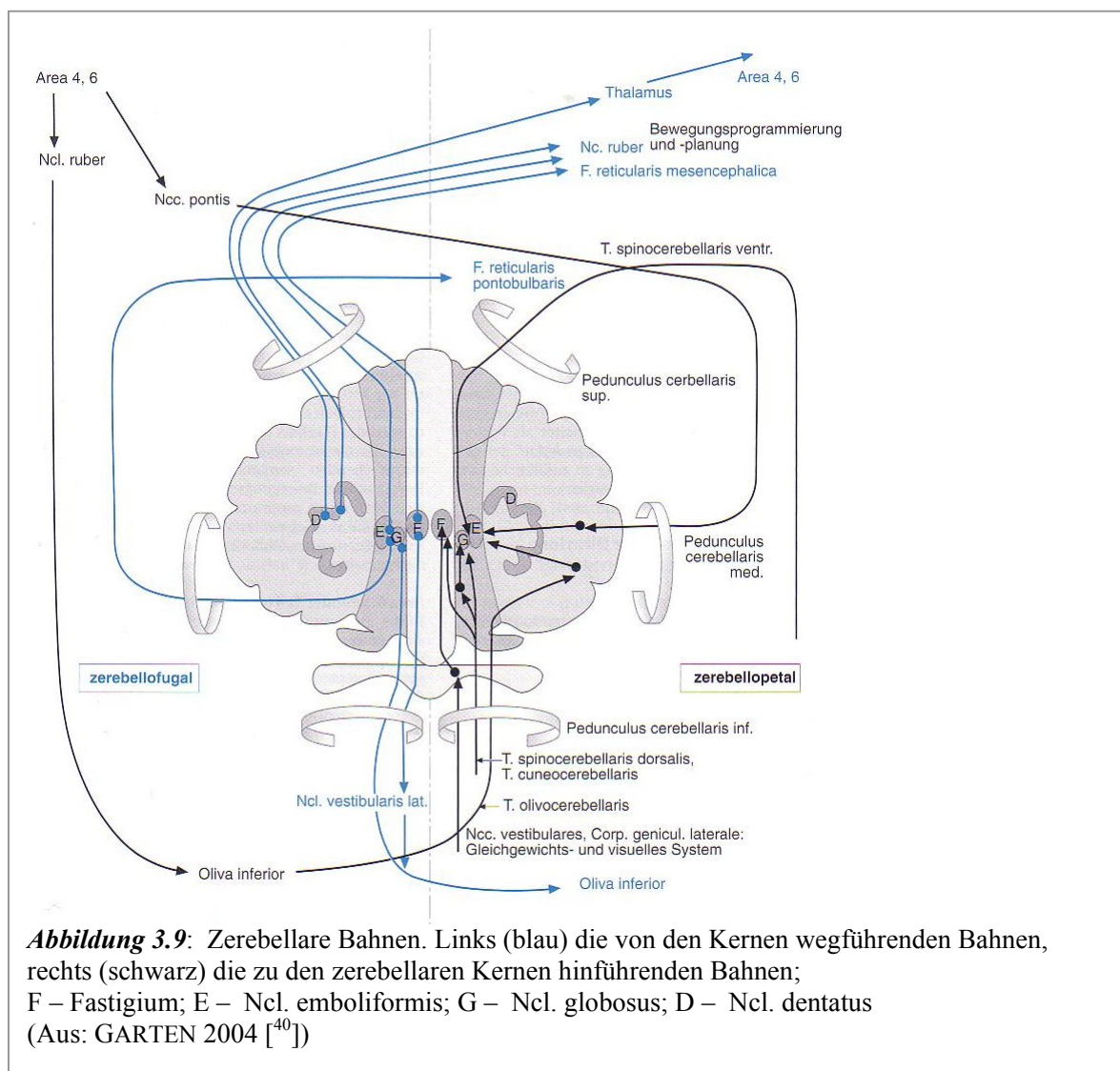
gerichtete Gelenkbewegungen reagieren. Und schließlich noch die Rezeptoren nach Art der PACINischen Körperchen, die Beschleunigungen registrieren. Die segmentalen Konvergenzen auf die Interneurone der autogenen Hemmung kommen von den Muskelspindeln, Sehnenorganen, nieder- bzw. hochschwelligigen kutanen Propriozeptoren wie auch Gelenkrezeptoren gleichermaßen. Der vermittelnde Reaktionsweg von Ib-Afferenzen dient demnach der Integration von afferenten deszendierenden Informationen [40] (siehe Abb. 3.8).

Weiterleitung spinaler Afferenzen an supraspinale Steuerzentren

Die Afferenzen der Muskelspindeln werden über den *T. spinocerebellaris ventralis* (2. Neuron) und über den *T. spinocerebellaris dorsalis* aus dem Rumpf und den unteren Extremitäten zum

Zerebellum geleitet. Aus der Cervikalregion werden die Afferenzen über den *Fasiculus cuneatus* zum *Ncl. cuneatus accessorius*, dort auf das 2. Neuron umgeschaltet und mit dem *T. cuneocerebellaris* zum ipsilateralen Kleinhirn geleitet (vgl. Abb. 3.9) [40]. Einige Afferenzen aus den Muskelspindeln werden auch über die Hinterstränge geleitet.

Die Informationen über die Ib-Afferenzen werden zu den *Tt. spinocerebellaris* und *Funiculus dorsalis* zum ipsilateralen *Zerebellum* und zum *kontralateralen Thalamus* über den *T. spinothalamicus* geleitet. Daneben leitet der *T. spinoolivaris* Afferenzen der Sehnenspindeln zur Olive und von dort über den *T. olivocerebellaris* zum ipsilateralen *Zerebellum* [40].



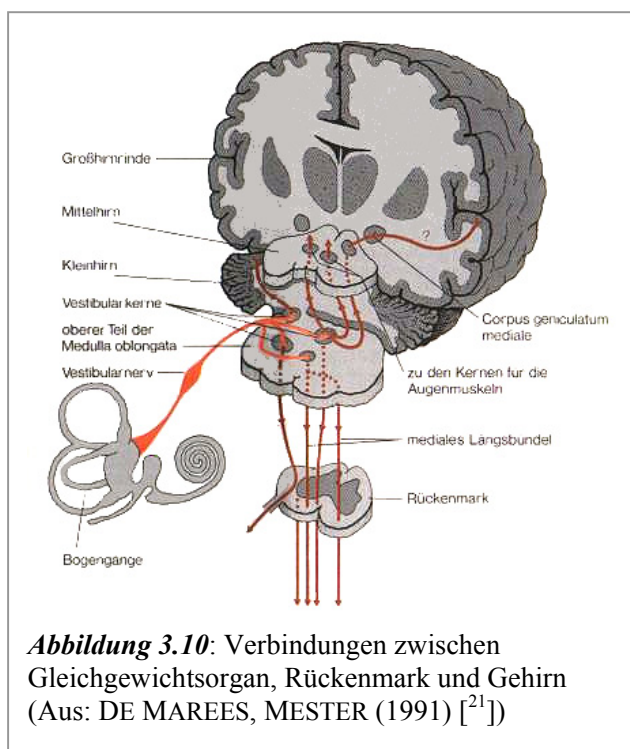
Die Afferenzen zu *Lobus flocculonodularis* (Vestibulozerebellum) werden zum *Fastigium* (F) geleitet, dessen Efferenzen über den *T. spinocerebellaris* die autochthone Wirbelsäulen-

muskulatur reflektorisch steuert. *Vermis* und mediale Hemisphären (Spinocerebellum) mit dem *Ncl. interpositus*, bestehend aus *Ncl. globosus* (G) und *Ncl. emboliformis* (E) erhalten ihre Afferenzen von den *Tt. spinocerebellaris*. Ihre Efferenzen gehen zum *Ncl. ruber* und zum *Thalamus* ebenso wie zur *pontobulbären Formatio reticularis*. Dieser Regelkreis steuert die Rumpf- und proximale Extremitätenmuskulatur. Die Afferenzen des *Zerebrozerebellums* (laterale Kleinhirnhemisphären) stammen von der unteren *Olive* und der prämotorischen Hirnrinde und den Ponskernen. Sie sind in die *Feed-Forward-Mechanismen* (siehe Kapitel 3.2.2) der Bewegungsplanung eingeschaltet und bestimmen die Funktion der distalen Extremitätenmuskulatur [40].

3.2.3.2 Supraspinale haltemotorische Stellsysteme und Kontrollzentren

Die für die Balancefähigkeit entscheidenden Haltereфлекse, die über das vestibuläre Gleichgewichtsorgan in den Bogengängen im Innenohr, genauer gesagt im knöchernen Labyrinth des Felsenbeines ausgelöst werden, werden bereits auf Hirnstammebene reguliert.

D.h. die absteigenden motorischen Bahnen, die ihren Ursprung von der *Formatio reticularis* des



Hirnstammes nehmen, steigern oder vermindern die Erregbarkeit spinaler Neurone, vor allem der γ -Motoneurone, indem ein ständiger Erregungszufluss über selbige motorische Bahnen die Neurone dichter an ihre Reizschwelle bringt und sie besser auf andere erregende Impulse antworten lässt, ein Prozess, der Bahnung genannt wird.

Wichtig sind die vier Vestibulariskerne in der grauen Substanz des Zentralnervensystems, die nicht nur die Antigravitationsreflexe (Labyrinthreflexe) koordinieren, sondern auch Informationen von den Muskel- und Sehnenspindeln der Halsmuskulatur und den Gelenkrezeptoren der Wirbelsäule aufnehmen [139]. Über die Kopforientierung

(jede Kopfposition nach rechts (anterior, dorsal und Rechtsrotation) stimuliert die rechte Hemisphäre des *Zerebellums* bzw. umgekehrt bei jeder linken Kopfposition) und Signale aus

den Halssensoren werden so die vestibulären Informationen über die Stellung des Körpers im Raum ergänzt. Auf Grund der hohen Beweglichkeit des Kopfes gegenüber dem Rumpf, würden die im Folgenden noch genauer beschriebenen Labyrinth-Afferenzen aus den *Cristae ampullaris* des Vestibularorgans (Drehbeschleunigungssensoren) und aus den *Maculae sacculi* und *utriculi* (Linearbeschleunigungssensoren) allein nicht ausreichen, um das Gehirn eindeutig über die Kopf- und Körperlage im Raum zu informieren [144]. Die Sensorik des Halses stellt somit eine informatorische Ergänzung der Haltung des Kopfes gegenüber dem Rumpf dar, so dass das ZNS aus den „Gesamtinformationen“ die „Gesamtkörperhaltung“ berechnen kann.

In den vier Vestibulariskernen sind drei für Afferentationen angelegt (*Ncc. vestibulares superior* (BECHTEREWscher Kern), *medialis* (SCHWALBEScher Kern) und *inferior* (ROLLERScher Kern)), während der sogenannte DEITERSche Kern, der *Ncl. vestibularis lateralis*, für die efferenten Funktionen steht, so dass die Einflüsse des vestibulären Apparates auf die Spinalmotorik übertragen werden können. Der DEITERSche Kern erhält Afferenzen vor allem aus den PURKINJE-Zellen des Kleinhirns, Kollateralen der Hörbahn sowie des *T. spinocerebellaris dorsalis*. Seine Efferenzen bilden teils den *T. vestibulospinalis lateralis*, der die motorischen Vorderhornzellen bis ins Sacralmark steuert, teils treten sie in den *Fasc. longitudinalis medialis*, um zu den Augenmuskelkernen und den motorischen Vorderhornzellen des oberen Halsmarks und zum *Ncl. ruber* zu ziehen. Im *Ncl. ruber* werden Impulse des Labyrinthorgans mit der Augenmotorik und der Körperhaltung (über den *T. rubrospinalis*) koordiniert [40].

Die aufsteigenden vestibulären Efferenzen gehen zu den Kernen der äußeren Augenmuskeln (Nn. III, IV, VI) und zum *Ncl. interstitialis Cajal*, der an der Koordination der Augen- und Kopfbewegung beteiligt ist. Absteigende Efferenzen gehen über den unteren Kleinhirnstiel zum *Ncl. fastigii* (*T. vestibulocerebellaris*) sowie den *T. vestibulospinalis medialis*, welcher die Muskeln des Halses und der oberen Extremität kontrolliert [40].

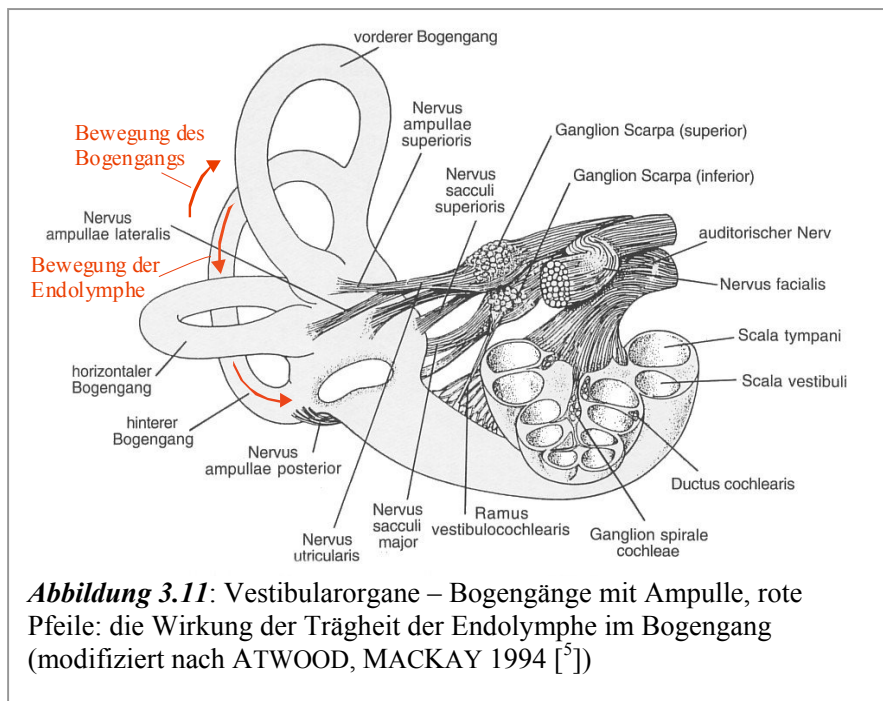
Das für die motorische Koordination essentiellste Gebiet des Hirnstammes stellt die retikuläre Formation dar, da sie zwar verbunden mit Kleinhirn, Großhirnrinde und spinalen Strukturen, aber dennoch relativ eigenständig die Tonusregulation der Muskulatur garantiert [62]. Die eigenreflektorischen Mechanismen des statischen Gamma-Systems werden gesteigert.

Weiterhin ist von Bedeutung, dass in der *Formatio reticularis* sowie auch im Kleinhirn eine Integration der propriozeptiven und vestibulären Informationen stattfindet und diese Informationen u.a. für die Stützmotorik des Menschen die wichtigste Steuerungs- und Kontrollgrundlage darstellen. Motorische Zentren des Groß- und Kleinhirns unterdrücken die Bahnung der retikulären Formation mehr oder weniger ausgeprägt und regulieren sie so, dass die Empfind-

lichkeit der Streckreflexe für die aufrechte Körperhaltung ausreichend ist [139]. Daraus wird deutlich, dass neben den propriozeptiven Informationen auch die vestibulären Informationen für die Gleichgewichtsregulierung, vor allem für die aufrechte Körperhaltung von großer Bedeutung sind.

Die Vestibularorgane

Ohne den Vestibularapparat kann der menschliche Organismus nicht auf Veränderungen von Beschleunigungs- bzw. Gravitationskräften mit entsprechenden motorischen Reaktionen reagieren und diese kompensieren [6]. Rotatorische und translatorische Lageveränderungen müssen registriert und reguliert werden, so dass eine stabile (optimale) Positionierung der Lage des Körpers im Raum möglich wird. Das bedeutet, die Gleichgewichtssignale sind ausschlaggebend für diejenigen somatosensorischen Reflexe, die die Position des Kopfes und des Körpers gegenüber den Gravitationskräften sichern (Halterelexe) und die die Bilder auf den Netzhäuten beider Augen während der Kopfbewegung stabilisieren [139]. Die Einflüsse des Vestibularapparates und der propriozeptiven Afferenzen der Nackenmuskulatur bedingen gemeinsam die Leistungen der motorischen Strukturen des Hirnstammes, die Hirnstammreflexe.



Die Vestibularorgane (vgl. Abb. 3.11) lassen zwei anatomisch und funktionell getrennte Rezeptoreinheiten erkennen. Zum einen die drei endolympflüssigkeitsgefüllten Bogengänge, den hinteren (vertikalen), vorderen (sagittalen) und den seitlichen (horizontalen) Gang, die dreidimensional angeordnet sind und

miteinander einen Winkel von 90° bilden. Sie registrieren die Drehbeschleunigungen als Ergebnis der Endolympfbewegung in Relation zur Bewegung der *Cupula*.

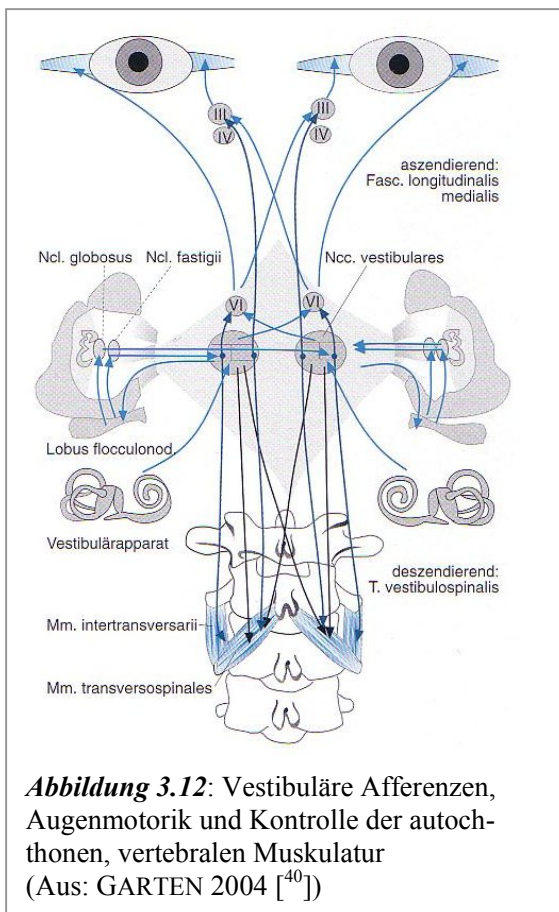
Die Bogengänge selbst sind mit feinen Haarzellen (*Zilien*) ausgestattet. Sie sind in Stützzellen eingebettet und ragen in die gallertartige *Cupula* hinein. Eine Drehung des Kopfes erzeugt eine relative Beschleunigung des Bogenganges gegenüber der Endolymphe. Durch die Trägheit bleibt die Endolymphe zurück, verlagert die gallertartige *Cupula* und stimuliert so die Haarzellen, wodurch die Drehbeschleunigung des Kopfes registriert wird [139].

Zum anderen bestehen die Vestibularorgane aus den am Zusammenfluss der Bogengänge liegenden Ausstülpungen *Utriculus* und *Sacculus*. Diese enthalten fleckförmige Rezeptorfelder, die *Statolithen-* bzw. *Macularorgane*. Auch *Utriculus* und *Sacculus* sind innenseitig mit den *Zilien* bedeckt, die in eine gallertartige Membran, der sog. *Otholithenmembran* hineinragen. Der *Utriculus* ist so angeordnet, dass bei senkrechter Kopfhaltung die *utrikuläre Otholithenmembran* durch die Schwerkraft senkrecht auf den *Stereozilien* der aufrecht angeordneten Haarzellen lastet. Durch diese Anordnung ist es möglich, Seitwärtsneigungen des Kopfes und lineare Beschleunigungen neben der senkrechten Kopfhaltung wahrzunehmen. Die Haarzellen im *Sacculus* sind bei aufrechter Kopfposition horizontal angeordnet. Sie werden demnach durch Gravitation erregt bzw. registrieren diese und erregen Nervenzellen [139]. Jede Lageänderung ruft ein typisches Muster von Afferenzen über den *N. vestibularis* hervor, so dass immer andere spezifische reflektorische Kompensationsbewegungen ausgelöst werden.

Eine sinnvolle Verarbeitung der wahrgenommenen Reize im Hinblick auf die Stabilisierung der Körperhaltung und auch der Bewegungskoordination ist allerdings nur in Verbindung mit den verarbeiteten Informationen der anderen sensorischen Teilsysteme, dem propriozeptivem und visuellen System, in den Vestibulariskernen möglich, da der Vestibularapparat selbst nicht unterscheiden kann, ob sich nur der Kopf oder der ganze Körper bewegt bzw. bewegt hat [149]. Hinzu kommt, dass der Vestibularanalysator auf Grund seiner hohen Reizschwelle geringe Abweichungen in den Gleichgewichtszuständen nicht registriert und die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts in Ruhe und bei langsamen Bewegungen bzw. die Registrierung der Lageveränderungen des Körpers ohnehin von der Zusammenarbeit mit den kinästhetischen Analysatoren abhängig ist. Bei großräumigen Lageveränderungen des Kopfes und/oder des Körpers – wo es in den drei Bogengängen zur Reizregistrierung durch die erwähnten Winkel-(dreh)-beschleunigungen kommt – spielen die Informationen des Vestibularapparates zur Gleichgewichtsregulation eine dominierende Rolle. Damit beruht das dynamische Gleichgewicht bei der Ausführung komplexer Bewegungsabläufe auf dem Beschleunigungsempfinden des Organismus um alle möglichen Raumachsen [149]. Dieses soll jedoch innerhalb dieser Arbeit nicht weiter thematisiert werden.

Visuelle Afferenzen, vestibulookulärer Reflex und posturale Aspekte

Wie schon aus einigen Erläuterungen ersichtlich wurde, spielt neben der Kinästhetik und den Vestibularorganen auch das visuelle System (Sehsinn) eine wesentliche Rolle bei der Regulierung des motorischen Gleichgewichts. Es vermag in gewissen Grenzen auch Einschränkungen der Leistungsfähigkeit des vestibulären bzw. propriozeptiven Systems zu kompensieren bzw. führen Ausfälle des optischen Analysators zu entscheidenden Koordinationsstörungen [6]. Vor allem bei komplexen Bewegungen unter wechselnden äußeren Bedingungen stellen optische Reize wesentliche sensorische Orientierungspunkte für die Herstellung und Kontrolle des Körpergleichgewichts dar. Besonders die mit den Distanzrezeptoren der Augen aufgenommenen Informationen über nahe und entfernte Objekte sowie Bewegungen, bilden eine wichtige Einflussgröße für die Gleichgewichtsregulation.



Nach STOLL et al. sind die Augen- und Kopfbewegungen komplex miteinander verknüpft, um das Blickfeld zu stabilisieren [157]. Nach GARTEN korreliert Augen nach oben rechts mit Kopf nach vorn rechts, was einer Linksrotation entspricht und Stimulation des rechten anterioren Bogenganges, Augen nach unten links korreliert mit Kopf nach hinten rechts und Stimulation des rechten dorsalen Bogenganges und stimuliert somit das rechte *Zerebellum*. Augen nach links entspricht Kopfdrotation nach rechts und stimuliert den rechten horizontalen Bogengang. Augen nach oben links und unten rechts stimuliert entsprechend das linke *Zerebellum* [40]. Demnach ist scharfes Sehen unter verschiedenen Bedingungen nur möglich, wenn okulomotorische Impulse und Kopfbewegungsimpulse mit den durch die Kopfbeschleunigung ausgelösten komlookulären Reflexen koordiniert sind [140,157].

Der okulomotorische Kern des Kleinhirns, der *Flokkulus*, der Augenfolgebewegung und Sakkaden regelt, greift demnach hemmend in den vestibulookulären Reflex ein. Vom *N. opticus* (N.II) werden Afferenzen der *Retina* gekreuzt und ungekreuzt zum *Corpus geniculatum laterale*

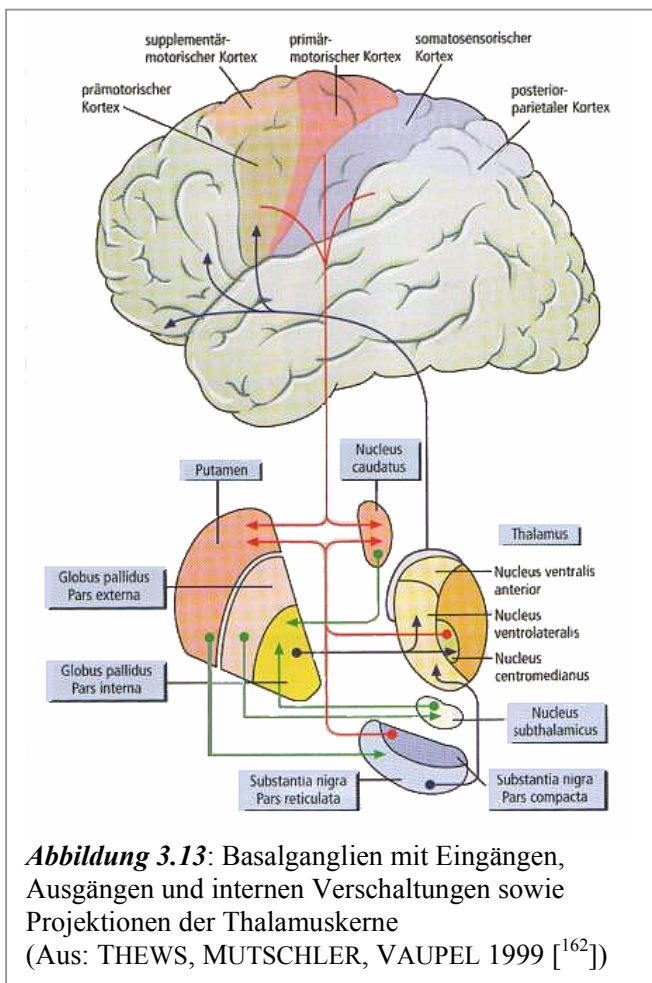
geleitet. Dort liegt das vierte Neuron der Sehbahn, welches Efferenzen zur Sehrinde sendet, aber auch zum *Pulvinar* des *Thalamus*, zum *Colliculus superior* des *Tectum mesencephalicum* (Reflexzentrum der Augenbewegung und Pupillenreaktion) und *Tegmentum mesencephalicum* (Kerngebiete der inneren und äußeren Augenmuskeln). Efferenzen vom *Colliculus superior* gehen auch zu den ipsilateralen Kernen der äußeren Augenmuskeln [40]. Die Augenbewegung wird über die *Ncc. vestibulares* und das *Zerebellum* mit der Körperhaltung koordiniert.

Über den *Lemniscus medialis* wird eine Verbindung hergestellt von den Vestibulariskernen und den externen Augenmuskeln einerseits und der autochthonen Wirbelsäulenmuskulatur andererseits. Nach GARTEN sind so die *Mm. rectus laterales* und *Mm. intertransversarii* homonym innerviert, ebenso wie die *Mm. rectus medialis* und *Mm. transversospinales* [40] (siehe Abb. 3.12).

Zerebrale und zerebellare motorische Zentren und extrapyramidale Schleifen

Aus den Ausführungen wird deutlich, dass das Kleinhirn, speziell das *Vestibulozerebellum* (*Lobus flocculonodularis*) von großer Bedeutung für die Haltungskoordination ist, da die Körperhaltung über dieses System an die Bewegung, bzw. die Bewegung an die entsprechende Körperhaltung adaptiert wird. Dysfunktionen können zu Gleichgewichtsstörungen (Rumpfataxie, Astasie, Abasie) sowie Spontan-Nystagmus und optokinetische Dysmetrie führen [40]. Neben dem *Zerebellum* haben die motorischen Zentren der Hirnrinde sowie die Basalganglien, als Gruppe miteinander in Verbindung stehender, subkortikaler Kernregionen des extrapyramidalen Systems, entscheidende Bedeutung für die motorische Regulation. Für einen effizienten motorischen Ablauf sind sie unersetzlich, da sie zur Planung, Initiierung und Ausführung von Bewegungen maßgeblich beitragen. Bei der posturalen Haltefunktion in der Stamm- und großen Extremitätenmuskulatur ist nach STRÜDER et al. der Output von der *Substantia nigra pars reticulata* zu den motorischen Kerngebieten des Hirnstammes noch wichtiger, als die Projektionen über den motorischen *Thalamus* zur SMA (*Supplementär motorische Area*) und den primären Kortex mit Integration in die motorische Weiterleitung über die Pyramidenbahnen. Von den GABAergen Neuronen des *Putamens* werden über beide Projektionswege die vestibulären und die pontinen Kerne der *Formatia reticularis* direkt angesteuert und spielen sowohl bei der vestibulären als auch bei der propriozeptiven Gleichgewichtsregulation eine wichtige Rolle. Ebenso sind die Projektionen die vom *Nucleus caudatus* über die motorischen Ausgänge der *Substantia nigra* ausgehen, mitverantwortlich für die bereits beschriebene visuelle Gleichgewichtssteuerung, da sie Okulomotorik und willkürlichen Blickwechsel (Sakkadenfunktion) beeinflussen [158].

Bei der Propriozeption haben die Basalganglien einen wesentlichen Einfluss auf die Muskelspindelfunktion, da sie vor allem für die Erregung der γ -Motoneurone verantwortlich sind. Dabei werden die Mechanorezeptoren bei Langzeitüberdehnung durch die isolierte Kontraktion der intrafusalen Fasern nach γ -motorischer Stimulation resensibilisiert und erhalten somit die Wirkung der Gamma-Schleifen aufrecht. Was sich wiederum auf den Dehnungsreflex sowie auf den Dehnungs- und Verkürzungszyklus zwischen exzentrischer und konzentrischer Muskelkontraktion auswirkt.



Die Basalkerne sind damit Teil einer *kortiko-thalamo-kortikalen* Schleife und haben nach GARTEN Zugriff auf die efferenten kortikalen Traktsysteme [40]. Vom *Pallidum* führen Efferenzen zur *mesencephalen* und *pontobulären Formatio reticularis* sowie zum *Ncl. ruber*. Deren efferente Trakte sind der *rubrospinale* und die *retikulospinalen* Traktsysteme. In der nebenstehenden Abbildung sind Teile der Feedbackschleifen abgebildet.

Somit haben die Basalganglien bei der Stabilisierung der vestibulären, visuellen und propriozeptiven, dynamischen und statischen Gleichgewichtsregulation eine entscheidende Bedeutung, die alle in ihrer Integration für die posturalen Haltefunktionen unersetzlich sind [158].

In Hinblick auf die Gleichgewichtsregulation empfängt das Kleinhirn, im Nebenschluss zu anderen motorischen Zentren lokalisiert, neben den vestibulären und visuellen Informationen, auch sensorische Informationen der Oberflächen- und Tiefensensibilität. Dadurch ist das Kleinhirn ständig über den momentanen Zustand und die Stellung des Körpers und seiner Tiefe im Raum informiert. Über die bereits mehrfach angesprochene efferente thalamische Kleinhirnverbindung zum motorischen Kortex und über die Kleinhirnverbindung zu den

motorischen Zentren des Hirnstamms müssen die Vorausinformationen von allen Bewegungsmustern des motorischen Kortex, die ans *Zerebellum* gemeldet werden, koordiniert und letztlich die Körperstellmotorik modifiziert werden. Das beinhaltet die Informationen mit den Rückinformationen der Sinnesorgane über den Zustand des Körpers zu vergleichen und den Bewegungsentwurf so zu modifizieren, dass es zu einer glatten, mit der übrigen Körpermotorik koordinierten Bewegung kommt [139]. Daraus ergibt sich die Kleinhirnbeteiligung an der Optimierung und Korrektur von Tonus, Haltung und Gleichgewicht. Dabei ist die wichtigste Struktur des Kleinhirns zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts die Kleinhirnrinde. Sie ist streng geordnet und somatotopisch organisiert. SCHAUF, MOFFETT, MOFFETT führen aus, dass diese Organisation befähigt ist, das Körpergleichgewicht aufrecht zu erhalten, den Muskeltonus zu regulieren und Bewegungen zeitlich zu koordinieren [139].

Bezüglich der Großhirnrinde werden mindestens drei motorische Regionen unterschieden. Diese sind der primäre motorische Kortex (**Area 4**), lokalisiert im *Gyrus praecentralis* des Frontallappens, der prämotorische Kortex (**Area 6**), liegt rostral (vorderteilig) vor dem primär motorischen Kortex, und zum dritten das supplementäre motorische Feld (**Area 6, medialer Teil**), welches an der medialen Oberfläche der zerebralen Hemisphären liegt (vgl. Abb. 3.13). Für die Gleichgewichtssteuerung ist das supplementäre motorische Feld von Bedeutung, da seine Efferenzen das Rückenmark nicht auf den gleichen Pyramidenbahnen (*Tractus corticospinalis*, hat direkten Kontakt zu den Neuronen) erreichen, wie die des primären und prämotorischen Kortex. So können die Neurone dieses Feldes funktionsbezogene Muskelgruppen mit Körperhaltefunktion aktivieren [139].

3.2.3.3 Zusammenhang zwischen der Steuerung der Körperhaltung und supraspinalen und spinalen Neuronenverbindungen

Proximale Muskeln, d.h. Muskeln des Stammes, dienen hauptsächlich der Durchführung grober Bewegungen und der Wahrung der Körperhaltung. Die Motoneurone der proximalen Muskeln liegen medial in den Vorderhörnern des Rückenmarks. Absteigende spinalnervale Bahnen, die das Körpergleichgewicht mit regulieren, wirken über spinale Interneurone, die ebenfalls medial liegen und den Motoneuronen vorgeschaltet sind (vgl. Kapitel 3.2.3.1). Von diesen spinalen Interneuronen gibt es einige, die ihre Axone über auf- und absteigenden extrapyramidalen polysynaptischen Bahnen in andere Segmente des Rückenmarks senden. Sie werden propriospinale Interneurone genannt [139]. Auch diese propriospinalen Interneurone, die eine

Vielzahl der proximalen Muskeln koordinieren und für eine stabile Körperhaltung benötigt werden, sind medial lokalisiert. Zusätzlich gibt es auch lateral angeordnete propriospinale Interneurone, die sich jedoch nur über wenige Segmente ausbreiten und in lateralen Motoneuronen enden. Sie verbinden Motoneurone miteinander, die kleine Gruppen distaler Muskeln (z.B. eingelenkige Muskulatur) versorgen, die für fein kontrollierte Bewegungen verantwortlich sind. Jedoch sind nach SCHAUF, MOFFETT, MOFFETT mediale und laterale propriospinale Interneuronverbindungen von Bedeutung, wenn es um Körperstabilität bei Bewegungen geht oder auch bei statischer Gleichgewichtsregulierung [139]. Koordiniert werden auch sie über die supraspinalen motorischen Kontrollzentren des Hirnstammes, Kleinhirns und der Großhirnrindenfelder (siehe Kapitel 3.2.3.2).

Nach HIRTZ et al. sind für die Sicherung des motorischen Gleichgewichts reflektorische Bewegungen und Prozesse der Bewegungsautomatisierung nicht ausreichend [62,64]. Die dazu erforderlichen Steuerungs- und Regelungsprozesse bedürfen der komplexen Verarbeitung multimodaler sensorischer Informationen sowie einer zielgerichteten Antizipation und Kontrolle unter stetem Einfluss motivationaler Aspekte. Dies erfordert das Zusammenwirken vielfältiger zentralnervöser Struktureinheiten. Eine strenge Funktionstrennung der einzelnen Strukturen existiert dabei nicht. Das Zusammenwirken der motorischen Felder des ZNS sei in der folgenden Abbildung abschließend noch einmal dargestellt.

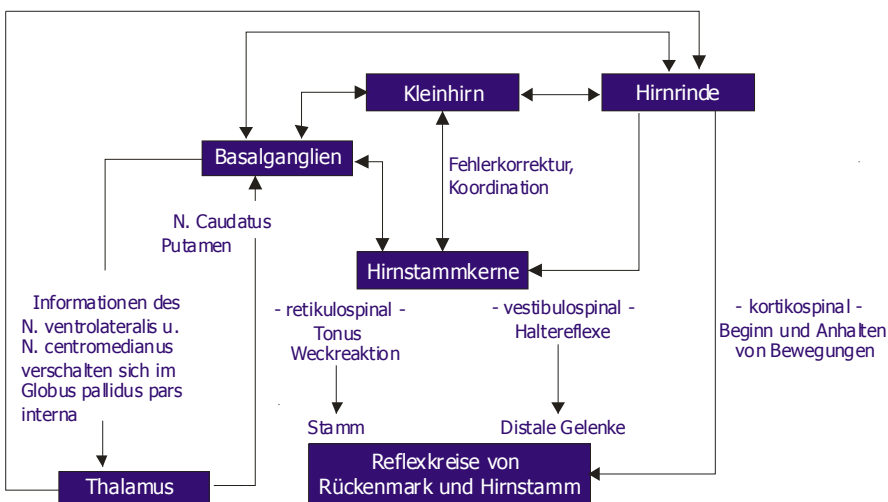


Abbildung 3.14:
Zusammenwirken
der motorischen Felder im ZNS im
Hinblick auf die posturale Gleich-
gewichtsregulation

3.3 Pathogenese cervicaler Weichteildistorsionen mit einhergehenden Irritationen der posturalen Regulation

3.3.1 Ätiologie und Pathomechanik des Schleudertraumas

3.3.1.1 Begriffsbestimmung

Die cervicale Distorsionsverletzung nimmt unter den Verletzungsformen der Distorsionen, bei denen es durch äußere Gewalteinwirkung zu einer translatorischen Verschiebung der Gelenkflächen über das physiologische Maß hinaus kommt, eine Sonderform ein. Je nach Schweregrad können dabei auch Weichteilverletzungen im Bereich der Bänder, Kapseln und der Muskulatur auftreten [140].

Der amerikanische Orthopäde CROW prägte bereits 1928 den Begriff „*whiplash*“, wollte aber wie er später berichtete damit eigentlich eine Bewegung beschreiben – und nicht, wie es ausgelegt wurde – eine Verletzung. GAY und ABBOTT definierten 1953, u.a. darauf basierend, dass so genannte „*common whiplash injury*“ als einen passiv durch äußere indirekte Kräfte ausgelösten biphasischen Ablauf einer kombinierten Ante- und Retroflexionsbewegung [41]. Dabei läuft die Bewegung so schnell ab, dass die Muskulatur während des Beschleunigungsvorgangs nicht mehr aktiv angespannt werden kann, ein Aspekt der auch mit der Schwere der Verletzung korreliert. Der daraus resultierende Beschwerdekomples wird in medizinischen und juristischen Fachkreisen als Folge der „Distorsion der Halswirbelsäule“ verstanden. Zur Abgrenzung der Fälle, die eine Persistenz der klinischen Symptomatik über einen Zeitraum von mehr als sechs Monaten aufweisen, spricht BALLA 1980 erstmals vom „*late-whiplash-syndrome*“ [8]. Die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie empfiehlt in diesem Zusammenhang die Verwendung des Terminus „*posttraumatisches Cervicalsyndrom*“ [48]. Sie vertreten die Meinung, dass der Verletzungsmechanismus (Schleuderung, bzw. Beschleunigung und Abknickung) von der Verletzung (Distorsion) zu unterscheiden ist. Die Wichtigkeit dieser Unterscheidung begründete WALZ bereits 1994 [177]. Er postulierte, dass der Begriff „Schleudertrauma“ insofern irreführend sei, da er den biomechanisch-physikalischen Mechanismus mit der eigentlichen Verletzung verbindet und zu dem auch noch eine emotionale Komponente beinhaltet. Er differenzierte das „*Non-Contact-Trauma*“, bei dem der Kopf keinen Aufprall erleidet, von den Kontakttraumata und prägte damit Synonyma wie „Beschleunigungsverletzung und -mechanismus“. Gemeinsam ist jedoch allen Termini die Beschreibung des Unfallmechanismus und nicht die Bezeichnung einer Diagnose.

In diesem Zusammenhang wurden Einteilungen der Verletzungen in Schweregraden vorgenommen. Die Einteilungen nach ERDMANN [31], der als erster eine Stadieneinteilung

vornahm, oder auch von KRÄMER [94], finden zum Teil noch in der rechtsmedizinischen und gutachterlichen Praxis Anwendung. Sie werden jedoch in jüngeren Literaturlaufzeichnungen immer häufiger kritisch diskutiert [46,143], da sie interdisziplinär in medizinischen wie auch technischen Fachbereichen nicht die schnelle Identifizierung „problematischer“ Schweregrade und damit die zügige Untersuchung zulassen. Ein Grund dafür ist u.a. die starke Ausrichtung nach strukturellen Verletzungen in diesen Einteilungen, die den funktionellen Beschwerden nur unzureichend gerecht werden. ERDMANN selbst sagt diesbezüglich aus, dass die Mehrzahl der Fälle von Schleudertraumaverletzungen mit Röntgenbildern ohne pathologischen Befund einhergeht [31]. Zudem widerlegten GRAF-BAUMANN und LOHSE-BUSCH den Aspekt, dass bei fehlendem Nachweis knöcherner Verletzungen die Symptomatik innerhalb weniger Wochen oder Monate ausheile [46].

Die derzeit international gebräuchlichste Schweregradeinteilung ist die Einteilung in vier Stufen nach der QUEBEC TASK FORCE (QTF) [150,151], auf die in dieser Arbeit Bezug genommen wurde (siehe Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1 Klassifikation nach der QUEBEC TASK FORCE

Bei allen Schweregraden können nach der QTF folgende Symptome und Funktionsstörungen auftreten: Hörschäden, Schwindel, Tinnitus, Kopfschmerzen, Gedächtnisstörungen, Dysphagie, Nystagmus, Schmerzen im Temporomandibulargelenk;

| Schweregradeinteilung der Schleudertraumafolgen nach der QUEBEC TASK FORCE | |
|---|--|
| Einteilung | Symptomatik |
| Stufe 0 | keine Beschwerden im Bereich der HWS, keine klinischen Befunde |
| Stufe I | HWS-Beschwerden wie Steifigkeit oder Druckschmerz, keine klinischen Befunde |
| Stufe II | HWS-Beschwerden UND muskuloskeletale Befunde, (eingeschränkte Beweglichkeit, Muskelhartspann) |
| Stufe III | HWS-Beschwerden UND neurologische Befunde (Parästhesien, Fehlen reflektorischer Zeichen) |
| Stufe IV | HWS-Beschwerden UND Frakturen oder Dislokationen |

Die Liste gebräuchlicher Schweregradeinteilungen ließe sich noch erweitern, da sie aber keinen weiteren Bezug zu dieser Arbeit haben, wurde auf eine Darstellung verzichtet. Erwähnt werden

soll an dieser Stelle jedoch noch die von CLAUSSEN et al. entwickelte CDMV-Skala, deren Einteilung neuroradiologische, -ontologische, -chirurgische und orthopädische Untersuchungsbefunde in die Begutachtung einbezieht und Bezug auf Langzeitprognosen der Leidensentwicklung nimmt [16].

Tabelle 3.2: CDMV-Tabelle posttraumatischer Störungen nach Kopf-Hals-Schleudertrauma (modifiziert: nach CLAUSSEN 1999)

| Kennzeichen des posttraumatischen Prozesses beim <i>Late Whiplash Injury</i> Syndrom | Typische Befunde |
|---|---|
| Adäquates Unfallereignis | Kopf- und/oder Hals-Schleudertrauma Kontakt-Trauma Non-Kontakt-Trauma |
| Subjektiver Dyskomfort | Dauernde Symptompräsenz Symptomatische Dauerirritation Schlafstörungen Depressive Verstimmungen Dauerndes Krankheitsgefühl Hirnleistungsschwäche Wetterfühligkeit Befindlichkeitsschwankungen Symptomatischer Wechsel |
| Leistungsverfall | Beruf Privatleben Sport Soziale Vereinsamung |
| Morphologische Veränderungen an Kopf und Hals | Röntgenbefunde Hals und Schädel Ossäre und funktionelle ligamentäre CT-/NMR-Befunde CT-/NMR-Befunde des Spinalmarks und des Gehirns Hirnläsionsherde in SPECT Regionale Hirnstörung im PET |
| Neurochirurgisch inspektorische Veränderungen | Halswirbelfrakturen Kopfsockelgelenkseinrisse (Kapsel und/oder Bänder) Cervico-medulläre Störungen |
| Monosensorische neuroontologische Funktionsstörungen | Visuelle Funktionsstörungen Hörstörungen, Hörbahnstörungen, Tinnitus Vestibulo-okuläre, vegetative, spinale, corticale Störungen Optokinetische Störungen Nystagmussignalstörungen Cervico-okuläre Störungen Koordinationsstörungen Geruchs- und Geschmacksstörungen Facialisstörungen Trigeminusstörungen |

| | |
|---|---|
| Multisensorische neuroontologische Funktionsstörungen | Kombination aus multipler monosensorischer neuroontologischer Funktionsstörungen |
| Vaskuläre Funktionsstörungen | Vertebralis-Insuffizienz |
| | Basilaris-Insuffizienz |
| | Regionale Hirndurchblutungsstörungen |
| | PICA-/AICA-Störungen |
| Funktionsstörungen des Bewegungssystems | Halssteife |
| | Schmerzhafte Bewegungseinschränkungen Hals, Schulter-Arm-Hand, BWS / HWS, untere Extremität |
| | Persistierende sterno-symphysale Belastungshaltung |
| | Unikuläre / multiokuläre muskuläre Ansatzreize |

3.3.1.2 Verletzungen und Unfallmechanismen der cervicalen Distorsion

Die häufigsten Traumata (nach MICHELS [114] 61% der HWS-Unfälle) resultieren aus Heckaufprallunfällen im Straßenverkehr mit ruckartiger Beschleunigung direkt von hinten oder tangential von hinten. Entsprechend begründet sich darauf auch der überwiegende Teil der pathomechanischen Theorien der Unfallmechanismen an der HWS. Nicht selten treten aber auch HWS-Störungen bzw. -verletzungen nach Frontal- und Seitenaufprallunfällen auf. Verletzungen dieser Art können jedoch auch durch andere Unfälle entstehen, zum Beispiel im Sport und Freizeitbereich, bspw. bei Tauchunfällen oder auch nach Kontakttraumen in Zweikampfsportarten. Die dabei wirkenden Pathomechanismen haben anderen Auswirkungen auf die Verletzungsform der HWS, als bspw. beim direkten Heckaufprall. Die daraus resultierenden, verschiedenen Abhängigkeiten von Ursachengefüge und Verletzungsfolge begründen die Problematik, dass es eine allgemeingültige Beschreibung des Pathomechanismus der Beschleunigungsverletzung nicht geben kann. Es handelt sich vielmehr um eine Vielzahl mechanischer Gegebenheiten, die auch die vielfältige Symptomatik der HWS-Distorsion erklären.

In der Simulation und Modellierung verschiedener Unfalltypen hielt man bis zur Verbesserung und Modernisierung der Testverfahren und Untersuchungsmethoden u.a. an dem Postulat ERDMANNs fest, dass die häufig fehlende strukturelle Veränderung der HWS nach einem Schleudertrauma, zum großen Teil auch aus dem biomechanischen Pathomechanismus bei direkter Krafteinwirkung von hinten resultiert, da bei der ruckartigen Retroflexion des Kopfes ausschließlich Scherwirkungen auftreten und es beim Verschieben des/der Wirbelkörper(s) nach dorsal zu keinem knöchernen Anschlag kommt [31]. Bei Frontalaufprällen dagegen, bei denen es

zu Ventralbewegungen eines oder mehrerer Wirbelkörper kommt, schlägt der höher gelegene Wirbelkörper am *Proc. articularis superior* des darunter gelegenen Wirbelkörpers an. ERDMANN bezeichnet diesen Vorgang als „Abknickverletzung“ in Folge derer es zu Dislokationen und Frakturen kommen kann [31].

In weiteren Studien wird eine Flexions-Hyperextensionsbewegung des Kopfes als der wesentlichste Verletzungsmechanismus beim Heckaufprall angesehen [41,106,107,127].

Biomechanisch werden dabei – induziert durch den Autositz – Rumpf und Schultern des Insassen zusammen mit dem angestoßenen Fahrzeug nach vorn beschleunigt. Auf Grund seiner Trägheit folgt der Kopf nicht unmittelbar der Bewegung und es kommt so zu einer „scherenden“ und „knickenden“ Belastung, die sich kinematisch als Flexion mit unmittelbar anschließender Hyperextension charakterisieren lassen.

Neuere Untersuchungen von PANJABI et al., SVENSSON et al. und CLAUSSEN et al. konnten jedoch diese „Hyperextensionshypothese“ nicht bestätigen [16,124,159,160]. In Laborversuchen an frischen anatomischen Präparaten, die experimentell einer Serie von Beschleunigungstraumen unterzogen wurden,

konnte eine mehrphasige Antwort im Bewegungsverhalten der HWS nachgewiesen werden. In der Tabelle 3.3 sind Zusammenhänge und Abhängigkeiten zwischen den einzelnen Phasen, dem zeitlichen Verlauf, den Verformungen der HWS sowie den lokalen Schädigungen dargestellt. Die Untersuchungen von CLAUSSEN et al. und SVENSSON et al. belegen, dass der Pathomechanismus des Beschleunigungstraumas nicht in der Phase der maximalen Hyperextension, sondern in der anfänglichen Ausbildung einer s-förmigen

Kurve mit Flexion in den oberen und Hyperextension in den unteren Bewegungssegmenten der HWS besteht [16,159,160]. Infolgedessen werden die ventralen Strukturen der unteren HWS auf Zug und die dorsalen Strukturen auf Druck beansprucht. Die dabei entstehende Scherkraftwirkung ist in Abbildung 3.15 dargestellt.

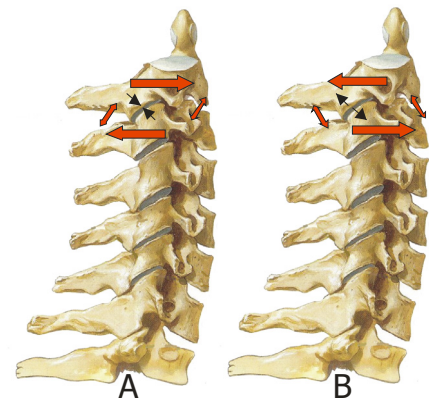


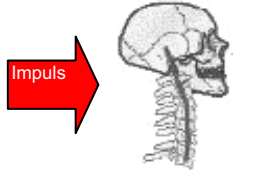



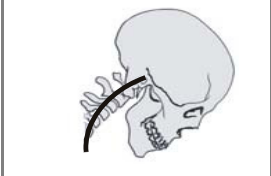

Abbildung 3.15: Scherkraftwirkung zweier benachbarter Halswirbel;

A: Translation nach ventral

B: Translation nach dorsal

(modifiziert nach: STOCK (2001) [156] und NETTER (2000) [120])

Tabelle 3.3 : Charakteristik des Mechanismus der Beschleunigungsverletzung-Heckaufprall (modifiziert: nach CLAUSSEN et al. 1999; PANJABI 1998, SVENSSON et al. 1998)

| Phase | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|------------------------------|--|--|--|---|--|--|
| Bezeichnung | Initialstoß | Rückgratlängung | Halextension und Rumpfanhebung | Hyperextension | Rebound / Rückschlag | Restitution |
| Beschreibung | <ul style="list-style-type: none"> • Aufprallvorgang erreicht Insassen noch nicht; • neutrale Ausgangsposition; | <ul style="list-style-type: none"> • Beschleunigung durch Rückenlehne erreicht den Oberkörper; • Streckung der cervico-dorsalen Wirbelsäule; | <ul style="list-style-type: none"> • Extension der HWS; • Anheben und Strecken des gesamten Rumpfes; | <ul style="list-style-type: none"> • weiter zunehmende Hyperextension, die proportional zur Kollisionskraft ist; | <ul style="list-style-type: none"> • Flexionsbewegung des Kopfes, um verschobene Rumpfposition wieder aufzuholen; | <ul style="list-style-type: none"> • Rückkehr zur Ausgangsposition • Geschwindigkeiten von Kopf und Rumpf aneinander angepasst |
| Zeit | 0-60 ms | 60-120 ms | 120-200 ms | 200-300 ms | 300-400 ms | >400 ms |
| Verformung | ab 50 ms: Hypertranslation zwischen C _{0/1} & C _{1/2} | Obere HWS: Flexion Untere HWS: Extension s-förmige Kurve der HWS | Extension aller HWS-Abschnitte maximale Rückverlagerung des Kopfes | | Flexion der HWS-Abschnitte; Vorverlagerung des Kopfes | |
| Schädigungen / Beanspruchung | <ul style="list-style-type: none"> • maximale Elongation der A. vertebralis; • Verletzungen der oberen Bewegungssegmente; • Dehnung der Gelenkkapsel der Wirbelgelenke; • Anteil der anterioren Bandscheiben unter erhöhter Belastung; | <ul style="list-style-type: none"> • maximale Extensionsbeanspruchung der unteren HWS; ventral: Zugbeanspruchung dorsal: Druckbeanspruchung | <ul style="list-style-type: none"> • Dehnungs- u. Zugkräfte auf anteriore Strukturen: <ol style="list-style-type: none"> a) Lig. Longitudinale anterior; b) prävertebrale Muskulatur; c) anteriore cervicale Muskulatur; • Kompressionskräfte auf posteriore Strukturen: <ol style="list-style-type: none"> a) Processus spinosus; b) Wirbelbogenfrakturen; | | <ul style="list-style-type: none"> • Kompression anteriorer Strukturen: <ol style="list-style-type: none"> a) Bandscheiben; b) Wirbelkörper; • Dehnung, Zug auf posteriore Strukturen: <ol style="list-style-type: none"> a) Lig. Nuchae; b) Lig. Interspinalis; c) Wirbelbögen; d) posteriore Nackenmuskulatur; | |
| Abbildung |  |  |  |  |  |  |

Ähnlich der biomechanischen Theorie ERDMANNs differenziert auch STOCK in der Phase der horizontal wirkenden Scherkräfte zwischen dem Frontalzusammenstoß und dem Heckaufprall [156]. So treten bei Translation nach ventral vermehrt Störungen in Form von Kompression der Wirbelgelenkflächen, Dehnung der Gelenkkapsel und Dehnung des anterioren *Anulus fibrosus* auf. Bei Scherbewegungen nach posterior hingegen sind die Auswirkungen auf die Gelenkflächen geringer, dafür sind vermehrt Läsionen der Gelenkkapsel und der anterioren Bandscheibe zu erwarten.

Unabhängig von der biomechanischen Differenzierung zwischen Frontalzusammenstoß und Heckaufprall, hängt die Schwere der Verletzung davon ab, ob der Betroffene muskulär auf den Unfall vorbereitet war. Da ein Anspannen der HWS-Muskulatur während des Unfallablaufs auf Grund des zeitlichen Intervalls nicht möglich ist, kann dies nur durch vorherige Antizipation des Unfalls im Vorfeld erfolgen. Bei einem Heckaufprall ist ein vorheriges Erkennen der Unfallsituation demnach schwieriger, als bei einem Frontaufprall.

Der Mechanismus der Beschleunigungsverletzung kann sich über die Cervicalregion hinaus auch auf das Gesamtbewegungssystem auswirken. Häufig wird primär jedoch die klinische Symptomatik der Cervicalregion betrachtet, da sich dort der Großteil der Verletzungen ereignet, die sich nach SENN in vier Symptombereiche gliedern lassen [147].

- das *lokale posttraumatische Cervicalsyndrom*;
- das *cervico-brachiale Cervicalsyndrom*;
- das *cervico-enzepale posttraumatische Syndrom*;
- das *cervico-medulläre posttraumatische Syndrom*;

Das *lokale posttraumatische Cervicalsyndrom* geht mit einem typischen Beschwerdebild einher. Betroffen sind bevorzugt die Zwischenwirbelscheiben, die umgebende Muskulatur sowie die kapsulären und ligamentären Strukturen. Neben den subjektiven Zeichen, wie Nacken- und Kopfschmerzen besteht eine mehr oder weniger ausgeprägte Fehlhaltung der HWS mit schmerzhaften Bewegungseinschränkungen und Verspannungen der Nackenmuskulatur. Typische Instabilitäten der Halsregion sind auf Zerreißungen ligamentärer und kapsulärer Strukturen zurückzuführen [48]. HIERHOLZER beschreibt diesbezüglich eine mögliche Schmerzausstrahlung in die Schulter und in den dorso-scapulären Bereich [60].

Beim *cervico-brachialen Cervicalsyndrom* kommt es neben den eben angeführten Erscheinungen zu motorischen und sensorischen Störungen, die sich auf den Schulter-Arm-Bereich auswirken. Entsprechend der Irritation abgehender Cervicalnervenwurzeln werden radikuläre Beschwerden angegeben, aber auch pseudoradikuläre Symptome in Form diffuser

Ausstrahlung zu den Schulterblättern, zum oberen dorsalen Thoraxbereich oder in die gesamte Nacken-Hals-Region.

Das *cervico-enzepmale posttraumatische Syndrom* kann Kopfschmerzen, Schwindel, Tinnitus, Hirnleistungsstörungen, Bewusstseinsstörungen mit den Zeichen einer *Commotio cerebri* oder eines leichten Schädel-Hirn-Traumas sowie psychische Beschwerden hervorrufen. Verletzungen an Hirn- und Hirnstammstrukturen, neurosensorischen Strukturen im Innenohr und im Auge sind möglich. So fand KEIDEL in einer retrospektiven Studie an 80 Personen in 20% der Fälle während der Akutphase Sehstörungen und in gleicher Häufigkeit Hörstörungen [86]. Ebenso sind damit einhergehend Störungen der Gleichgewichtsregulation zu erwarten. Häufig tritt eine Verbindung dieses Syndroms mit dem *lokalen Syndrom* auf.

Beim *cervico-medullären posttraumatischen Syndrom* handelt es sich vorwiegend um Rückenmarkskompressionen. Diese werden durch anhaltende Druckwirkungen, z.B. durch Blutungen hervorgerufen und können zu neurologischen Beeinträchtigungen führen, deren Schädigungen von einer vorübergehenden Tetraparese bis hin zu einer irreversiblen Querschnittslähmung reichen.

CLAUSSEN et al. und GRAF-BAUMANN & LOHSE-BUSCH et al. beschreiben bei auftretenden Beschleunigungsverletzungen neben den cervicalen noch zusätzliche pathologische Bewegungsmechanismen in weiteren Regionen des Rumpfes und angrenzender Extremitätengelenke [16,46]. Aus seinen Studien am dorsalen Stoßmodell konnte CLAUSSEN zeigen, dass im Anschluss an die cervicale Hyperflexionsbewegung (siehe Tabelle 3.3, Phase 5) weiterlaufende Bewegungen in Form einer Hyperkyphose der BWS stattfinden. Damit verbunden ist eine Protraktionsbewegung der Schultern mit begleitender Kompression der *acromioclaviculären* und *sternoclaviculären* Gelenke [16]. Häufig wird diese Krafteinwirkung durch die Abstützreaktion der Arme am Lenkrad verstärkt, woraus sich lokale Reizzustände am knöchernen und artikulären ventralen Thoraxbereich sowie an den Handwurzeln erklären lassen. Der Rumpf wird dabei in die Lehne gedrückt, wodurch die Traktion über den Schultergürtel verstärkt wird und dadurch die vordere Brustwand auf Zug beansprucht wird. Pathologische Erscheinungen im Schulter-, Arm- und Handbereich können aber auch Folge radikulärer motorischer und/oder sensibler Störungen sein, die im Zusammenhang mit dem *cervico-brachialen Syndrom* auftreten [147].

Zusätzlich kann es bei einer Heckkollision zu einer Dorsal- und bei einer Frontkollision auf Grund verstärkten Bremsbemühens zu einer Ventralverlagerung des Beckens kommen. Eintauchungen der Beine – im Extremfall auch Achillessehnenrupturen – sowie Verletzungen der Hüfte und Ileosakralgelenke sind bekannt [46]. Über den Kraftfluss ventraler Muskelketten können Beschwerden bis in den Rumpf- und Thoraxbereich, wie auch in die oberen

Extremitäten ausstrahlen. Prädilektionsstellen sind z.B. die *Tubercula pubica* oder auch die Flexoren der Finger und Handgelenke [16].

Bei HWS-Distorsionen der QTF-Stadien I und II werden keine verletzungsverdächtigen Veränderungen an Knochen, Bandscheiben und Bandstrukturen gefunden [115], so dass es sich in diesen Fällen hauptsächlich um funktionelle Störungen und Verletzungen der Weichteile im Mikrobereich handelt. Nach SATERNUS überwiegen Weichteilverletzungen in verschiedenen topographischen Schichten am occipitocervicalen Übergang (C_{0/2}) selbst bei tödlichen Traumata weit gegenüber knöchernen Verletzungen [136,137].

Wobei sich die Verletzungsbevorzugung der oberen HWS unabhängig von der Impulsrichtung der biomechanischen Kraftwirkung erweist, die Impulsrichtung jedoch die Verletzungsform bestimmt [46]. Auch PANJABI et al. schlussfolgern auf Grund durchgeführter Studien, dass die obere HWS im Vergleich zur unteren HWS, bedingt durch die Hypertranslation des Kopfes, besonders verletzungsanfällig sei [124]. Jedoch bestehen auch diesbezüglich wissenschaftliche Kontroversen. Studien von WIESNER und MUMENTHALER unterscheiden daher ein Beschleunigungstrauma der oberen und unteren HWS [184,185].

Die Hypertranslation des Kopfes kann auch zu Schädigungen von Gefäßen führen. In diesem Zusammenhang sei auf eine Beeinträchtigung der *A. vertebralis* verwiesen. Nach LANG muss der Abschnitt der *A. vertebralis*, der vom Niveau der Bandscheibe zwischen C₂ und C₃ bis zum Eintritt in das *Foramen processus transversi atlantis* reicht (*Pars axoatlantis*), bei Drehbewegungen von *Atlas* und Kopf um etwa 50-67% zwischen 19 und 56 mm verlängert werden [100].

Funktionell stellt somit die so genannte „*Atlasschleife*“ [135] eine Längenreserve bei höheren Bewegungsausmaßen dar, die vor allem bei benannten Reklinations- und Rotationsbewegungen des Kopfes die dabei auftretende Längsspannung des Gefäßes mindern soll. GUTMANN postuliert, dass eine Zerrung in Längsrichtung der wesentlichste schädigende Mechanismus für die *Arteria vertebralis* ist [52]. Nach LEWIT entstehen Gefäßverletzungen der *Arteria vertebralis* häufig bei Hyperextension mit einhergehender Rotation des Halses, bspw. als Folge der maximalen Extension aller HWS-Abschnitte und Rückverlagerung des Kopfes (siehe Tabelle 3.3) bei einer Beschleunigungsverletzung nach Heckaufprall [104]. Ebenso können Blockierungen der Kopfgelenke, als mögliche Folge eines Auffahrunfalls zu *vertebrobasilären* Insuffizienzen führen. Die arterielle Versorgung vitaler Zentren im Hirnstamm wird dadurch hämodynamisch beeinträchtigt. DVORAK et al. führen aus, dass auch eine erworbene posttraumatische

Rotationsinstabilität der oberen HWS analog einer Blockierung zur mechanischen Drosselung des Blutstromes führen kann [26,28].

Als Blockierung bezeichnet man eine reversible, hypomobile funktionelle Störung im Bewegungssegment, die durch Einschränkungen des Gelenkspiels („Joint Play“), das jedem „echten“ Gelenk eigen ist, charakterisiert wird. Wissenschaftlich unklar sind derzeit noch die Pathogenese und das morphologische Korrelat einer derartigen funktionellen Störung [53]. Kontextuell unstrittig dürfte jedoch sein, dass eine in Folge *vertebrobasilärer* Insuffizienz hervorgerufene verminderte Blutversorgung zentralnervöser Stammhirnstrukturen, Schwindel und Gleichgewichtsstörungen hervorrufen kann. SCHERER beschreibt dahingehend weitere Irritationsmöglichkeiten. So können u.a. Bewegungshindernisse am Wirbel, z.B. ein *Foramen arcuale atlantis*, bei hypermobilen Menschen oder auch bei arteriosklerotischen Gefäßveränderungen, zu einer Einengung der Arterie und zu anfallsartig auftretendem, kopfstellungsabhängigem Schwindel und damit zu einer Beeinträchtigung der Gleichgewichtsregulation und -fähigkeit führen [140]. Eine ähnlich beeinträchtigte Regulation durch eine pathologisch und auch funktionell-gestörte veränderte Wirbelstellung lässt sich nach einem Schleudertrauma im Bereich der oberen HWS vermuten.

Weitere mögliche Verletzungsfolgen, die mit einer Beeinträchtigung der Gleichgewichtsregulation einhergehen, sind im nachfolgenden Kapitel dargelegt.

3.3.2 Störungen der Gleichgewichtsregulation als Folge cervicaler Distorsion

In den folgenden Ausführungen werden lediglich Verletzungsfolgen cervicaler Distorsionen mit Auswirkungen auf die Gleichgewichtsregulation berücksichtigt.

3.3.2.1 Neuromuskuläre Ansteuerungsdefizite und kybernetische Systemstörungen

Es ist zu erwarten, dass es sich bei der ausgeprägten klinischen Symptomatik und den multisensorischen Funktionsstörungen nicht nur um eine Verletzung des Kapsel-Band-Apparates handelt, sondern dass die traumatisch ausgelöste Instabilität auch muskuläre Veränderungen zur Folge hat. MOORAHREND weist in diesem Zusammenhang auf kybernetische Veränderungen in den Kopfgelenken hin [115]. Auf Grund der hohen Anzahl an Propriozeptoren nehmen die kurzen Nackenmuskeln im Kontext der Distorsionsverletzung eine besondere Stellung ein. Neben der Fülle an neuromuskulären „Fühlelementen“ weist die Nackenmuskulatur ebenfalls eine Vielzahl an Nozizeptoren auf.

Die passive, teilweise aber auch muskulär begleitete Rückbeschleunigung des Kopfes hat einen Einstrom aus Mechano- und Rezeptoren von ligamentären, kapsulären Strukturen und muskulärer Propriozeptoren zur Folge. Eine kybernetische Veränderung meint die, auf mehreren Ebenen vermittelten pathomechanischen und sensorischen Reize im Hirnstamm, die wiederum zu veränderten Efferenzen und damit zu einer Soll-Ist-Wertverstellung führen. ZENKER et al. geht davon aus, dass der *Nucleus cervicalis centralis* als wichtiges Zentrum für die tonischen Halsreflexe anzusehen ist [191]. Neuere wissenschaftliche Erkenntnisse von NEUHUBER & BANKOUL ergänzen diese Feststellungen durch den Hinweis auf dickkalibrige, monosynaptische Muskelrezeptoren, die direkt zum *Nucleus cuneatus externus* und vor allem zum Vestibulariskernkomplex durchschalten. Diese Afferenzen stammen vor allem aus den Spinalwurzeln C₂ und C₃ [121]. Auf diese Weise gewinnen propriozeptive Halsafferenzen direkten Kontakt zu den *vestibulospinalen* Neuronen, *vestibulookulomotorischen* Neuronen und zu Neuronen des *vestibulären* Kerngebietes, die Afferenzen aus dem Labyrinth empfangen.

Angesprochen wurde bereits die funktionelle Einbindung der HWS in das „multidimensionale sensorische Reflexgeschehen“. Daraus leitet sich auch die muskuläre Reaktion als Folge der mechanischen Überbeanspruchung bei dorsaler Impulseinwirkung ab. Die überschnelle Rückführung und Retroflexion der Halswirbelsäule führt in reflektorischer Gegenregulation zu einer schnellen Aktivierung interspinöser Muskeln. Der daraus resultierende Muskelhartspann kann zu einer gestörten Propriozeption in den zentralnerval verarbeitenden Zentren führen. CLAUSSEN et al. weisen ebenfalls auf den Bezug zur Entstehung interstitieller Oedeme in den Bereichen der Muskelbäuche und Insertionsregionen in Folge der Rückbeschleunigung des Kopfes und einer gestörten Propriozeption hin, die auf Grund der Bedeutung für die Funktion des Gesamtkörpers zu anhaltenden und ausgeprägten Störungen, z.B. Gleichgewichtsstörungen, führen kann [16].

Eine gestörte propriozeptive Funktion lässt sich kaum durch synergistisch wirkende Strukturen kompensieren. Die tonischen Labyrinthreflexe sind beim gesunden Menschen nicht stark genug ausgeprägt, um funktionelle Muskelschwächen der HWS (verminderte Ansteuerung in Folge einer gestörter Gamma-Efferenz), z.B. nach Beschleunigungstraumata, auszugleichen und das Gleichgewicht im Raum zu steuern [51].

Posttraumatische Störungen – bspw. in Folge eines Auffahrunfalls mit einhergehender Distorsion der HWS – der Gelenkmechanik der Kopfgelenke führen zu spezifischen Ausfallmustern der aktiven und passiven Bewegungen und sind gleichzeitig mit charakteristischen

Tonusänderungen der tiefen Nackenmuskulatur vergesellschaftet [186]. Diese muskulären Irritationen führen ihrerseits wiederum zu pathologisch veränderten Afferenzmustern, wodurch auch efferente Leistungen der betroffenen Zentren gestört sein können. Koordinations- und Regulationsstörungen von Haltung und Gleichgewicht sind die Folge.

SCHERER spricht in diesem Zusammenhang von einem *Circulus vitiosus*, in dem es in Folge der traumatisch gestörten Gelenkmechanik zu gesteigerten *spinovestibulären* Afferenzen zum Gleichgewichtskerngebiet kommt, wodurch Muskelhartspann und Myogelosen auftreten [140]. SIMONS und TRAVELL beschreiben „Triggerpunkte“ in der Skelettmuskulatur, von denen weiteres Schmerzgeschehen ausgehen kann [167]. Auf Grund der damit verbundenen Schmerzen kommt es, über die Nozizeptoren vermittelt, auf Rückenmarksebene zu einer reflektorischen Aktivierung der α - und γ -Motoneurone. Fortführend resultiert aus der Nozizeption eine vermehrte Anspannung der Muskulatur, die ihrerseits das Gelenkspiel weiter beeinträchtigt bzw. die Dysfunktion der Gelenkmechanik fördert und dadurch fortlaufend auch zu einer beeinträchtigten Gleichgewichtsregulation führt. Cervicalnystagmus, Spontannystagmus und diverse Schwindelformen mit oder ohne Schmerzen können weitere Folgen sein [140,186].

LEWIT führt aus, dass die Nackenmuskeln die labilste Struktur des Bewegungsapparates sind und deshalb auch das häufigst geschädigste System in der Pathogenese verschiedener Kopfschmerzarten wie auch traumatischer HWS-Schäden darstellen [104]. Unter anderem sind die resultierenden verstärkten Muskelspannungen als Folge der zu starken Anteflexion des Kopfes zu sehen. Diese wiederum führt zur Überbeanspruchung der für diese Bewegung limitierenden Bänder und Muskeln. Die dadurch hervorgerufenen propriozeptiven Soll-Ist-Wert-Verstellungen führen zu analgetischen Muskelspasmen, die wiederum Blockaden der *Articulationes intervertebrales* zur Folge haben [104]. Chiropaktische Untersuchungen an der oberen HWS haben gezeigt, dass eine Dysfunktion des Gelenkspiels der *Articulationes intervertebrales* von mehr als 1mm die *cerebelläre* Funktion sowie daraus resultierend die Muskelfunktion der Nackenmuskulatur gestört sein kann, was letztlich zu Nozizeptionen Beinlängendifferenzen und Fehlstellungen des Beckens sowie einer Beeinträchtigung der Körperhaltung führt [20].

CUTHBERT legt in seiner Studie dar, dass die posturale Balanceregulation einerseits negativ durch Störeinflüsse des Zentralnervensystems, des peripheren Nervensystems, der Augen und der Ohren, andererseits aber auch durch das Muskelskelettsystem, wo propriozeptive und mechanorezeptive Sinnesorgane liegen, beeinflusst werden kann [19], da die Körperhaltung als Summe verarbeiteter Informationen aller sensorischen Systeme zu verstehen ist [67].

WOLFSON et al. sehen es auf der Grundlage eigener Studien als erwiesen an, dass sich Faktoren aufsummieren können, um posturale Mechanismen negativ zu beeinträchtigen [187]. LANZ & WACHSMUTH weisen in diesem Zusammenhang darauf hin, dass das obere Halsmark eine besondere Organisation für funktionelle Sinnesempfindungen der Kopfbewegungen, die mit Afferenzen aus dem Trigemiusgebiet gekoppelt werden, enthält [101]. Die primären Afferenzen der Nackenmuskeln erreichen den kaudalen Abschnitt des *Subnucleus caudalis* des *Nucl. spinalis*. Weiterhin besteht eine enge Kopplung mit dem *Colliculus cranialis*, der über den *Tractus tectospinalis et tectoreticulospinalis* mit den cervicalen Motoneuronen verknüpft ist. Der *Colliculus cranialis* erhält Impulse von den Nackenmuskeln, sowie den äußeren Augenmuskeln und stellt demnach nicht nur ein Reflexzentrum der optischen Bahnen, sondern auch ein wichtiges Integrationszentrum dar [101].

Eine effektive Gleichgewichtsregulation beruht gleichermaßen auf visuellen und propriozeptiven Informationen (vergleiche Kapitel 3.2). HUFSCHMIDT & MAURITZ sehen das visuelle System als den „sensibelsten“ Regelkreis bei der Gleichgewichtsregulation an, dessen Funktion auch darin besteht, die übrigen beteiligten Regelkreise zu eichen [71]. Kommt es in Folge einer Distorsionsverletzung der HWS zu Irritationen der propriozeptiven Afferenzen, führt das zu Dissonanzen im Bereich der zu verarbeitenden visuellen und propriozeptiven Afferenzen. Es liegt somit die Vermutung nahe, dass der von HUFSCHMIDT & MAURITZ beschriebene Abgleich des visuellen Systems vor allem zur propriozeptiven Soll-Ist-Werteinstellung dissonant ist. Auf Grund dessen kommt es auf Kleinhirnebene zu einer gestörten Verarbeitung der „unterschiedlich“ signalisierten Zustände in Bezug zur Kopfposition im Raum. Daraus können verschiedene Formen von Schwindel, Nystagmus und Gleichgewichtsstörungen resultieren.

Gleichermaßen kommt es auch zu inadäquaten Efferenzen auf Grund unterschiedlicher Reizungen der retikularen Formation. Die Afferenzen, vor allem der mechanisch überdehnten Nackenflexoren nach einem Schleudertrauma, führen zu einer Pegelminderung in der *Formatio reticularis*, wodurch die intrafusalen Fasern der Muskelspindeln in ihrer Empfindlichkeit gemindert werden. Dadurch vermindern sich ebenfalls die Rezeptorempfindlichkeit der Eigenreflexe und der Reflexonus. Darüber hinaus nehmen Zielsicherheit und Exaktheit von Willkürbewegungen ab. Muskuläre Verspannungen und Versteifungen sowie Schmerzen können Folge der Hypofazilitierung der Nackenflexoren sein [19,101].

Bezüglich pathologisch gestörter propriozeptiver Afferenzmuster ist auch die Erregung von Muskel-, Sehnen- und Gelenknozizeptoren zu erwähnen. Es kann postuliert werden, dass es bei „leichteren“ Distorsionsverletzungen mit geringeren mechanischen Reizen (Stufe I und II QTF)

zur Auslösung eines nozizeptiven Reflexes kommen kann, der auf Grund der Hirnstammaktivierung und der thalamischen Verschaltung ebenfalls zu veränderten Efferenzen führt, ohne dass die Erregung des nozizeptiven Systems die Großhirnrinde erreicht und es zu einer bewussten Schmerz Wahrnehmung kommt [144]. GRAF-BAUMANN et al. führen aus, dass die meisten wirbelsäulenassoziierten Schmerzen durch die Erregung von tiefen somatischen afferenten Neuronen aller Gewebe der Wirbelsäule ausgelöst werden können [46]. Der Schmerz kann dabei auch auftreten, wenn die Gewebe lediglich stark gereizt werden, ohne dass Gewebeschäden entstehen [162]. Dabei sind es überwiegend die dünnen myelinisierten und unmyelinisierten Afferenzen von Skelettmuskel und Sehne, die auf noxische sowie nichtnoxische mechanische Druckreize, Dehnung und dynamische Muskelkontraktion des Pathomechanismus der cervicalen Distorsion die Erregung weiterleiten. Damit können auch stärkere Reizungen der Mechanozeptoren nozizeptiv weitergeleitet werden. MENSE führt aus, dass es ebenfalls unmyelinisierte Afferenzen aus der Skelettmuskulatur und den Sehnen gibt, die isoliert nozizeptiv oder zumindest sehr hochschwellig mechanosensibel sind [112]. Die tiefen somatischen, spezifisch-nozizeptiven wie auch multirezeptiven Afferenzen die stärkere (schädigende, noxische) Reize in ihrer Aktivität kodieren, projizieren auf afferente Neurone. Diese sind entweder Interneurone, die zu anderen Neuronen im Rückenmark (propriospinale Neurone) oder über Hinterhornneurone in den *Laminae I* und *V* durch den *ventrolateralen Funikulus* zum *Thalamus* und zu verschiedenen Strukturen des Hirnstammes als *Tractus spinothalamicus*, *Tractus spinomesencephalicus*, *-tectalis* und *-reticularis* projizieren [46]. Die spinothalamischen Neurone projizieren zu den sensorischen Thalamuskernen. Folge sind inhibitorische Efferenzen, die die Propriozeptoren in ihrer Rezeptorempfindlichkeit herabsetzen, woraus, wie bereits oben beschrieben, Gleichgewichtsstörungen resultieren können. Die afferente nozizeptive Information wird im Rückenmark nicht nur umgeschaltet auf Neurone, die zu supraspinalen Hirnbereichen projizieren, sondern auch auf Neurone, die u.a. eingebunden sind in somatomotorische Reflexbögen [46]. Diese sind u.a. ebenfalls an der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts im Raum mit beteiligt.

3.3.2.2 Cranio-Sacrale Irritationen und defizitäre Gleichgewichtsregulation

Durch das traumatisch ausgelöste Anschlagen des Kopfes – bspw. am Lenkrad oder Armaturenbrett des Fahrzeugs – beim Heckaufprall kann es z.B. zur vertikalen Verschiebung von *Sphenoid* und *Occiput* in entgegengesetzte Richtungen in der *Sphenobasilären Synchrondrosis* (Hauptdrehachse der Bewegung der Schädelknochen) kommen [7]. Als mögliche Folgen werden

Gleichgewichtsstörungen und Störungen der Körper- und Raumwahrnehmung angeführt. Einen weiterführenden Erklärungsansatz dafür bietet das ganzheitlich angelegte System der *Cranio-sacralen Osteopathie*. In der osteopathischen Fachliteratur werden in Folge traumatischer Ereignisse an HWS und Cranium Abweichungen der physiologischen Achsenstellung von Schädelknochen zueinander beschrieben [7,170]. Diese unphysiologischen Läsionsmuster führen einerseits zu einem abnormen Tonus der Muskeln, die unmittelbar an den knöchernen Grenzen des *Cranio-Sacralen Systems* verankert sind, was sich wiederum in gestörten propriozeptiven Afferenzen und einer daraus resultierenden gestörten Motorikmodulation auf zentralnervaler Ebene widerspiegeln kann. Andererseits beeinflusst auch ein abnormer Muskeltonus angrenzender Muskeln die physiologischen *cranio-sacralen* Bewegungen [170].

M. splenius capitis und *M. semispinalis capitis* projizieren Störungen cervicaler Bewegungssegmente auf die *Linea nuchae superior*, die Ansatzlinie dieser Muskeln am *Os Occipitale* und übertragen damit die Störungen von cervical nach cranial (vergleiche Irritationspunkte nach SELL) [146]. BAIER-WOLF & KIENLE führen aus, dass Schleudertraumen zu veränderten Spannungsverhältnissen des *M. sternocleidomastoideus* und damit häufig zur Läsion des *Os Temporale* führen [7]. Im schlimmsten Falle kann es durch eine derartige Läsion zur Irritation des *Lig. petrosphenoidale* kommen und dadurch zu einer Reizung des *Ganglion Gasseri (Ganglion trigeminale)*. Dieses im Inneren der Felsenbeinpyramide liegende sensible Ganglion des fünften Hirnnervs kann bei derartiger Irritation nicht nur Symptome einer Trigeminusneuralgie unterhalten, sondern über die thalamische Verschaltung der Trigeminuskerns sowie der Thalamus-Kerne zum *Ncl. ruber* des Kleinhirns, auch zu einer Irritation der Gleichgewichtsregulation führen. Die Tatsache, dass das Kerngebiet des *N. trigeminus* eine enge neurologische Beziehung zum afferenten und efferenten System der oberen 3-4 Cervicalsegmente hat, erklärt die pathologisch-efferenten Wechselwirkungen zwischen der cranialen Irritation mit den gestörten Innervationsmustern der von C₁₋₃ innervierten Cervicalmuskeln. Es konnte nachgewiesen werden, dass die spinalen Kernbereiche des *N. trigeminus* bis auf die Ebene der Einmündungen der nozizeptiven Afferenzen aus den Spinalwurzeln C₁₋₃ herabreichen [163,171]. Damit kann geschlussfolgert werden, dass die Konvergenz einer *suboccipitalen* Proprio- und Nozizeption und die Beeinträchtigung der posturalen Balanceregulation durch die Trigeminuskerns unterhalten werden kann.

Abgeleitet aus den Behandlungsstrategien der *Sacro-Occipitalen Technik* (SOT) nach DEJARNETTE sowie Ausführungen in der manualmedizinisch orientierten Literatur gibt es

Erklärungsansätze, die Zusammenhänge zwischen ileosacralgelenksassoziierten Funktionsstörungen und Funktionsstörungen der cervicalen Region begründen.

Nach KÜGELGEN et al. steigern die 3fach Krümmungen – *HWS-Lordose*, *BWS-Kyphose* und *LWS-Lordose* – der Wirbelsäule deren Belastbarkeit auf axial gerichtete Druckkräfte um ein 10faches gegenüber einem ungekrümmten Stab [97]. Voraussetzung dieser Doppel-S-Form ist das Bauprinzip der Metamerie [46]. Unter einem metamer gegliederten Achsenskelett versteht man die segmentale Anordnung der Wirbelkörper in einer Kette. Als Bewegungssegment nach JUNGHANNIS (auch *Vertebron* genannt), wird die Funktionseinheit aus zwei benachbarten Wirbelkörpern mit der sie verbindenden Bandscheibe, den interagierenden Facettengelenken sowie seiner muskulären und nervalen Versorgung und Steuerung bezeichnet [81,104]. Einzelne Segmente können sich, bedingt durch die unterschiedliche Ausrichtung der cervicalen, thoracalen und lumbalen Facettengelenkflächen, mehr oder wenig ausgeprägt gegeneinander bewegen, wodurch Verformungen und Bewegungen der Wirbelsäule und damit letztlich des Körpers erst möglich werden. Nach KÜGELGEN und HILLEMACHER hat diese Anordnung jedoch zur Folge, dass sich die Fehlstellung eines Wirbels in allen anderen Kettensegmenten fortsetzen kann, teilweise sogar muss [97].

Über die *Dura mater* und weiterführend das übrige ligamentäre und bindegewebige / fasziale System kann es ebenfalls zu mehr oder weniger weitreichenden Störungen im ganzen Körper kommen. D.h. eine Torquierung der harten Hirnhaut führt zu Verziehungen, die sich bis ins *Cranium* und *Sacrum* auswirken [42,46]. Bedingt durch die feste, praktisch undehnbare Struktur der *Dura* kann es – verursacht durch „Verwerfung und Verblockung“ der einzelnen Schädelknochen – zu Spannungszuständen der *Dura* kommen, die über die Aussackungen am *Foramen intervertebrale* segmental weitergeleitet werden. Die anatomische Besonderheit der *Dura mater*, die an den Schädelknochen, am *Foramen magnum*, an C₂ (*Axis*) sowie C₃ und ab dem 2. Sacralsegment nach kaudal fest angewachsen ist und dazwischen nur eine lockere bindegewebige Verbindung zu den Wirbelkörpern besteht, lässt den Zusammenhang cranialer, cervicaler und sacraler Funktionsstörungen plausibel erscheinen. Die Faszienysteme unterstützen diese Funktionalität. In der osteopathischen Literatur werden viskoelastische Eigenschaften der Faszien beschrieben, die Verformungen erleiden und speichern können [46]. Sie nehmen damit Einfluss auf die Muskeln, die sie umschneiden, auf die Nerven, die regelmäßig in unmittelbarer Nähe und mit direktem Kontakt verlaufen, sowie auch auf die angrenzenden Faszienysteme.

So kann letztlich eine funktionelle Bewegungsstörung im Ileosakralgelenk zu einer funktionellen Störung oder Fehlstellung in einem kranial gelegenen Bewegungssegment, z.B. den

Kopfgelenken, führen. Damit liegt die Schlussfolgerung nahe, dass ileosakralbedingte Störungen im Bereich des Beckens über eine gestörte Funktion der HWS auch die posturale Balanceregulation nachteilig beeinträchtigen können.

Auf die Bedeutung der ISG-Region als propriozeptive Schlüsselregion wurde bereits hingewiesen. JANDA und ILLI konnten nachweisen, dass die Manipulation eines blockierten Ileosacralgelenks zu einer neuromuskulären Hemmung des *M. triceps surae* führt, was sich nachteilig auf die Aktivierungsmuster der Wadenmuskulatur innerhalb der postralen Synergien auswirkt und sich in einer Beeinträchtigung der Gleichgewichtsregulation äußert. Sie schlussfolgerten daraus, dass es ein propriozeptives sensorisches Feld geben muss, das die Ileosacralgelenke versorgt und die Positionssensationen von diesem zum Zentralnervensystem weitergibt [74,78].

GROB et al. beschrieben Nerven in den oberflächlichen und tiefen dorsalen *sacroiliakalen* Ligamenten sowie den *Ligg. sacrotuberalia* und *sacrospinalia*. Dabei konnten morphologisch sowohl dicke Fasern zur Weiterleitung der Mechanorezeptorenafferenzen, als auch dünnere Schmerzfasern nachgewiesen werden [50].

Die Spannungen der Dura erklären auch die von DEJARNETTE beschriebenen Symptome bei der von ihm klassifizierten „*Category I*“ der Fehlfunktionen von Becken und Sacrum. Bei dieser Kategorie handelt es sich um eine Torsionsdysfunktion des gesamten Beckens ohne Gelenkfehlstellung (Subluxation) im gewichtstragenden Teil des ISG [17]. Kausal verantwortlich könnte ein Auffahrunfall sein, der sich sacral oder occipital wie auch sacral und occipital auswirkt. DEJARNETTE spricht von einer Störung im anterioren (*cranio-sacralen*) Gelenkflächenanteil des ISG durch Destabilisierung des *Os Sacrum*, wodurch es zu Störungen im cranio-sacralen Rhythmus sowie der Liquorproduktion und -zirkulation der *cerebro-spinalen* Flüssigkeit kommt. *Occiput* und *C₁* können in Folge dessen dislokalisiert sein sowie *occipitale* und *sacrale* Funktionsstörungen sich dadurch gegenseitig unterhalten.

Die über die Dura vermittelte Irritation beeinflusst die Motorik modulierenden Zentren des *Cerebellums*, woraus wiederum eine Irritation der Gleichgewichtsregulation resultieren kann. Neben schmerzhaften Palpations- und Muskelbefunden kommt es deshalb auch zu deutlichen Schwankungen in *anterior-posterior* Richtung im ruhigen Stehen [42]

GREGORY beschrieb Zusammenhänge zwischen ISG- und Kiefergelenksstörungen [47], woraus sich wiederum die neurologische Verknüpfung zu Beeinträchtigungen der Nackenrezeptoren und damit zu Gleichgewichtstörungen ergibt.

Bei der Anprallverletzung kann die einwirkende kinetische Energie über die einzelnen Schädelknochen bzw. den Unterkiefer über die Schädelnähte bzw. die Kiefergelenke auf den craniocervicalen Übergang fortgeleitet werden. Neben der funktionellen Abhängigkeit der ISG-Region und der Nackenrezeptoren, weisen auch viele Studien auf die Abhängigkeit der HWS und des Kiefergelenks hin [72,113]. Auf Grund der engen Verknüpfung der Trigeminuskern mit den Afferenzen und Efferenzen der oberen drei Cervicalsegmente wird das auch deutlich. Zudem befinden sich 60% der Propriozeptoren der Kopfgelenke im Bereich der temporomandibulären Muskel- und Gelenkstrukturen [40]. CLAUSSEN et al., SCHMIDT et al. geben an, dass es durch den Pathomechanismus der cervicalen Distorsionverletzung häufig zu einer Mitbeeinträchtigung der Kiefergelenke kommt [16,143].

Konkretisiert bedeutet das, dass propriozeptive Afferenzen von Muskelspindeln und Sehnenrezeptoren aus der Kiefermuskulatur, dem Kiefergelenk und den Zähnen direkt zum *Ncl. mesencephalicus* gehen. Dort liegt das erste afferente Neuron, welches mit seinen Dendriten eine monosynaptische Verschaltung mit den efferenten Neuronen im *Ncl. motorius n. trigemini* ermöglicht. Die efferenten Fasern ziehen zur Kiefermuskulatur. Weitere Afferenzen gehen zum *Ncl. spinalis N. trigemini*, konvergieren mit Afferenzen aus den spinalen Segmenten C₁ bis C₃ und gehen von dort zum *Cerebellum* und konterlateralen *Thalamus* [40].

Schluckbeschwerden und Kiefergelenksdysfunktionen können deshalb auch häufig als Folge der Distorsion im Befund festgehalten werden.

Zusammenfassung

Das Gehirn verbindet somatosensorische, visuelle und vestibuläre Informationen, regelt und steuert damit die Koordination von Bewegung wie auch die stabile Körperhaltung. Das Muskel-Skelett-System ist vereinfacht gesagt Effektor dieser Informationsverarbeitung, da erst durch die muskuläre Aktivität die Haltungsstabilisierung und im nächsten Schritt die Bewegungsausführung möglich werden. Irritationen und Fehlfunktionen im Bereich der Muskulatur, der Gelenke der Wirbelsäule oder auch in den informationsverarbeitenden Zentren führen damit auch zu Störungen der Balance und der koordinierten Bewegungsabläufe.

3.4 Posturographie – Charakterisierung und messtechnisch relevante Aspekte

Der menschliche Körper unterliegt im Stand wie auch während des Gehens stetigen, von ihm nicht bewusst zu kontrollierenden Schwankungen, die nivelliert werden müssen. Messgrößen dieser Schwankungen sind u.a. Bodenreaktionskräfte, die die Regelvorgänge der menschlichen Somatosensorik des Körpers beim Stehen widerspiegeln [117]. Eine Resultierende des Körpergleichgewichts ist das Gewichtskraftlot, das vom, den Teilkörpermassen adäquaten, Körperschwerpunkt ausgeht.

Eine Methode Schwankungen des Körperschwerpunktes bei Haltungskorrektur und Gleichgewichtsregulierung über die Änderung der plantaren Druckverteilung im Stand objektiv zu beurteilen, wird durch die Posturographie gegeben. Technisch umgesetzt wird im Stand über Kraftmessplattformen, die auf Piezoelementen, Dehnmessstreifen oder anderen elektro-mechanischen Sensoren gelagert sind, die Lage des Druckschwerpunktes ermittelt und somit auf die Lage des Körperschwerpunktes geschlossen. Gemessen werden die Ausbreitungsmuster der Gewichtskraftverteilung am Fuß. Ebenso ist es möglich, Kraft- und Drehmomentenwirkungen, z.T. in allen drei Raumrichtungen, aufzuzeichnen. Die gemessenen Informationen geben über den Umfang, Richtung und Frequenz der haltungsregulierenden „Fußarbeit“ Aufschluss.

Möglicherweise ist man nach eingehender Erforschung dieser Informationen in der Lage, die Qualität der Regelung, die zum aufrechten Stehen notwendig ist, intraindividuell zu vergleichen. Damit ließen sich pauschal Aussagen über den Zustand des sensorischen und motorischen Regelsystems machen und somit auch Funktionsstörungen innerhalb der Systeme aufdecken. Die objektive Beurteilung der Gleichgewichtsregulation durch die Posturographie ermöglicht aber nicht nur Aussagen zum Gleichgewichtsverhalten, sondern auch zu möglichen zu Grunde liegenden Ursachen. So konnte nachgewiesen werden, dass Störungen des Stütz- und Bewegungsapparates, z.B. Beckentorsionen, Kopfgelenksblockierungen [58,59], aber auch generalisierte Funktionsminderungen des zentralen Nervensystems, z.B. kognitive Lernstörungen [54,55,92] oder auch Erkrankungen der Stammganglien und des Kleinhirns ursächlich negative Auswirkungen auf Art, Größe, Frequenz und Richtung der gemessenen Druckvariationen und somit auf die entsprechende Gleichgewichtsregulation haben.

Der israelische Forscher KOHEN-RAZ hat entsprechende Effekte auch in der Arbeitsmedizin gefunden, so z.B. nach Expositionen gegenüber chemischen Substanzen, Allergenen oder bei starker Ermüdung [93]. Jede der beschriebenen funktionellen Störungen kann sich in einer ineffizienten posturalen Gleichgewichtsregulierung äußern.

Der Umstand das Erkrankungen sowie morphologische und funktionelle Störungen dieser Art durch die Posturographie gut und eindeutig diagnostizierbar werden, legitimiert den häufigen Einsatz in der klinischen Neurologie [23,91] wie auch in der sporttherapeutischen Diagnostik.

Neben der oben beschriebenen statischen posturographischen Analyse gibt es noch die dynamische Analyse. Während bei der statischen Posturographie eher spontane Körperschwankungen erfasst werden, wird bei der dynamischen Methode die Stabilisation des aufrechten Stehens nach passiver Auslenkung der Standfläche untersucht [165].

Methodisch wird dabei der Untergrund samt Messplattform auf so genannten Rotations- und/oder Translationsplattformen zeitlich unrhythmisch gekippt oder weggezogen. Es wird untersucht, ab welchem Kippwinkel und zu welchem Zeitpunkt nach Änderung der Winkeleinstellung die Versuchsperson den indifferenten Gleichgewichtszustand nicht mehr halten kann. Der diagnostische Hintergrund liegt auch hier in der Ergänzung der Diagnostik und in der Therapieverlaufskontrolle bei Erkrankungen des Gleichgewichtssystems sowie bei Störungen der Sensomotorik und der neuromuskulären Ansteuerung bspw. beim Morbus Parkinson.

3.4.1 Posturographisch relevante biomechanische Verhältnisse am Fuß

Bei der plantaren Gleichgewichtsregulation treten Kraft- und Drehmomentenwirkungen in allen

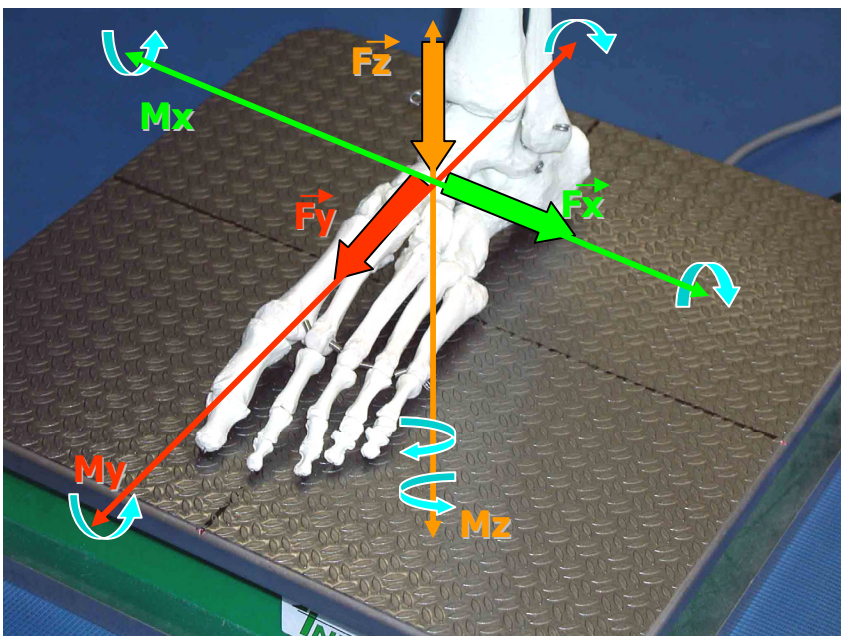


Abbildung 3.16: Darstellung gemessener Kräfte (F) u. Momente (M)

drei Raumrichtungen auf. Diese resultieren zum großen Teil aus den anatomischen Kraftwirkungen in den Sprunggelenken. Weiterhin spielen die möglichen Bewegungsebenen sowie die bei statischer Belastung wirksam werdenden Veränderungen der Fußgewölbekonstruktion eine Rolle. Die auftretenden und zu

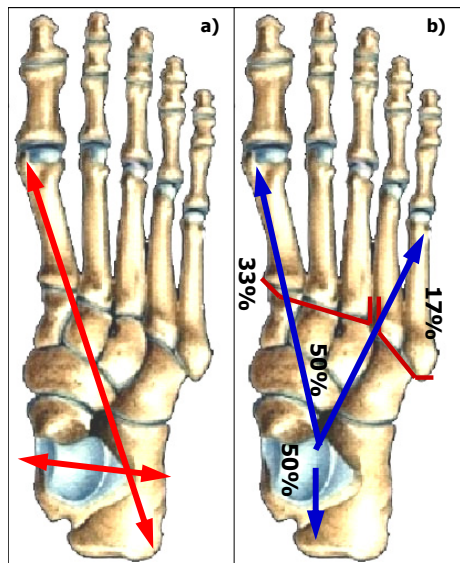


Abbildung 3.17: a) Darstellung der anatomischen Drehachsenverläufe im oberen und unteren Sprunggelenk;
b) Darstellung der Drucklastverteilung am Fuß

analysierenden Kräfte und Drehmomente sind in der Abbildung 3.16 schematisch dargestellt.

Dabei gelten folgende Kraft- und Bewegungsrichtungen: F_Y , M_Y für anterior und posterior, F_X , M_X für latero-lateral und F_Z als Gewichtskraft sowie M_Z als Rotationskomponente.

Aus der Anatomie des oberen und unteren Sprunggelenks ergeben sich die möglichen Bewegungsfreiheiten. So lässt die Mechanik des oberen Sprunggelenks, gebildet aus der Malleolengabel von *Tibia* und *Fibula* sowie aus deren gebildeter Klammer für die Talusrolle, der *Trochlea tali* und den *Facies malleolaris medialis et lateralis*, Bewegungen um die nicht ganz quer verlaufende Achse zwischen inneren und äußeren Knöchel in Form der Plantarflexion und der Dorsalextension

zu. D.h. es können Bewegungen nach anterior und posterior erfolgen (x- Richtung) [^{36,83}].

Im unteren Sprunggelenk – der vordere (subtalare) Anteil gebildet durch die gelenkigen Verbindungen des *Talus* mit dem darunterliegenden *Calcaneus* und der hintere Anteil gebildet aus *Talus*, *Calcaneus* dem nach vorn liegenden *Os naviculare* – sind mehrere Teilbewegungen möglich, die sich zu einer sinnvollen Bewegungskombination vereinigen.

Diese Teilbewegungen sind nach latero-lateral Pronation und Supination sowie die Abduktion und Adduktion. Da die Bewegungen im oberen und unteren Sprunggelenk immer kombiniert ausgeführt werden, spricht man bei Adduktion und Supination in Verbindung mit der Plantarflexion von einer Inversion und bei Kombination von Abduktion, Pronation und Plantarflexion von einer Eversion.

Neben den Bewegungsachsen und der daraus resultierende Drucklastverteilung ist die plantare Kraftauflagerreaktion auf die Messplattform auch von den Gewölbekonstruktionen des Fußes abhängig. Die elastische und veränderliche Form der zu einem harmonischen Konstrukt zusammengefügt Knochens, Bändern und Muskeln erlauben den Fußwölbungen sich den Unebenheiten des Untergrundes so anzupassen, dass die Übertragung der Druckkräfte unter optimalen mechanischen Bedingungen geschieht [⁸³]. Nach KAPANDJI kann die *Planta pedis* mit einem Gewölbe verglichen werden, das von drei unterschiedlich stark gekrümmten Bögen getragen wird, einem querverlaufenden und zwei medial sowie lateral längs verlaufenden (siehe

Abb. 3.18a). Der mediale (tibiale) Bogen setzt sich aus den Knochenelementen des *Os metatarsale I*, dessen Köpfchen den Boden zum ersten kontaktiert, dem *Os cuneiforme mediale*, dem *Os naviculare*, dem *Talus* sowie dem *Calcaneus*, der als zweiter Knochen des Bogens Kontakt mit dem Boden hat, zusammen. Der laterale (fibulare) Längsbogen wird im Gegensatz zum medialen nur aus 3 Knochenelementen gebildet, dem *Os metatarsale V*, als

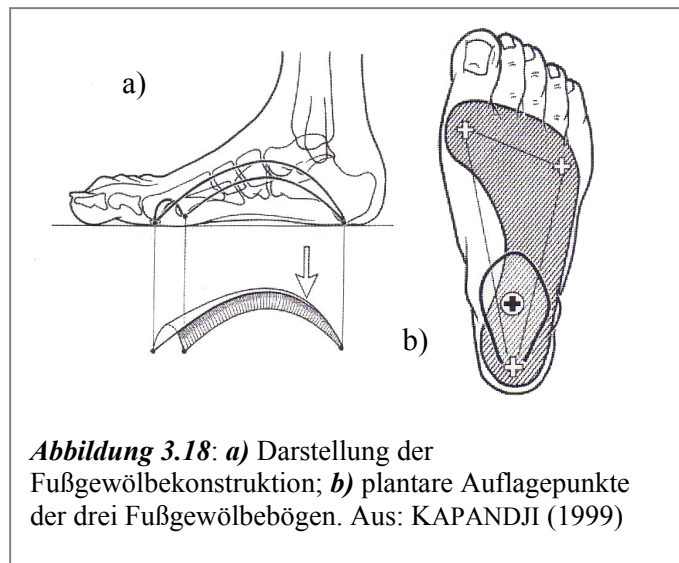


Abbildung 3.18: a) Darstellung der Fußgewölbekonstruktion; b) plantare Auflagepunkte der drei Fußgewölbebögen. Aus: KAPANDJI (1999)

vorderem Stützpunkt, dem *Os cuboideum* und die *Proc. medialis et lateralis tuberi* des *Calcaneus* als hinterem Stützpunkt. Der anteriore, quere Bogen, dessen Konkavität gering ausgeprägt ist, erstreckt sich vom Kopf des *Os metatarsale I* bis zum Kopf des fünften *Metatarsalstrahls*. Die Auflagepunkte aller drei Gewölbebögen liegen innerhalb der plantaren Kontaktfläche (siehe Abb. 3.18b). Jeder Punkt wird von zwei Bögen erreicht, die mit ihren Stützpunkten auch die Auflagepunkte bilden [83].

KAPANDJI beschreibt die Verteilung der Körperlast und die Veränderung Fußwölbung bei statischer Belastung wie folgt: Die wirkende Gewichtskraft wird vom Unterschenkel über das obere Sprunggelenk auf den Rückfuß übertragen. Vom *Talus* ausgehend verteilt sich die Last auf die beschriebenen Stützpunkte (siehe Abb. 3.18a & b). D.h. vom Talushals ausgehend werden zum einen über den medialen Längsbogen die Sesambeine am Köpfchen des ersten Metatarsalstrahls belastet und zum anderen über *Sustentaculum tali* und den lateralen Längsbogen das Köpfchen von *Os metatarsale V*. Die anteilige Lastaufnahme durch den posterioren Auflagepunkt am *Corpus calcani* verläuft über *Corpus tali* und die *Articulatio subtalaris*, so dass mediales und laterales Längsgewölbe gemeinsam den bereits beschriebenen hinteren Stützpfiler bilden.

Daraus wird deutlich, dass die anatomischen Auflagepunkte die Koordinaten für das „Kraftzentrum“ des plantaren Drucks CFP (*Center of Foot Pressure* nach THOMAS & WHITNEY [164]) bilden. Bei langsamen Körperschwankungen entsprechen die Änderungen des CFP (Kraftauflagerreaktionen) in etwa den Schwankungen des Körperschwerpunktes, mit zunehmender Frequenz sind sie jedoch nicht mehr mit diesen korreliert [71].

Die angeführten Aussagen zu den funktionell-anatomisch, biomechanischen Verhältnissen der Sprunggelenke und Gewölbekonstruktion entsprechen dem biomechanischen Ideal. Pathologische Veränderungen, wie bspw. verstärkte Abflachung oder Akzentuierungen der Wölbungen oder auch Gefügestörungen der Bögen, können die Funktion des Fußes und dadurch auch die posturalen Messergebnisse beeinträchtigen [83].

Häufig sind Insuffizienzen und Kontrakturen von Muskeln des Fußes Ursache für Gleichgewichtsstörungen der Fußstatik, in Folge derer Deformitäten auftreten [83,192]. Die Deformitäten, wie z.B. *Pes calcaneus*, *Pes equino*, *Pes adductus*, *Pes planus*, *Pes transversus*, ihrerseits beeinträchtigen die Aktivierungsmuster der Muskulatur für die nach HORAK und NASHNER [68] beschriebene posturale „Ankle-Strategy“ der Standkorrektur nachteilig. Gleiches kann für hypomobile reversible Funktionsstörungen der Sprung- und Fußgelenke angenommen werden.

3.4.2 Charakterisierung der posturographischen Zeitreihen und nichtlinearer Zeitreihenanalysen

Die Erforschung wissenschaftlicher Fragestellungen und funktionell-kausaler Zusammenhänge bei denen die Messwerte einer oder mehrerer Variablen in Zeitabständen (Zeitreihen) erfasst werden, erfordern oft komplexe mathematische Analyseverfahren. Die enthaltene Fülle von Informationen kann häufig mit einfachen linearen Auswertemethoden nicht isoliert werden, sondern bedingt multiple Betrachtungsweisen und Auswertungssätze.

So genannte Zeitreihenanalysen finden fachübergreifend in humanwissenschaftlichen Forschungsfeldern, wirtschafts- und naturwissenschaftlichen (z.B. bei Klima- und Triebwerksimulationen) wie auch medizinischen Forschungsbereichen (Herzschlagarrhythmien) Anwendung [95,103,142]. Neben den Zeitreihenanalysen im Zeitbereich (time domain) werden überwiegend auch Analysen im Frequenzbereich (frequency domain) eingesetzt. Im Gegensatz zu wirtschafts- und sozialwissenschaftlichen Ansätzen (Datenreihen über Monate bis Jahre) werden zur Erforschung naturwissenschaftlicher und medizinischer Phänomene oft verhältnismäßig kurze Messreihen (Sekunden bis Tage) datentechnisch erfasst, deren Variabilität durch komplexe, nicht unmittelbar offensichtliche Strukturen gekennzeichnet ist [11]. Um diese Phänomene mit einer ausreichenden Präzision zu beschreiben und zu analysieren, werden „moderne“ nichtlineare Parameter berechnet, die auf der Theorie der Nichtlinearen Dynamik basierend, nichtlineares (chaotisches) Verhalten selbst bei relativ kurzen Datenreihen gut erfassen [180].

Als evaluierter Ansatz sei hier die medizinische Herzfrequenz- und Blutdruck-Variabilitätsanalyse exemplarisch kurz erwähnt. Anhand dieser Daten erfolgt eine Risikostratifizierung für das Auffinden von prädisponierenden Faktoren lebensbedrohlicher Komplikationen, z.B. eines möglichen Myokardinfarktes oder weiterer pathogener Mechanismen auf Grund eingeschränkter Variabilität [45,176]. Ähnlich der Komplexität kardiologischer Messwerte, die Regulationsvorgänge und Veränderungen bei der vegetativen Steuerung durch Sympathikus und Parasympathikus widerspiegeln, weisen auch Zeitreihen der posturalen Balanceregulation chaotisches Verhalten auf [15].

In einer Reihe von wissenschaftlichen Studien wurde versucht, mittels einfacher mathematischer bzw. geometrischer Verfahren die Schwankungsparameter der gemessenen Gleichgewichtsregulation auszuwerten [3,23,79,116,118,188]. Dies erfolgte meist über die Berechnung der Schwankungsfläche des auf den Boden projizierten Massenschwerpunkts, dem Verlauf der plantaren Druckverteilung bzw. der errechneten Linienlänge sowie Frequenzanalysen. Die Standardabweichung der Schwankung um den arithmetischen Mittelwert ergibt einen Anhalt für die Amplitude der Schwankung. Diese Verfahren sind zur präzisen Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit jedoch nur bedingt tauglich, da die Ergebnisse meist interindividuelle Differenzen aufweisen. SCHERER postuliert, dass es für die Bestimmung der Schwankungsintensität, die der Kraftschwerpunkt beschreibt, keine mathematische Definition gibt [140]. Er schlussfolgert daraus, dass weder die Linienlänge und der Flächeninhalt die der KSP bei der Schwankung beschreibt, noch die Amplitude der plantaren Kraftauflagereaktion, als alleinige Parameter die Intensität der Schwankung – und damit die Qualität der Gleichgewichtsregulation – hinreichend genau beschreiben können.

In eigenen Pilottests wurde mittels einer Frequenzanalyse versucht, Unterschiede zwischen den Probanden herauszustellen. Dabei zeigte sich, dass eine sehr große individuelle Schwankungsbreite vorherrschte. Analysen von Flächeninhalten von zwei aufeinander folgenden Messungen differierten bis zu 50% (zu hohe Varianz und damit fehlende Reproduzierbarkeit des Parameters), die somit eine Beurteilung von „sensibleren“ Veränderungen als nicht sinnvoll erscheinen lassen. Des Weiteren zeigten sich bei linearen Analysen des Frequenzspektrums zwischen gesunden Probanden und Patienten die ein Schleudertrauma erlitten hatten, keine signifikanten Unterschiede. Innerhalb der Messungen waren zwar verschiedene Phasen (Spektralen), die eine unterschiedliche Aktivität aufwiesen, zu erkennen, diese variierten allerdings intraindividuell. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch HUFSCHMIDT & MAURITZ, die von großen intraindividuellen Varianzen der quantitativen Messwerte der Standregulation berichten [71]. CAVANAUGH et al. legen dar, dass gesundes posturales Balanceverhalten durch kleine,

nichtlinear verlaufende Amplituden gekennzeichnet ist, die der Körperschwerpunkt (KSP) bzw. der wandernde plantare Druckpunkt, der durch Bodenreaktionskräfte bei der Gleichgewichtsregulation hervorgerufen wird, beschreibt [15]. Gegensätzlich dazu ist eine gestörte Gleichgewichtsregulation durch große Amplitudenschwankungen und Kraftwirkungen gekennzeichnet, ebenso wie durch eine abnehmende Variabilität im Änderungsverhalten der Amplituden [15].

Einen weiteren Charakterisierungsaspekt der posturalen Zeitreihen bilden die Frequenzspektren der anterior-posterioren und latero-lateralen Schwankungen. Die sinnesphysiologischen Regelkreise von Propriozeption, Labyrinth und Auge, zeigen Unterschiede in der Registrierung von Schwankungsreizen unterschiedlicher Amplituden- und Frequenzspektren [71,111]. Dementsprechend weist auch die posturale Aktivität haltungsstabilisierender Muskelgruppen unterschiedliche Kraft- und Frequenzspektren auf. HUFSCHMIDT & MAURITZ konnten in einem Experiment zeigen, dass eine Reizüberflutung der Muskelspindeln durch hochfrequente Vibrationen von 50-150 Hz an den Muskelsehnen, zu einer selektiven Ausschaltung der Afferenzen bezüglich der posturalen Aktivität führt [71]. Kommt dann hinzu, dass die Augen in der Standposition geschlossen werden, kann auch eine Beteiligung des visuellen Systems an der Balanceregulation ausgeschlossen werden. Unter diesen Bedingungen berichten genannte Autoren von einer posturalen Aktivität mit einer Frequenz von ca. 1 Hz in anterior-posteriorer Richtung. Die Regulation der Balance geschieht in dieser Situation nur durch Labyrinthreflexe. Aus den Ausführungen im Kapitel 3.2 wird deutlich, dass die Reizschwelle der vestibulären Richtungs- und Beschleunigungsmessung sehr hoch ist. Zu dem ist die Latenz vestibulär induzierter Reflexe in den Beinen mit 200-300 ms sehr lang [71]. Folglich ist die Aktivität der Gleichgewichtskontrolle herabgesetzt. Eine sich ähnlich auswirkende Situation lässt sich bei gestörter Proprio- und Nozizeption der HWS-Muskulatur vermuten (siehe Kapitel 3.3). Auch hier könnte die Standregulation mit geschlossenen Augen (Ausschluss visueller Afferenzen) gestört sein.

Im Bogengangsystem werden Winkelbeschleunigungen oberhalb einer Frequenz von 0,05-0,1 Hz integriert. Lageänderungen, die für die Bogengänge unterschwellige Beschleunigungen hervorrufen, werden durch die *Otholiten* kontrolliert, die die Orientierung des Schwerkraftvektors zum Kopf unterhalb von 0,1 Hz messen. Der Arbeitsbereich des visuellen Systems liegt ebenfalls unter 1 Hz [71]. Die posturale Aktivität der *Ankle-* und *Hip-Strategy* basierend auf der Tiefensensibilität, wird im Fourier-Spektrum mit 2 bis 10 Hz angegeben, wobei der Aktivitätshöhepunkt in einem Frequenzband von ca. 3 Hz liegt [71,111].

4. Methodik

4.1 Die zur Untersuchung genutzte posturographische Messapparatur

Die technische Konzipierung, Entwicklung und Fertigung der verwendeten Messapparatur (siehe Abb. 4.1) erfolgte im Rahmen eines Kooperationsprojektes der Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen „Otto von Guericke“, e.V. (AiF) durch die Fa. INNOTECH Holztechnologien GmbH. Die Apparatur besteht aus einer 350 x 350 mm großen Standfläche, unter der zentriert ein Sechskomponenten-Kraft-Momenten-Sensor platziert ist, der die auftretenden Bodenreaktionskräfte und -momente in allen drei Raumrichtungen (6 Freiheitsgrade) registriert.

Entsprechend anthropologischen Vorgaben für Mittelwerte der Körperhöhe und -masse [34] wurden bei der Sensorentwicklung Messbereiche für die Gewichtskraft (F_z), für die Horizontalkräfte (F_x , F_y), für den Bereich der anterior-posterioren Drehmomente (M_x), für den

Tabelle 4.1: Messbereiche der Sensorelektronik

| Kräfte / Momente | Messbereiche |
|---------------------------------------|--------------|
| Gewichtskraft F_z | 1200 N |
| Horizontalkräfte F_x , F_y | ± 300 N |
| anterior-posteriore Drehmomente M_x | ± 20 Nm |
| latero-laterale Drehmomente M_y | ± 30 Nm |
| Rotationsmomente M_z | ± 7 Nm |

Bereich der latero-lateralen Drehmomente (M_y) und für die auftretenden Rotationsmomentenwirkungen (M_z) um die orthogonal zur Standfläche verlaufende Achse festgelegt (siehe Tabelle 4.1).

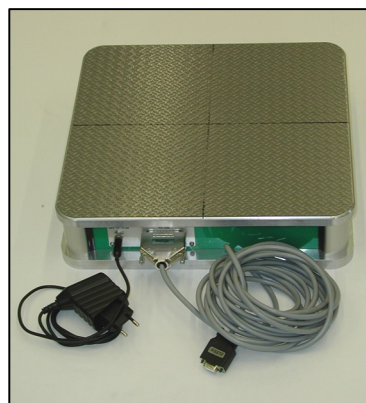
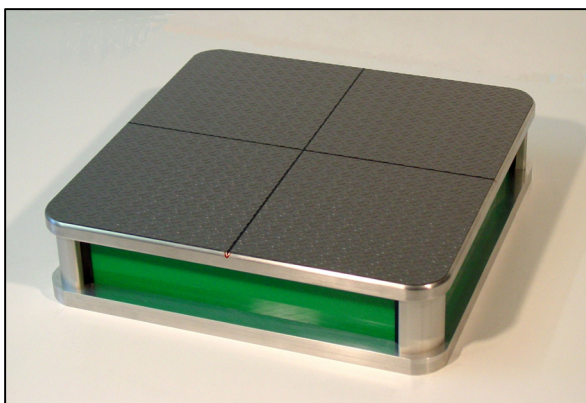


Abbildung 4.1
a) & b):
Posturographische
Messplattform mit
Kraftmomenten-
sensorik

Die Messgenauigkeit wird für die Kräfte mit $<0,05\%$ und für die Drehmomente mit $<0,035\%$ angegeben [75]. Ermittelt werden können sowohl die momentane Lage des Körperschwerpunktes als auch horizontal gerichtete Scherkräfte, wie sie bei aktiver Beschleunigung des Körpers an der Standfläche mit auftreten und Drehmomente in Vor-, Rück- und Seitwärtsneigung. Die gemessenen, registrierten und berechneten Messwerte werden von

einem an den Sensor angeschlossenen Computer in einer Tabelle abgelegt und können im Anschluss an die Messung graphisch dargestellt oder in weiteren Arbeitsschritten analysiert werden. Eine Beschreibung der innovativen messtechnischen Anforderungen an die Sensortechnik ist in der Anlage Nr. 1 dargelegt. Weitere Ausführungen dazu finden sich in folgender Literatur [75,161].

4.2 Aufnahme und Berechnung der Rohmessdatenreihen

Die Messungen wurden mit einer Frequenz (Abtastrate) von 92,6 Hz durchgeführt, was einem Abstand zwischen den Messzeitpunkten von ca. 10,8 ms entspricht. HORAK und NASHNER [68] geben die absoluten Latenzzeiten zur neuromuskulären Aktivierung stereotyper Muster von Fuß- und ventraler sowie dorsaler Unterschenkelmuskulatur zur Gleichgewichtsregulierung mit 73 bis 110 ms und die Aktivierung von dorsaler sowie ventraler Hüft- und Rumpfmuskulatur mit 132 ± 22 ms an. Somit reicht eine Frequenz von annähernd 100 Hz aus, um jede auftretende plantare Druckvariation, hervorgerufen durch die reflektorische Aktivierung der posturalen Programme bei Schwankungen des Körpers während der Messung eines Probanden zu registrieren.

Zur quantitativen Auswertung der gemessenen Daten diente eine eigens dafür entwickelte Software, die über einen Rechner die gemessenen Kräfte und berechneten Drehmomente erfasst. Die Grundlage der Auswertungsparameter bildete die Berechnung der Summe der Differenzen der einzelnen resultierenden Vektoren (siehe nachstehende Formel) der anterior-posterioren sowie latero-lateralen Momentenwirkungen, die durch die Gewichtskraft normiert wurden (siehe Abb. 4.2).

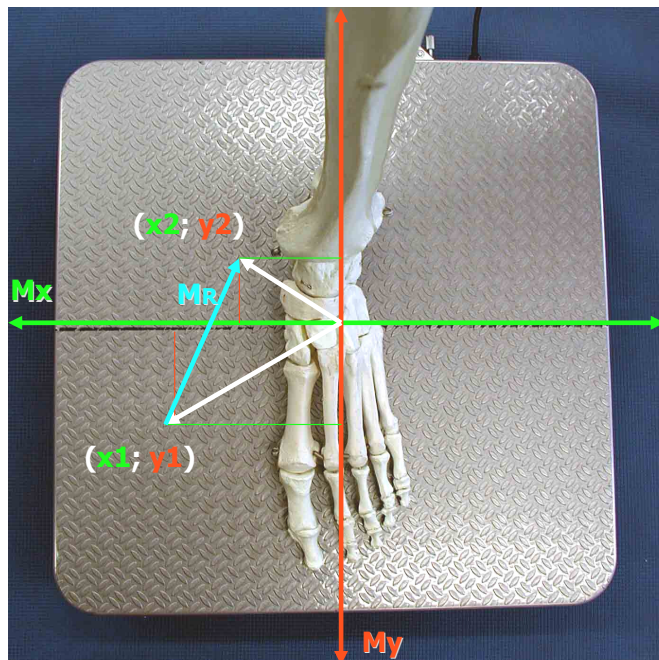


Abbildung 4.2: vektoriell dargestellte Differenz der – durch die dynamische Balance auftretenden – Momentenresultierenden M_R

$$MR_i = \sqrt{(Mx_i - Mx_{i-1})^2 + (My_i - My_{i-1})^2} \cdot \frac{(1000)}{Fz_i} \quad i=2,\dots,n$$

Die axiale Torsion blieb hierbei unberücksichtigt. Stellt man dieses Ergebnis graphisch dar, so erhält man eine Zeitreihe, die die Größe der Amplitudenänderungen der resultierenden Momente (M_R) in Millimeter über die Messzeit beschreibt (siehe Abb. 4.3). Anhand des Verlaufs der Momentenänderungen erfolgte dann eine nichtlineare Zeitreihenanalyse.

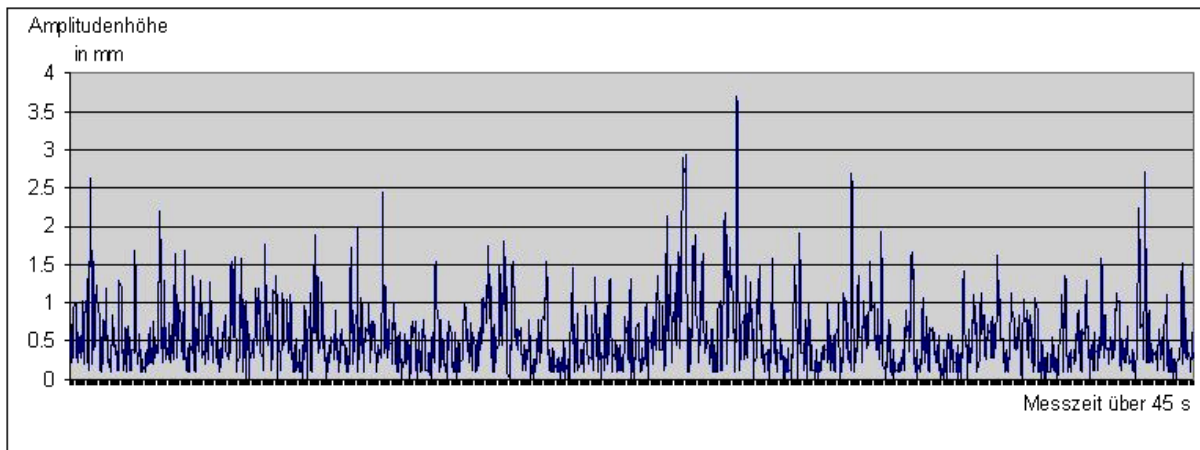


Abbildung 4.3: Zeitreihe der Differenzen der resultierenden Drehmomentenänderungen über die Messzeit

4.3 Untersuchungsdesign

4.3.1 Untersuchungsrahmen und Probandengruppen

Patientengruppe

Insgesamt wurden 85 Patienten (männlich: $n=26$, \bar{x} Alter $39,0 \pm 13,8$; weiblich: $n=59$, \bar{x} Alter $36,6 \pm 10,3$) mit cervicalen Distorsionsverletzungen untersucht. Der Zeitraum des

Tabelle 4.2: Anzahl der Probanden – differenziert nach Geschlecht – bei denen der Zeitraum „t“ zwischen Verletzung und Untersuchung weniger bzw. mehr als 12 Monate zurücklag

| Geschlecht | t ≤ 12 Monate | t > 12 Monate |
|------------|---------------|---------------|
| männl. | 12 | 14 |
| weibl. | 29 | 30 |

Verletzungshergangs bis zur Untersuchung variierte dabei von 4 Tagen bis zu 10 Jahren. So konnten sowohl akute Verletzungsmuster, als auch chronische Beschwerdebilder nach bereits länger zurückliegenden Distorsionsverletzungen erfasst werden. Unabhängig davon, ob

einige Probanden bereits unterschiedliche Interventionen bezüglich der HWS-Verletzung erhalten hatten, gaben alle Probanden Beschwerden im Bereich der HWS an. Die Altersstruktur der Patienten reichte dabei von der 2. bis zur 6. Dekade. Die Patientenakquisition erfolgte in

Zusammenarbeit mit ärztlichen Praxen und Therapiezentren mit orthopädisch traumatologischer bzw. chirurgischer Ausrichtung, wodurch auch eine Einteilung der Distorsionsverletzungen entsprechend der standardisierten und international gebräuchlichen Schweregradeinteilung (Stufe I-IV) der *Quebec-Task-Force* (QTF) [151] gewährleistet wurde. Die Aufteilung der Patienten nach Schweregrad der Verletzung ist der Tabelle 4.3 zu entnehmen.

Der Umstand, dass ein Teil der kooperierenden Ärzte auch als „D-Ärzte“ (Durchgangsärzte) fungiert, begünstigte die Akquisition von Traumapatienten der Halswirbelsäule kurz nach Unfallhergang, so dass auch verletzungsbedingte Akut-

Tabelle 4.3: Einteilung der Patienten nach Verletzungsstufe (QTF), differenziert nach Geschlecht

| Verletzungsstufe (Einteilung nach QTF) | Patienten gesamt | Anzahl männl. | Anzahl weibl. |
|---|---------------------|------------------|------------------|
| I | 11 | 4 | 7 |
| II | 52 | 18 | 34 |
| III | 20 | 4 | 16 |
| IV | 2 | 0 | 2 |
| Σ | 85 | 26 | 59 |

zustände untersucht werden konnten. Als limitierender Faktor wurde eine obere kalendarische Altersgrenze der Patienten von 60 Jahren festgelegt. In der Literatur finden sich Hinweise darauf, dass bei über 60-jährigen Probanden eine Vielzahl möglicher zusätzlicher Erkrankungen sowie auch Degenerationsprozesse der HWS die Messergebnisse beeinträchtigen können [9,169]. Damit lässt sich vermuten, dass die Zielstellung einer eindeutigen Klassifizierung der „schleudertraumaspezifischen“, pathognomonischen Schwankungsmuster ab diesem Alter möglicherweise nicht mehr gegeben ist.

Vergleichsgruppe

Neben den Patienten wurden in der eingangs beschriebenen Studie auch 478 beschwerdefreie Probanden (männlich n=241, Ø Alter 42,2 ±14,1; weiblich n=237, Ø Alter 42,9 ±14,8), die keine

Tabelle 4.4: Verteilung der Vergleichsgruppe nach Anzahl in den Dekaden, durchschnittlichem Alter und Geschlecht

| Geschlecht | Dekade | | | | | | | |
|-------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----|
| | 2. | 3. | 4. | 5. | 6. | 7. | 8. | 9. |
| männl. n = | 6 | 45 | 75 | 53 | 30 | 24 | 7 | 1 |
| Ø Alter ±SD | 19,0±1,3 | 25,5±2,7 | 35,5±3,0 | 45,5±2,9 | 55,8±3,1 | 64,1±2,9 | 75,1±1,9 | 86 |
| weibl. n = | 5 | 60 | 46 | 57 | 35 | 24 | 9 | 1 |
| Ø Alter ±SD | 19,4±0,9 | 25,8±2,6 | 36,2±2,7 | 45,3±2,7 | 55,2±3,0 | 64,6±2,9 | 75,4±3,6 | 81 |

Distorsionsverletzungen erlitten hatten, hinsichtlich spezieller motorischer und somatischer Parameter in Bezug auf ihre posturale Gleichgewichtsregulationsfähigkeit untersucht (siehe Tabelle 4.4). Von den dabei erhobenen Vergleichswerten sollten im Messergebnis die

Distorsionsverletzungen abgrenzbar sein. Um die Zuverlässigkeit der Aussagen über die Parametervergleiche beider Gruppen zu gewährleisten, qualifizierten sich für die Vergleichsgruppe nur Probanden, die in der Anamnese keine Beschwerden angaben sowie Ausführungen zu Beeinträchtigungen machten, die das Gleichgewichtsverhalten möglicherweise stören könnten. Das bedeutet sie wiesen keine bekannten akuten oder chronischen Erkrankungen bzw. Verletzungen im Bereich des gesamten Bewegungsapparates auf bzw. gaben auch keine internistischen Beeinträchtigungen wie beispielsweise Stoffwechselerkrankungen, Herz-Kreislauf Störungen etc. an. Deformitäten und reversible hypomobile Funktionsstörungen der Füße und Sprunggelenke wurden ausgeschlossen.

Um Vergleichswerte in allen Altersklassen untereinander zu erhalten, wurden Altersgruppen in der 2. bis 9. Dekade untersucht, für die entsprechende posturographische Werte erhoben wurden. Die Geschlechtstrukturierung sollte dabei homogen sein, um für Männer und Frauen gleichermaßen zuverlässige Daten zu erhalten.

weitere Ausschlusskriterien

Eine regelmäßige (tägliche bis mehrfach wöchentliche) Einnahme verschreibungspflichtiger Medikamente, vor allem von Medikamenten mit sedierender Wirkung, wurde in der anamnestischen Befragung berücksichtigt und in Vergleichs- wie auch Patientengruppe als Ausschlusskriterium formuliert. SCHERER [140] führt diesbezüglich an, dass alle Medikamente mit Sedationswirkung das Gleichgewichtsverhalten aggravierend beeinträchtigen. Daher wurde die Einnahme aller Medikamente gegen Reisekrankheit, aller Antihistaminika und deren Derivate, aller Psychopharmaka und Schlafmittel sowie vieler Schmerzmittel, besonders die barbiturathaltigen, als Ausschlusskriterium formuliert. Das traf auch für Medikamente zu, die in der klinischen Neurologie und Kardiologie zu Therapie Zwecken eingesetzt werden, wie z.B. β -Blocker, Koronartherapeutika oder Antikonvulsiva sowie hirndurchblutungsfördernde Medikamente, da ihre durchblutungsfördernde Wirkung die *cerebro-vestibuläre* Gleichgewichtsregulation unterstützt und Nystagmus-Beschwerden mindert [140,141].

Ebenso wurden die Probanden der Vergleichsgruppe wie auch der Patientengruppe, vor den Untersuchungen befragt, ob sie am Tage der Messung Alkohol konsumiert hatten.

4.3.2 Untersuchungsablauf und messtechnische Datenerfassung

Anamnese

Durch die Kooperation mit den praktizierenden Ärzten konnte die medizinische Diagnostik und Befunderhebung der spezifischen Verletzungsmuster gesichert werden. Mit Zustimmung der Patienten wurden im Zusammenhang mit der Verletzung relevante Befunde in einem Untersuchungsbogen (CSRF – *Clinical Study Report Form*) dokumentiert (siehe Anlagen Nr. 2). Die Weiterleitung der ärztlichen Befunde erfolgte unter der Prämisse, dass die Daten vertraulich behandelt und anonymisiert nur zu wissenschaftlichen Zwecken analysiert werden.

Vor Beginn der Untersuchungen wurden für die Probandengruppen Fragebögen erstellt (siehe Anlagen Nr. 2), die die Aufnahme und Dokumentierung der anamnestisch relevanten Daten erleichtern sollten. Dabei fanden – nach derzeitigem wissenschaftlichen Kenntnisstand – relevante Einflussgrößen für eine eventuelle Beeinträchtigung der Messergebnisse Beachtung [¹⁴³] (siehe oben).

Die Erstellung der CSRF's erleichterte in diesem Zusammenhang auch die Zusammenarbeit mit den behandelnden Ärzten. Somit konnte die Dokumentierung der Therapiemaßnahmen und der Diagnostik erfolgen, was letztlich zu einer Vereinfachung und Erleichterung der Datenauswertung führte. Weiterführende Hinweise von den kooperierenden ärztlichen Kollegen zur Ergänzung zusätzlich wichtiger anamnestischer sowie indikations- und therapiespezifischer Abfrage-Items konnten dadurch berücksichtigt werden und ergänzten die Datenerhebung.

Somatoskopische Beurteilung

Im unmittelbaren Vorfeld der Messungen erfolgte eine somatoskopische Beurteilung der Haltungskoordination sowie der statischen Gegebenheiten von Cranium und Pelvis. Diese manuelle Diagnostik erfolgte vor dem Hintergrund der im Kapitel 3.3.2 dargelegten Irritationsmöglichkeiten der Gleichgewichtsfähigkeit. D.h. um Beeinträchtigungen der Halswirbelsäule eindeutig von anderen Beschwerden des Bewegungsapparates über die Posturographie abgrenzen und klassifizieren zu können, war die klinische Erhebung dieser Kofaktoren zwingend. Ergebnisse vorangegangener Untersuchungen des Instituts für Sportmedizin und Prävention der Universität Potsdam zum Zusammenhang zwischen Gleichgewichtsfähigkeit und somatischen Parametern zeigen, dass statische Gelenk- und Knochenfehlstellungen an Becken und Cranium als mögliche Störfaktoren das posturale Balanceverhalten beeinträchtigen können [^{58,59}].

Zur Überprüfung der statischen Symmetrieverhältnisse wurden bei allen Probanden zwei orientierende manualtherapeutische Untersuchungen nach FRISCH [38] durchgeführt.

- Die visuelle und palpatorische Befundung begann im Bereich des Beckens. Zur Feststellung einer klinischen Auffälligkeit, bspw. eines Beckenschiefstandes und/oder einer Beckentorsion, gegenüber einem physiologischen Normalbefund ohne Auffälligkeiten, dienten die bilateralen Höhenvergleiche der gedachten Verbindungslinie zwischen den *Spinae iliacae posteriores superiores* (SIPS) (siehe Abb. 4.4a) und der *Spinae iliacae anteriores superiores* (SIAS). Die Vergleiche erfolgten im Stand, bei habitueller Grundhaltung mit hüftbreiter paralleler Fußstellung der Probanden.
- Die zweite manuelle Untersuchung umfasste die Beurteilung der Symmetrie des Craniums. In Rückenlage wurde bilateral der *Processus mastoideus* des *Os temporale* palpiert (siehe Abb. 4.4b), um die Symmetrieverhältnisse der Schädelknochen- bzw. die Achsenstellung der *Ossa temporalia* in der *sphenobasilären* Verbindung in frontaler und transversaler Ebene zu beurteilen.

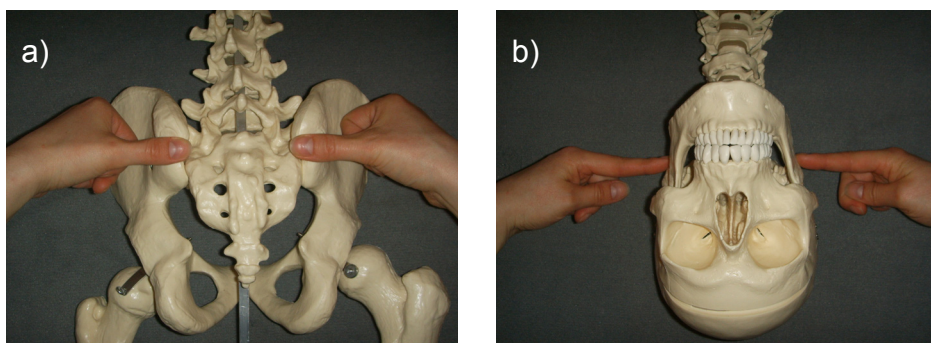


Abbildung 4.4: a) Palpation der *Spina iliaca posterior superior* beidseits;
b) Palpation des *Proc. mastoideus* beidseits;

Posturographische Balancemessung

Nach abgeschlossener Anamnese und somatoskopischer Beurteilung unterzogen sich die Probanden der posturalen Balancemessung. Über eine Dauer von 45 Sekunden pro Messung wurde zweimal beidbeinig stehend und dreimal jeweils rechts und links im Einbeinstand gemessen. Die Länge der Messdauer ergab sich aus der für die Auswertelgorithmen benötigten Anzahl an Informationen des Schwankungsverhaltens. Um reliable Messwiederholungen zu gewährleisten, wurde die Fußpositionierung der barfüßigen Probanden so vorgenommen, dass das *Os naviculare* über der horizontalen Mittellinie der Plattform und *Calcaneus* und *Metatarsale II* über der vertikalen Mittellinie lagen (analog Abb. 4.2). Die

Messungen begannen immer mit dem beidbeinigen Stand des Probanden. Danach erfolgten abwechselnd (rechts/links) die Einbeinstandmessungen, beginnend auf dem rechten Bein, unabhängig vom im Vorfeld bestimmten Präferenzbein, so dass zwischen den Messwiederholungen des gleichen Beines eine ca. einminütige Pause lag. Die Probanden hatten die Aufgabe, möglichst gerade und ruhig bei äquilibrierter Kopfhaltung (Blick gradeaus, Okklusionsebene und *aurikulonasale* Ebene – letztere definiert durch den oberen Rand des *Porus acusticus externus* und die *Spina nasalis anterior* – sind horizontal ausgerichtet) zu stehen [84], so dass die Messungen standardisiert durchgeführt werden konnten. Das unbelastete Bein sollte bei den Einbeinstandmessungen im Knie leicht flektiert werden. Bei den Messungen im beidbeinigen Stand hielten die Probanden ihre Augen geschlossen. Im Einbeinstand blieben die Augen bei neutralem Blickfeld (Blickfixierung auf einen Punkt im Raum war möglich) geöffnet und frei horizontal gradeaus gerichtet. Auf vergleichende Messungen im beidbeinigen Stand mit geöffneten Augen wurde verzichtet, da wissenschaftliche Untersuchungen belegen, dass der Informationsgewinn für die Beurteilung der posturalen Schwankung ohne „Wegnahme“ visueller Informationen nicht zu erwarten ist [175].

Die Messungen erfolgten in einem ruhigen und gut ausgeleuchteten Raum. Optische, auditive sowie taktile Ablenkungen wurden vermieden.

4.4 Datenbearbeitung, Zeitreihenanalysen und Methoden der Statistik

4.4.1 Parameterextraktion

Um die Daten der posturalen Schwankungen effektiv zu beschreiben und zu analysieren, kamen komplexe Methoden und Verfahren der nichtlinearen Dynamik – insbesondere Zeitreihenanalysen – Parameter der symbolischen Dynamik sowie Variabilitätsparameter zum Einsatz. Bei einer Zeitreihenanalyse handelt es sich um eine mathematisch-statistische Analyse einer zeitabhängigen Folge von Datenpunkten (Zeitreihe) – in der vorliegenden Arbeit von erfassten Kräften und Momenten – zur Eliminierung von seriellen Abhängigkeiten oder Trends in der Datenreihe. Einfache Parameter wie Mittelwerte können dadurch verlässlich geschätzt werden. Die symbolische Dynamik stellt einen Zweig der Theorie dynamischer Systeme, in dem Methoden der Formalen Sprachen – Grammatiktheorie, Automatentheorie, Komplexitätstheorie – und der Theorie Stochastischer Prozesse zur Anwendung kommen, dar. Nähere Erläuterungen sind in der Anlage Nr. 3 angeführt. Die angewandten Auswertalgorithmen für die

Zeitreihenanalysen sind von Methoden der Herzfrequenz-Variabilitätsanalysen abgeleitet worden [99,181].

Die Zeitreihenanalysen mit Methoden der nichtlinearen Dynamik wurden in enger Kooperation mit dem Institut für Physik der Universität Potsdam, Arbeitsbereich für nichtlineare Dynamik, realisiert ¹.

Die zum System gehörende Software berechnete aus der Verteilung und dem Verlauf der latero-lateralen sowie anterior-posterioren Drehmomente M_x und M_y (in Nm) die resultierenden Änderungen der Momente M_x und M_y (vgl. Kapitel 4.2). Die Momentenresultierenden M_R (in mm) repräsentieren die Aktivität des Fußes in beiden Freiheitsgraden. Stärkere Schwankungen, gleichzusetzen mit einer verstärkten Korrekturaktivität des Fußes führen zu größeren Differenzen der resultierenden Vektoren von M_x und M_y zwischen den Messzeitpunkten und analog umgekehrt. Anhand dieser errechneten Daten erfolgte eine Zeitreihenanalyse auf der Grundlage von linearen und nichtlinearen Variabilitätsmaßen. Letztere beschreiben sowohl statistische Merkmale wie Mittelwert, Standardabweichung und spektrale Komponenten der Zeitreihen als auch nichtlineare Korrelationen, welche mittels symbolischer Dynamik aus den Daten bestimmt werden [99,172-174,181].

Nichtlineare Datenaufbereitung

Die ein gutes Balancierverhalten auszeichnende ausgeprägte Variabilität [15] (als Zeichen für eine gute posturale Regulationsfähigkeit), weist eine Vielzahl sich überlagernder, kurz- und längerfristiger physiologischer Schwankungs-Fluktuationen auf. Diese, sofern sie in etwa periodisch sind, sind erst durch die Spektralanalyse zu separieren, um sie einzeln bewerten zu können. Auf diese Weise ist es möglich, zu Aussagen über den Zustand der neurophysiologischen Regulation und Modulation der posturalen Aktivität bzw. der Kausalität der Variabilität zu gelangen. Das hier eingesetzte Spektralschätzverfahren zur Berechnung der Leistungsdichtespektren der Amplitudenschwankungsvariabilität, das Periodogramm mit Hilfe der Fast Fourier Transformation (FFT), setzt eine äquidistante (in gleichen zeitlichen Abständen) abgetastete Signalfunktion voraus. Über die technisch vorgegebene Abtastrate von 92,6 Hz konnte die Äquidistanz der posturalen Zeitreihen gewährleistet werden.

Die posturographische Zeitreihe der „Rohdaten“ (noch nicht aufbereiteten Originaldaten) kann Amplituden aus Schwankungen enthalten, die nicht auf die direkte neuromuskuläre Regulation

¹ An dieser Stelle vielen Dank für die Kooperation mit dem AB für Nichtlineare Dynamik unter Leitung von Prof. Dr. Jürgen Kurths. Besonderer Dank gilt dabei auch Herrn Dr. Niels Wessel für die nichtlineare Berechnung der dieser Schrift zu Grunde liegenden Daten.

zurückzuführen sind. Solche Artefakte entstehen z.B. durch „Fuß-Absetzer“ bedingt durch plötzliche, ruckartige Schwankungen, bei denen der Proband das Gleichgewicht zu verlieren droht. Um diese Artefakte in den Analysen auszuschließen, erfolgte eine automatische Datenfilterung anhand eines von WESSEL et al. [181] entwickelten adaptiven Filteralgorithmus, der die Zeitreihe so wenig wie möglich verändert, jedoch Artefakte zuverlässig beseitigt (siehe Abb. 4.5).

Für jeden Amplitudenwert aus der Zeitreihe wird entschieden, ob er eine normale Schwankung oder ein Artefakt ist. Im Falle eines Artefakts wurde der Originalwert durch seinen entsprechenden Wert aus der binären gefilterten Zeitreihe ersetzt. Für die transformierte Reihe wurde im Folgenden der Begriff NN-Intervalle verwendet (**NN-Reihe** oder **NN-Intervall** = Differenz zweier aufeinanderfolgender Momentenresultierenden M_R). Nach der Filterung erfolgte eine Konvertierung der Originaldaten um den Faktor $(200 * \text{„Messwert“} + 800)$. Die Einheit von M_R in mm blieb auch nach der Transformation erhalten. Um die verwendeten nichtlinearen

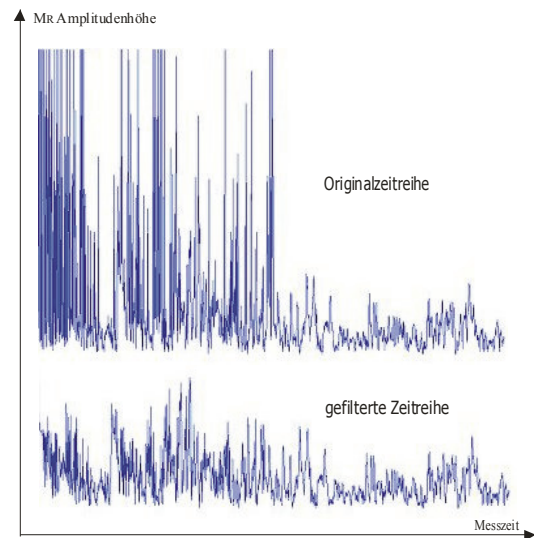


Abbildung 4.5: Filterung von Artefakten aus der Zeitreihe der resultierenden Momentenänderung M_R

Auswertelgorithmen nutzen zu können sowie Unterschiede in den Ergebnissen der analysierten Daten deutlicher herauszustellen, war diese Datenkonvertierung notwendig.

Zur Analyse der Schwankungsmuster wurden im Anschluss an die Spektralanalysen aus den Zeitreihen – durch eine von WESSEL [ebenda^{174,180,182}] entwickelte komplexe Rechenroutine (mathematische Algorithmen) – zunächst eine Vielzahl verschiedener, standardisierter Parameter des Zeitbereichs, des Frequenzbereichs und der nichtlinearen Dynamik berechnet. Diese unterteilen sich in *Langzeit-*, *Kurzzeit-* und *Stationäre-Epochen-Parameter* (siehe Tabelle 4.5). *Langzeit-Parameter* werden aus der gesamten Dauer der Messreihe errechnet. *Kurzzeit-Parameter* spiegeln kürzere Intervalle der Zeitreihe wider. Es handelt sich dabei um Mittelwerte oder Standardabweichungen von Werten, die über Abschnitte von einigen Millisekunden bis mehreren Sekunden berechnet wurden. Um die Schwankungen in Phasen zu beurteilen, in der möglichst wenige Einflüsse auf die Gleichgewichtsregulierung einwirken, d.h. wenig neurophysiologische „Korrekturregulation“ abläuft, wurden aus den beschriebenen Signalen der Zeitreihen weitere Parameter extrahiert, die Zeitspannen (verschieden lange Epochen von 0,5

bis 5 Sekunden Länge) beschreiben, in denen die Amplituden der Differenzen der Momentenresultierenden M_R relativ gering ausgeprägt waren. Diese Epochen wurden als stationär modelliert, d.h. die Probanden schwanken in diesen Zeitspannen nur minimal. Nach Parameterextraktion konnten die *Kurzzeit-* und *Stationäre-Epochen-Parameter* als am besten geeignet verifiziert werden.

Die Bedeutung der wichtigsten nichtlinear berechneten Parameter, anhand derer im Weiteren Auswerteverlauf die Gruppentrennbarkeit erfolgte, wird im Folgenden kurz erläutert:

Der Parameter „**meanNN**“ – der Mittelwert der gefilterten Zeitreihe (NN-Reihe) – misst die mittlere Längendifferenz zwischen zwei resultierenden Drehmomenten. Die „**Standardabweichung für die NN-Reihe**“ (**SD**) ist ein Maß für die generelle Dynamik über die gesamte Messzeit. Der „**Dreiecksindex des Histogramms**“ (Quotient aus der Gesamtanzahl der NN-Intervalle und der Höhe der Verteilung) ist ein weiteres Variabilitätsmaß. Der Anteil von Amplitudenschwankungen von mehr als 5 Zehntelmillimeter wird durch „**pNN50**“ erfasst. „**RMSSD**“ (*Root Mean Square of Successive Differences*) ist die Wurzel aus der Summe der Quadrate der NN-Differenzen. Die Parameter „**shannon**“ (*Shannon-Entropie*) und „**renyi025**“ (*Renyi-Entropiemaß 0,25er Ordnung*) sind Entropiemaße, bei denen es sich um Maße der Unsicherheit bzw. Unordnung einer Verteilung handelt. Sie quantifizieren ihre Form. Bei den Parametern der symbolischen Dynamik, welche die Zeitabschnitte zwischen größeren Amplitudenschwankungen charakterisieren, widerspiegeln sie die dynamische Variabilität [15]. Sie bewerten die Komplexität der Verteilung der NN-Intervalle, d.h. der Abstände zwischen zwei resultierenden Drehmomentenänderungen. Wenn eine Gleichverteilung aller Werte in der Zeitreihe (geringe Organisation und „chaotischer Zustand“) vorliegt, ist die Entropie maximal. Mit zunehmender Strukturierung – z.B. einer Schwankung um einen oder mehrere „Arbeitspunkte“ (Messwerte) – verringert sich die Entropie. Bei einer konstanten Folge, wie sie bei einer hohen Organisation (Linearität) und „Verschwinden des Chaos“ gegeben ist, ist die Entropie Null. Die Renyi-Entropie ist eine Verallgemeinerung der Shannon-Entropie (Definition siehe Anlage Nr. 3). Sie hat einen freien Parameter (Ordnung der Entropie), der bei „**RENYI025**“ gleich 0.25 gesetzt ist. D.h. die Shannon-Entropie wird zum Grenzfall der Renyi-Entropie, wenn die Ordnung gegen 1 konvergiert. Ordnungen größer 1 bewerten eher die Struktur der häufigeren Ereignisse, Ordnungen kleiner 1 die Struktur der seltenen Werte.

Entsprechend den Ausführungen zu spektralen Änderungen der Kräfte und Momente im Schwankungsverhalten des menschlichen Körpers und abgeleitet aus dem Spektralschätzverfahren der *Fast Fourier Transformation* (FFT), wurden nachfolgend aufgeführte Indizes

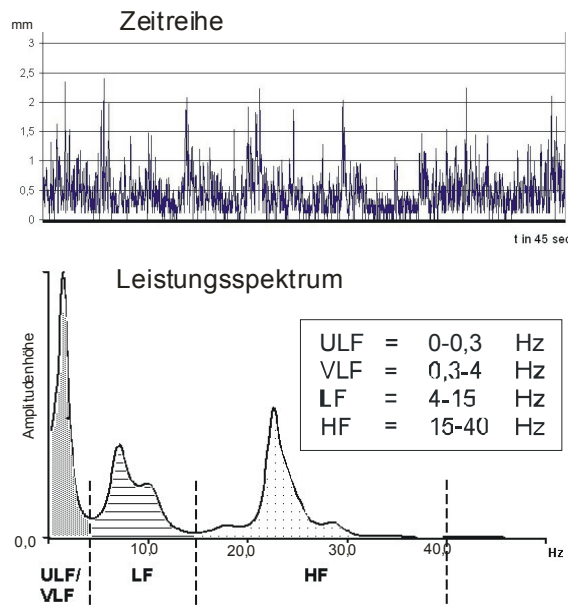


Abbildung 4.6: Aus dem Verlauf der posturalen Zeitreihe abgeleitete Parameter des Leistungsspektrums

zur Klassifizierung der Schwankungen im Frequenzbereich berechnet. Um mögliche physiologische und pathophysiologische Schwankungsmuster der Gleichgewichtsregulation erfassen zu können, wurden Parameter für nieder- und hochfrequente Bereiche mit Bezug zu posturalen Schwankungen klassifiziert (siehe Abb. 4.6). Die Parameter „**ULF**“ (*Ultra Low Frequency*) und „**VLF**“ (*Very Low Frequency*) (letzterer im unteren Wertebereich) widerspiegeln die muskuläre Haltungsstabilisierung vestibulär und visuell induzierter Regelkreise, die auf Kleinhirnebene moduliert werden (siehe Kapitel 3.4.2). „**VLF**“ ab einem Dichtespektrum von 1-2 Hz und „**LF**“ (*Low Frequency*) sind Maße für propriozeptive Steuerungseinflüsse der Haltungsstabilisierung. Um zu überprüfen, ob Frequenzen über 15 Hz bei der Charakterisierung anterior-posteriorer und latero-lateraler Schwankungen bei HWS-Störung eine Rolle spielen, bzw. die posturale Aktivität sich bei veränderter Proprio- und Nozizeption der HWS-Muskulatur auf höhere Frequenzbänder verlagert, wurde der Parameter „**HF**“ (*High Frequency*) klassifiziert.

Dabei können die einzelnen Komponenten auch zusammengefasst werden, so ergeben z.B. „**ULF+VLF+LF**“ die Variabilität im Bereich 0-15 Hz. Werden die Parameter normiert mit der „**Gesamtvariabilität P**“, so ergeben sie ein relatives Maß für den Anteil einer bestimmten Komponente an der Gesamtvariabilität. Als Indikatoren für ein optimales Verhältnis von Erregung und Hemmung der haltungsstabilisierenden Muskelgruppen sind die Parameter „**LF/HF**“ und „**LFn**“ wichtig. „**LF/HF**“ ist ein Indikator für das Verhältnis von „**LF**“ zu „**HF**“. Ein hoher Wert ist Ausdruck eines Zustandes mit vermehrter muskulärer Aktivität. „**LFn**“ = „**LF/(LF+HF)**“, entspricht „**LF/HF**“ im Wesentlichen, hat aber andere Verteilungseigenschaften.

Indizes für die Frequenzspektren:

| | | |
|----------------|---|--------------------------------|
| „ ULF “ | Fläche unter dem Leistungsdichtespektrum von 0 - 0,3 Hz | (<i>ultra-low frequency</i>) |
| „ VLF “ | Fläche unter dem Leistungsdichtespektrum von 0,3 - 4 Hz | (<i>very low frequency</i>) |
| „ LF “ | Fläche unter dem Leistungsdichtespektrum von 4 - 15 Hz | (<i>low frequency</i>) |
| „ HF “ | Fläche unter dem Leistungsdichtespektrum von 15 - 40 Hz | (<i>high frequency</i>). |

Die nichtlinearen Parameter „*slope1/f*“ und „*cross1/f*“ sind Indizes für die Fourier-Spektralschätzung (Beschreibung siehe [180,181]). Der Parameter „*NONNTIME*“ ist ein relatives Maß für die Summe der Zeitskalen mit großen, plötzlichen Amplitudenschwankungen. Der Parameter liefert damit auch Aussagen zur Häufigkeit des Filtereinsatzes bei Artefakten in der Zeitreihe.

Mit Methoden der nichtlinearen Dynamik wurden weitere Balance-Parameter abgeleitet, die komplexe Vorgänge und ihre neurologischen Wechselbeziehungen beschreiben. Insbesondere durch die symbolische Dynamik kann die Analyse der zeitlichen Dynamik in den posturalen Schwankungen realisiert werden. Die Reihe der Differenzen der Momentenresultierenden wurde dazu in eine Folge von Symbolen umgeformt.

Sei „*ID*“ die Differenz zweier aufeinander folgender Drehmomentenresultierender, „ μ “ der Mittelwert der Zeitreihe und „*a*“ ein gegebener Schwellwert ($a=0.05$), dann hat sich folgende Transformation der Folge der Intervall-Differenzen bewährt [180,181]:

Wenn $(ID > \mu)$ und $(ID < (1+a) \mu)$, \rightarrow Symbol '0',

wenn $(ID \geq (1+a) \mu)$, \rightarrow Symbol '1'.

Wenn $(ID < \mu)$ und $(ID > (1-a) \mu)$, \rightarrow Symbol '2',

wenn $(ID \leq (1-a) \mu)$, \rightarrow das Symbol '3'.

Aus dieser Symbolfolge kann eine Wortfolge abgeleitet werden, wobei ein Wort aus 3 aufeinander folgenden Symbolen des Alphabets 0, 1, 2, 3 besteht. Insgesamt erhält man 64 verschiedene Worttypen (ein Wort besteht aus 3 Symbolen, die Symbole können 4 verschiedene Zustände annehmen). Man kann auch mehr Symbole und längere Wortfolgen benutzen, muss aber beachten, dass die Anzahl der möglichen Worte nicht zu groß wird. Die Häufigkeiten des Auftretens der einzelnen Wörter in der Wortfolge ergeben ein Histogramm der Wörter (empirische Wortverteilung), das die Struktur der Dynamik beschreibt. Aus dem Vergleich der Wortverteilungen „*HWS-Ungestörter*“ und „*HWS-Gestörter*“ können Unterschiede erkennbar sein (siehe Abb. 4.7).

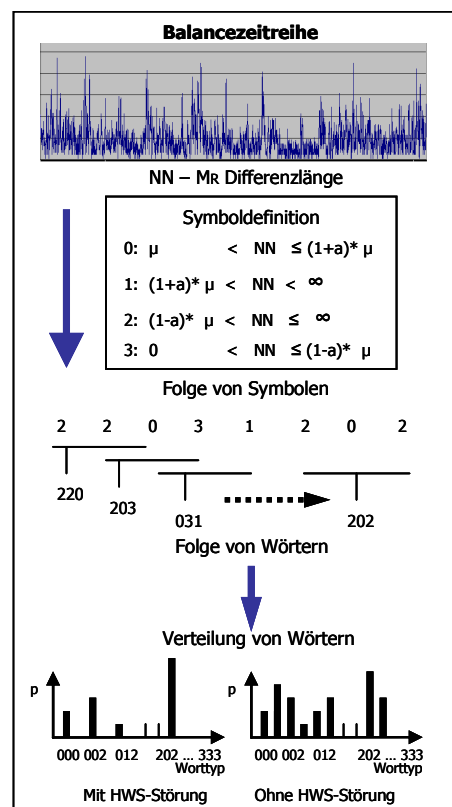


Abbildung 4.7: Methodik der symbolischen Dynamik

Zur Quantifizierung der Unterschiede benutzt man geeignete Maße (Häufigkeiten, Entropien oder Strukturmaße). „**FWSHANNON**“ – die Shannon-Entropie, „**FWRENYI025**“ – die Renyi-Entropie der Ordnung 0,25, „**SEAR**“ – Shannon-Entropie basierend auf einem normalisierten autoregressiven Spektrum und die Zahl der selten aufgetretenen Wörter („**FORBWORD**“, Häufigkeit <0.001) sind verschiedene Maße für die Komplexität der Dynamik. Zusätzlich können spezielle Strukturen der Dynamik ausgewertet werden. Aus der Wortverteilung wurden zum Beispiel alle diejenigen Wörter extrahiert, die nur aus den Symbolen '1' und '3' bestehen. Der Parameter „**WPSUM13**“ ist definiert als relative Häufigkeit dieser Wörter im Verhältnis zur Gesamtanzahl vorkommender Wörter. Auf diese Weise ist er ein Maß für eine gesteigerte nichtlineare Dynamik. Gleichermaßen ist der Parameter „**WPSUM02**“ ein Maß für eine Dynamik mit einer gewissen Struktur (geringe Variation um den Mittelpunkt).

Das Besondere an der Herangehensweise der Methode der Symbolischen Dynamik ist die Betrachtung von kurzzeitigen Kopplungen. Damit kann intermittierendes Verhalten, d.h. zum Beispiel kurzzeitig hohe oder kurzzeitig niedrige Variabilität der posturalen Schwankungen erfasst werden.

Ein weiteres Kurzzeitverfahren der Symbolischen Dynamik beruht auf dem einfachen Alphabet {0, 1}. Das Symbol '0' wird für eine M_x und M_y Intervall-Differenz (NN-Differenz) kleiner als eine spezielle Grenze g (z.B. 5 (0,05 mm), 10 (0,1 mm), 20 (0,2 mm), 50 (0,5 mm), 100 (10 mm)) vergeben, während andernfalls das Symbol '1' zugeteilt wird. Wörter der Länge 6, die nur aus einem Symboltyp (entweder nur Symbol '0' oder nur '1') bestehen, sind Maße um intermittierendes Verhalten zwischen geringer und erhöhter posturaler Schwankungsbreite herauszufinden. Die Länge der Wörter ist von der Länge der Zeitreihe abhängig. Für längere Wörter als die der Länge 6 ist die Zeitreihe von 45 s zu kurz. Die relativen Anteile dieser Wörter sind mit den Parametern „**plvar5**“, „**plvar10**“, „**plvar20**“ (low variability - Worttyp '000000') und „**phvar20**“, „**phvar50**“ und „**phvar100**“ (high variability - Worttyp '111111') gegeben. Eine ausführliche Beschreibung der Parameter und des Konzepts der Symbolischen Dynamik findet man in KURTHS et al., VOSS et al., WESSEL et al. [^{99,172,173,180}].

Tabelle 4.5: Auflistung nichtlinear klassifizierter Parameter. *NN* bezeichnet ein Schwankungsintervall zweier resultierender Momente. *NN5* ist die Periodendauer *NN*, gemittelt über 5 Sekunden, *NNdiff* bezeichnet die Differenz zweier aufeinander folgender resultierender Momente. *TD* – time domain (Zeitbereich), *FD* – frequency domain (Frequenzbereich), *NLD* – nichtlineare Dynamik

| Nr. | Name | Zeitabschnitt und Domäne | Kurzbeschreibung | |
|-----|--------------|--------------------------|------------------|---|
| 1 | MEANNN | Langzeit | TD | mittlere Länge der Momentenresultierenden |
| 2 | SDNN | Langzeit | TD | Standardabweichung aller NN-Werte |
| 3 | SDANN5 | Langzeit | TD | Standardabweichung aller 5-Sekunden Mittelwerte von MR |
| 4 | RMSSD | Langzeit | TD | Wurzel der Summe der Quadrate aller NNdiff-Werte |
| 5 | PNN50 | Langzeit | TD | Entspricht dem Anteil der NNdiff-Werte > 5 Zehntel mm |
| 6 | SHANNON | Langzeit / Kurzzeit | TD | Shannon Entropie des Histogramms der NN-Werte |
| 7 | ULF | Langzeit | FD | Frequenzen unterhalb von 0,3 Hz |
| 8 | VLF | Langzeit | FD | Frequenzen zwischen 0,3 Hz - 4 Hz |
| 9 | LF | Langzeit | FD | Frequenzen zwischen 4 Hz - 15 Hz |
| 10 | HF | Langzeit | FD | Frequenzen 15 Hz - 40 Hz |
| 11 | PHVAR20 | Langzeit | NLD | Häufigkeit anhaltender Perioden mit NNdiff's über 2 Zehntel mm |
| 12 | SEAR | Langzeit | NLD | Renormierte Entropie |
| 13 | SNONNTIME | Stat. Epoche | NLD | Anzahl von Amplitudenausreißern in der stationären Epoche |
| 14 | RENYI025 | Kurzzeit | TD | Renyi-Entropie des Histogramms aller NN-Werte (ordnung 0,25) |
| 15 | VLF | Kurzzeit | FD | Frequenzen zwischen 0,3 Hz - 4 Hz |
| 16 | LF | Kurzzeit | FD | Frequenzen zwischen 4 Hz - 15 Hz |
| 17 | HF | Kurzzeit | FD | Frequenzen 15 Hz - 40 Hz |
| 18 | LF/HF | Kurzzeit | FD | Verhältnis von LF zu HF (low frequency to high frequency) |
| 19 | LF/P | Kurzzeit | FD | LF normiert auf die Gesamtvariabilität P |
| 20 | HF/P | Kurzzeit | FD | HF normiert auf die Gesamtvariabilität P |
| 21 | VLF/P | Kurzzeit | FD | VLF normiert auf die Gesamtvariabilität P |
| 22 | ULF+VLF+LF/P | Kurzzeit | FD | Frequenzanteil bis 15 Hz, normiert auf die Gesamtvariabilität P |
| 23 | LFN | Kurzzeit | FD | = LF/(LF+HF), d.h. Verhältnis von LF zu LF+HF |
| 24 | FWSHANNON | Kurzzeit | NLD | Komplexitätsmaß der Wortverteilung nach Shannon-Entropie |
| 25 | WPSUM02 | Kurzzeit | NLD | Anteil der Wörter, die das Pendeln um den Mittelwert reflektieren |
| 26 | WPSUM13 | Kurzzeit | NLD | Anteil der Wörter, die eine hohe Variabilität reflektieren |
| 27 | PLVAR10 | Kurzzeit | NLD | Häufigkeit längerer Perioden mit NNdiffs < 1 Zehntel mm |
| 28 | SEAR | Kurzzeit | NLD | Renormalisierte Entropie |
| 29 | LF/P | Kurzzeit | FD | LF normiert auf die Gesamtvariabilität P |
| 30 | FWRENYI025 | Kurzzeit | NLD | Komplexitätsmaß der Wortverteilung nach Renyi-Entropie |
| 31 | SMEANNN | Stat. Epoche | TD | mittlere Länge von MR in einer stationären Epoche |
| 32 | CROSS 1/F | Langzeit | NLD | Schnittpunkt der 1/f-Spektralschätzung mit der Ordinate |
| 33 | SLOPE 1/F | Langzeit | NLD | Anstieg der 1/f-Spektralschätzung |
| 34 | FORBWORD | Langzeit | NLD | Anzahl verbotener Wörter in der Wortverteilung (mit p<0.001) |
| 35 | WSDAVR | Langzeit | NLD | Maß für hohe Variabilität |
| 36 | SXF | Stat. Epoche | FD | Erweitertes HF Band (>15Hz) in der stationären Epoche |
| 37 | NONNTIME | Langzeit | NLD | Summe der Zeitskalen mit hohen Amplitudenschwankungen |
| 38 | SYMBOLSUM | Langzeit | NLD | Parameter der Langzeit-Symbolischen Dynamik |
| 39 | UVLF | Kurzzeit | FD | Die Bänder ULF und VLF zusammengefasst |
| 40 | CVNN | Stat. Epoche | TD | Quotient aus SDNN und MEANNN |

Um die Amplitudenschwankungen in den stationären Epochen quantifizieren und qualifizieren zu können, wurden die oben beschriebenen Variablen nur für diese Zeitabschnitte berechnet. D.h. es wurde überprüft, welche nichtlinearen Parameter das Verhalten der Schwankungen in den Epochen mit minimaler Varianz der Amplitudenhöhe effektiv beschreiben. Z.B. ob bestimmte Leistungsspektren der Frequenzbänder in diesen signifikant häufiger vorkommen oder wie sich die „Wortverteilungen“ der Parameter der symbolischen Dynamik als Beurteilungskriterium der Varianz des Schwankungsverhaltens darstellen. In den nachfolgenden Ergebnisdarstellungen sind diese Parameter durch ein „**S**“ vor dem Variablennamen (z.B. „**SULF**“ für den Parameter *Ultra Low Frequency* des Leistungsspektrums, „**SRMSSD**“ für die Wurzel der Summe der Quadrate aller NNdiff-Werte, etc. ... in der stationären Epoche) gekennzeichnet.

4.4.2 Methoden der statistischen Auswertung

Die statistische Datenanalyse der Parameter für die Trennbarkeit der Gruppen wurde mit der schrittweisen Diskriminanzanalyse durchgeführt. Dieser schrittweise Ansatz wird vor allem empfohlen, wenn eine Auswahl aus sehr vielen Variablen, wie der hohen Anzahl hier klassifizierter Balanceparameter, zu treffen ist [32]. Ziel der Diskriminanzanalyse war es, ausgehend von den vorliegenden Merkmalen der Parameter, eine möglichst hohe Trennbarkeit der Gruppen zu erzielen. D.h. über die berechneten Balanceparameter sollten sich die Patienten mit Distorsionsverletzungen im Bereich der Halswirbelsäule von den „ungestörten“ Probanden der Vergleichsgruppe diskriminieren lassen. Dazu wurden für die Probanden zwei Gruppen (Gruppe 1 mit „HWS-Störung“, Gruppe 2 ohne „HWS-Störung“) gebildet.

Diskriminierung anhand der ersten Messreihe

In den Diskriminanzanalysen wurde nach der Messposition unterschieden, so dass die Ergebnisse der Messungen der beidbeinigen Standposition sowie der Einbeinstände rechts und links getrennt darstellbar sind. Da nicht von allen Probanden bei den Einbeinständen die gleiche Anzahl an Messreihen vorliegt (zum Teil keine oder nur eine Messwiederholung, statt der avisierten zwei), wurde für die schrittweise Diskriminanzanalyse jeweils nur die erste Messreihe betrachtet. Bei Einschluss aller Messreihen wäre keine eindeutige Zuordnung der Klassifizierungsergebnisse (Trennbarkeitsrate) zur eingeschlossenen Probandenanzahl möglich. Auf Grund gegebener Reliabilität der Messreihen kann die ausschließliche Betrachtung der ersten Messreihe in den Diskriminanzanalysen als zulässig angenommen werden.

Die Auswahl signifikanter Parameter, die in den Analysen zur Gruppentrennung betrachtet wurden, basiert auf einer unabhängigen Klassifizierung für die Messungen und Messwiederholungen jeder Standposition. D.h. nur anhand der Parameter die über die nichtparametrischen Tests in allen 3 Zeitreihen unabhängig voneinander signifikante Unterschiede ergaben, wurden die Diskriminanzanalysen gerechnet.

Diskriminate Validität und randomisierte Gruppenzuordnung

BORTZ, DÖRING führen in ihrer Abhandlung über wissenschaftliche Forschungs- und Evaluationsmethoden aus, dass schrittweise Analysemethoden gegenüber einer Erhöhung der Fehlerwahrscheinlichkeit (Testfehlerhäufigkeit, Irrtumswahrscheinlichkeit) nur unzureichend abgesichert sind [11]. Das bedeutet: Die in der Diskriminanzfunktion errechneten Gruppenunterschiede in Bezug auf die abhängigen Variablen (hier vorliegend die Parameter, die das Gleichgewichtsverhalten klassifizieren) gehen zwar mit hoher Wahrscheinlichkeit auf die unabhängige Variable (hier die Gruppenzuordnung HWS-Distorsion erlitten oder nicht) zurück, sind aber unter Umständen fehlerbehaftet. Die Gruppentrennbarkeit wäre in diesem Fall, auf Grund der Heterogenität der Grundgesamtheiten beider Gruppen, der Vielzahl berechneter Parameter und letztlich durch das „Trainieren“ der Daten beim multiplen Testen, zu optimistisch. Da bei einer nichtexperimentellen Versuchsanlage – wie auch hier vorliegend – die Untersuchungsergebnisse der Experimentalgruppe nicht anhand der Ergebnisse einer Kontrollgruppe überprüft werden können, muss eine Überprüfung der Validität der Ergebnisse mit Hilfe einer zweiten, unabhängigen Datenreihe bzw. Stichprobe (unabhängige Replikation der Untersuchung) erfolgen. Personenbezogene Störvariablen können so neutralisiert und die interne Validität erhöht werden [11,134]. Nichtexperimentelle Untersuchungen zeichnen sich zwar durch eine hohe externe Validität, jedoch durch eine geringe interne Validität aus [11].

Auf die vorliegenden Daten konkretisiert bedeutet das, dass Veränderungen in den abhängigen Balanceparametern möglicherweise nicht eindeutig auf den Einfluss der unabhängigen Variable (Gruppenzuordnung) zurückzuführen sind. Wird die Fehlerhäufigkeit auf Grund der Daten geschätzt, für die die Klassifikationsregel optimiert wurde, so wird der reale Fehler tendenziell unterschätzt [32]. Diesen Fehler nennt man auch Trainingsfehler (Resubstitutionsfehler), die benutzten Daten Trainingsdaten. Unverzerrte Schätzungen erhält man, wenn die Fehlerquote anhand eines neuen Datensatzes (Testdatensatz) ermittelt wird. In der vorliegenden Arbeit wurden deshalb die Daten in einen Trainingsdatensatz („Trainingsgruppe“) und einen Testdatensatz („Testgruppe“) geteilt. Üblich ist hier die zufällige Teilung in zwei gleich große

Teilmengen (50% zu 50%) oder auch einer 70% zu 30%-Teilung. Ein zu kleiner Trainingsdatensatz (< 50%) bewirkt, dass das Problem schlecht beschrieben und die daraus abgeleitete Klassifikationsregel ungünstig ist. Bei einem zu kleinen Testdatensatz (< 30%) ist die Varianz der Fehlerschätzung sehr groß [32]. Auf Grund dessen wurde daher eine 70% (Anzahl Trainingsdatensatz) zu 30%-Teilung (Anzahl Testdatensatz) verwendet. Ein diesbezüglich entstehender Nachteil resultiert aus der anfänglichen Implementierung dieser Schätzmethode, die zu einer Abhängigkeit des Ergebnisses von der Auswahl der Trainingsmenge führt.

Aus diesem Grunde und um dahingehende Fehler weitgehend auszuschließen bzw. die Stabilität dieser „Schätzung“ zu überprüfen, wurden die Daten kreuzvalidiert. Bei der verwendeten *Leave-One-Out Kreuzvalidierung* ergeben die bei den zufälligen Durchläufen der Datenmengen errechneten und anschließend gemittelten Einzelfehlerwerte die Gesamtfehlerrate. Dabei wird die Klassifikationsregel anhand aller Datensätze bis auf einen optimiert und hinterher der weggelassenen Datensatz klassifiziert. Die Prozedur wird für alle Datensätze wiederholt und die Fehlerrate durch die Zahl der auf diese Weise falsch klassifizierten Datensätze geschätzt (Kreuzvalidierung). Ein Vorteil der *Leave-One-Out Kreuzvalidierung* liegt darin, dass sie im Vergleich zum Trainingsfehler eine nahezu unverzerrte Schätzung liefert [32]. Da jedoch bei der *Leave-One-Out Kreuzvalidierung* keine Stratifizierung der zufälligen Datenzuordnung (Schichtungsmerkmale der Stichproben) möglich ist, liefert diese Methode unter Umständen Fehlerwerte, worin ein Nachteil dieser Methode besteht. Eine Schichtung der Stichprobenmerkmale würde eine präzisere Parameterschätzung innerhalb der Diskriminierung zulassen [11,134]. Um diesen möglichen Fehler ebenfalls zu minimieren, wurden 10 Datendurchläufe (10fach Kreuzvalidierung) mit randomisierten 70% („Trainingsgruppe“) der Gesamtdatenmenge der Patienten- und Vergleichsgruppe gestartet. Die 30% Testdatensatzmenge wurde zufällig aus den Kreuzvalidierungen ausgeschlossen. Für diesen Datenpool erfolgte keine Gruppentrennung, so dass diese Datenmenge als „Testgruppe“ für eine (anhand des 70%-Datenpools trainierten und validierten Variablen) „realistische Schätzung“ der Gruppendifferenz zur Verfügung stand. Anschließend wurde aus den gewonnenen 10 Klassifizierungsergebnissen der Analysen der Mittelwert gebildet.

Von den oben angeführten Parametern qualifizierten sich für die Diskriminanzanalysen nur die Parameter, die im Variablenselektionsverfahren signifikante Ergebnisse lieferten. Dazu wurden die gemessenen Zeitreihen für jede Messposition separat betrachtet. Mittels des nichtparametrischen U-Testverfahrens nach MANN WHITNEY wurden die Parameter validiert, die für jede Messung der jeweiligen Messposition sich signifikant von den Messreihen der

Vergleichsgruppe unterschieden. In weiteren Schritten wurde überprüft, ob ein einzelner klassifizierter Parameter oder die Kombination aus maximal 3 validierten Parametern die beste Trennbarkeit ergab. Anhand derer wurden dann die kreuzvalidierten Diskriminierungen gerechnet. Eine Limitierung auf maximal 3 Parameter erfolgte vor dem Hintergrund, dass eine im Verhältnis möglicherweise zu hohe Anzahl an signifikanten Variablen zu einer dazu relativ geringen Probandenzahl, zu optimistische Diskriminierungsraten liefern könnte.

Um abschließend zu überprüfen, ob die erzielten Diskriminierungsraten der kreuzvalidierten Diskriminierung nicht möglicherweise doch ein Multiplizitätsartefakt (zufällig signifikant durch multiples Testen) waren, wurde exemplarisch bei der Patientengruppe wie auch bei der Vergleichsgruppe die Gruppenzuordnung randomisiert vorgenommen (Ergebnis siehe Anlage Nr. 5). In die Diskriminierung flossen dabei die Parameter ein, die bei ursprünglicher Gruppenzugehörigkeit als signifikant klassifiziert werden konnten. Neben der Testung auf Signifikanz der Diskriminanzanalyse mittels WILK'S-Lambda erfolgte eine Testung der zu vergleichenden Diskriminierungsraten mit dem *CHI Quadrat Test of Equality of Proportions*. Bei fehlender Signifikanz in diesem Verfahren bestehen auch keine Unterschiede in den Proportionen beider Diskriminierungsraten.

Bezugnehmend auf die multiplen Testverfahren lässt sich damit sagen, dass durch die voneinander unabhängige Validierung der Parameter für jede gemessene Zeitreihe sowie der zusätzlich durchgeführten randomisierten Kreuzvalidierung in den Diskriminanzanalysen, eine zufällige Diskriminierungsrate auf Grund multivariater Testung nahezu ausgeschlossen werden kann.

Eliminierung von Störvariablen mit Einfluss auf die Diskriminierungsraten

Die wissenschaftliche Literaturlage gibt Aufschluss über zahlreiche Studien, die anhand linearer Analysen nachweisen, dass ein Zusammenhang zwischen dem Geschlecht sowie dem Alter und der posturalen Balanceregulation besteht [^{35,70,108,119,125}].

Auf Grund dieser Erkenntnisse bezogen sich die ersten Analysen auf statistische Rangtests ausgewählter Abhängigkeiten in der Vergleichsgruppe. Zur Anwendung kamen nicht-parametrische Tests, um zu überprüfen, ob sich eine Alters- und Geschlechtsabhängigkeit auch in den nichtlinear analysierten Balanceparametern widerspiegelt, anhand derer in den Variabilitätsanalysen unterschieden wird. Aus den dabei gewonnenen Erkenntnissen konnten Störvariablen – Einflussfaktoren sowie Abhängigkeiten, die das Gleichgewichtsverhalten

möglicherweise negativ oder positiv beeinflussen könnten – als Ausschlusskriterien für die Gruppendifferenzierungen formuliert werden. In folgenden Analysen können die als Ausschlusskriterien festgelegten Faktoren eliminiert werden, um so hinreichend reale Schätzungen der Trennbarkeit zu erzielen.

Zusätzlich wurde untersucht, ob sich weitere mögliche „Störvariablen“, z.B. gestörte statistische Symmetrieverhältnisse an Becken- und/oder Cranium, für eine Vergleichswertberechnung eliminieren lassen.

Statistische Tests

Die analytische Aufarbeitung der erhobenen und berechneten Parameter erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2002, die Durchführung der statistischen Berechnungen mit dem statistischen Datenanalyseprogramm SPSS 11.0.1 (SPSS Inc. Chicago Illinois). Als statistischer Test der Kreuzvalidierung wie auch in der schrittweisen Diskriminanzanalyse zur optimalen Gruppenklassifikation gegebener Merkmale, wurde WILK'S Lambda genutzt. Weiterhin wurden anhand des t-Tests die in der deskriptiven Statistik errechneten arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen der, bei der Kreuzvalidierung berücksichtigten metrischen, normalverteilten Parameter, in Kombination auf Signifikanz überprüft. Die Signifikanz der Parameter der nichtlinearen Dynamik wurde über die statistischen Testverfahren nach MANN-WHITNEY und WILCOXON überprüft. Die nichtparametrischen Tests unabhängiger Variablen mit dem H-Test nach KRUSKAL-WALLIS. Die Einschätzung der errechneten Testergebnisse wurde anhand der in der Statistik üblichen Signifikanzgrenze von $p < 0,05$ vorgenommen.

Die Überprüfung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den Balanceparametern bzw. zwischen Balanceparametern und anamnestischer Variablen, wurden für ordinalskalierte Daten die Korrelationen nach SPEARMAN und für metrische Variablen die Korrelationen nach PEARSON berechnet.

Tests auf Reliabilität der Datenreihen und Parameter

Aus den in Vortests mehrfach erhobenen Testreihen wurde die Anzahl der notwendigerweise durchzuführenden Messungen pro Proband ermittelt, um die Reproduzierbarkeit sowie die quantitative Grundlage für die nichtlinearen Auswertalgorithmen zu gewährleisten.

Um zu überprüfen, ob die Messwiederholungen in jeder der 3 untersuchten Standpositionen die notwendige Konstanz des gemessenen Schwankungsverhaltens aufweisen, wurden mit dem nichtparametrischen U-Test nach MANN WHITNEY Parameter klassifiziert, die diese Konstanz

wiederspiegeln. D.h. die Parameter, die bei diesem Testverfahren für jede Messreihe der jeweiligen Messposition unabhängig voneinander signifikante Ergebnisse lieferten, repräsentieren einerseits die interne Konsistenz des Messinstruments (Messwiederholungen können als parallele Messungen aufgefasst werden) und können andererseits auch als reliable Parameter für die schrittweisen Analysen angesehen werden.

4.4.3 Fallausschlüsse

In der Datenanalyse wurden nur Zeitreihen betrachtet, die über die gesamte Messzeit von 45 Sekunden Länge vollständig vorlagen. Um vorzeitige Messabbrüche auszuschließen, wurden alle Datensätze graphisch im Zeitreihendiagramm dargestellt und so auf Vollständigkeit überprüft. Dies betraf ausschließlich die Messungen der Einbeinstände. Nicht alle Probanden waren in der Lage, 45 Sekunden wiederholt auf einem Bein zu stehen bzw. vollführten derartige Schwankungen, die längere Absetzphasen des Fußes notwendig machten, um Stürze zu vermeiden. Vor allem bei den älteren Probanden liegen deshalb nicht von allen eine gleiche Anzahl an Messreihen vor. Eine Betrachtung zu kurzer Messreihen erfolgte in der analytischen Auswertung nicht, so dass nur Zeitreihen gleicher Länge miteinander verglichen wurden. Die Anzahl der Falleinschlüsse in den Diskriminanzanalysen können den Tabellen der Kapitel 5.3.2 bis 5.3.7 entnommen werden.

Aus dem Probandenpool der Vergleichsgruppe konnten insgesamt 5 Probanden wegen fehlerhafter Messungen nicht in der Analyse einbezogen werden.

Drei Schleudertraumapatienten waren nicht in der Lage auf einem Bein zu stehen, so dass nur die Messungen der beidbeinigen Standposition in den Analysen berücksichtigt werden konnten. Patienten die neben den Beschwerden im Bereich der HWS noch weitere Beeinträchtigungen, bspw. akute und/oder chronische Beschwerden an den Extremitätengelenken oder am thorakalen und lumbalen Wirbelsäulenabschnitt angaben, wurden ebenfalls nicht in der Analyse betrachtet, um keine „Verfälschung“ möglicher Unterschiede im Balanceverhalten zu erhalten. 25 Probanden der Patientengruppe wurden deshalb aus den Analysen ausgeschlossen.

5. Ergebnisse

5.1 Stationäre Epochen

Innerhalb der nichtlinear analysierten Zeitreihen beider Gruppen ließen sich stationäre Epochen erkennen, in denen die Amplituden der Differenzen der Resultierenden M_R relativ gering ausgeprägt waren. Die Amplitude der aufsummierten Vektoren der resultierenden Momentenwirkungen schwankte in einem Bereich von unter 0,5 mm nur leicht und überschritt einen Maximalwert von 0,5 mm nicht.

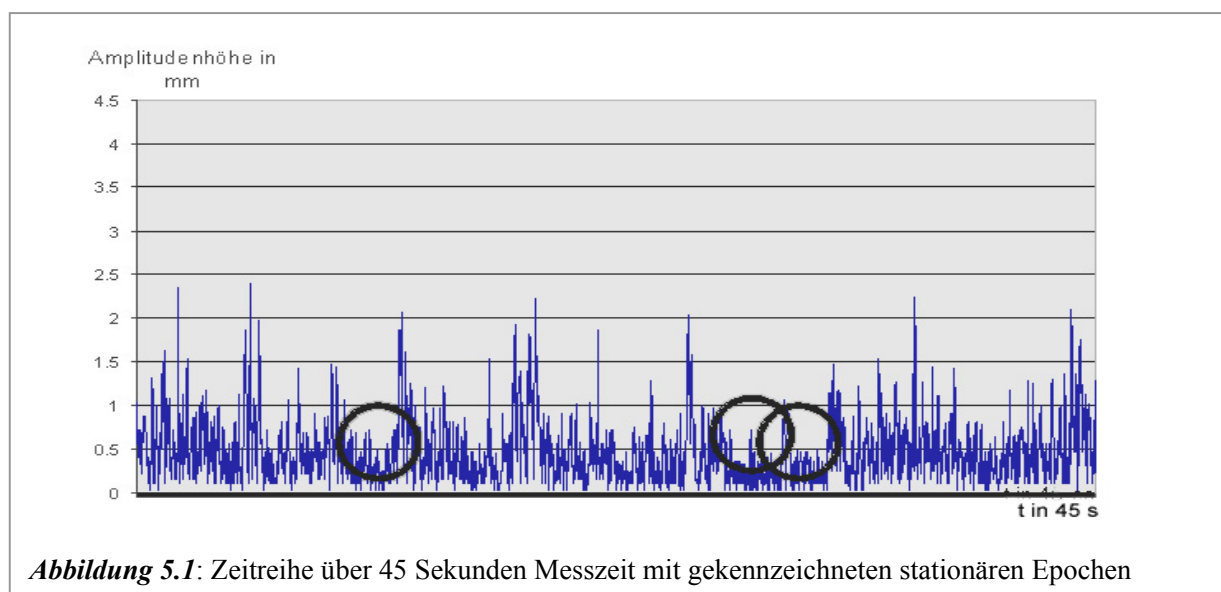


Abbildung 5.1: Zeitreihe über 45 Sekunden Messzeit mit gekennzeichneten stationären Epochen

Während der 45sekündigen Messung gab es also Zeitspannen, in denen die Probanden der Vergleichs- und Patientengruppe nur minimal schwankten und nur geringfügig eine plantare muskuläre Aktivität zur Gleichgewichtsregulierung zeigten. D.h. die Varianz der plantaren Druckpunktverlagerungen und daraus resultierend die Amplitudenhöhe während der Schwankungen in diesen Zeitspannen war gering.

Bei der Auswahl stationärer Phasen mit minimaler Varianz der Amplitudenschwankungen, d.h. mit einer relativ homogenen Amplitudenhöhe und wenigen Amplitudenmaxima und -minima, wurden mehrere Zeitspannen unterschiedlicher Länge untersucht. Dabei erwiesen sich Messphasen von 50 bis 500 Mess-Punkten Länge als günstig für die Trennbarkeit der Daten. Optimal war die Selektion der Phasen von 250 Werten (Mess-Punkten) Länge, was bei einer Aufnahmefrequenz von 92,6 Hz einem zeitlichen Abstand von ca. 2,7s entspricht. Statistisch ließen sich die Epochen vor allem in den beschriebenen Entropiemaßen sichern. In weiteren Analyseschritten bleibt zu überprüfen, ob sich durch die Klassifizierung spezifischer Parameter

Unterschiede oder mögliche Muster des Schwankungsverhaltens in den stationären Epochen zwischen der Probandengruppe mit erlittener HWS-Distorsion und der zum Vergleich dienenden Probandengruppe ohne Verletzung herausstellen lassen. D.h. ob und wie sich die Epochen unterscheiden.

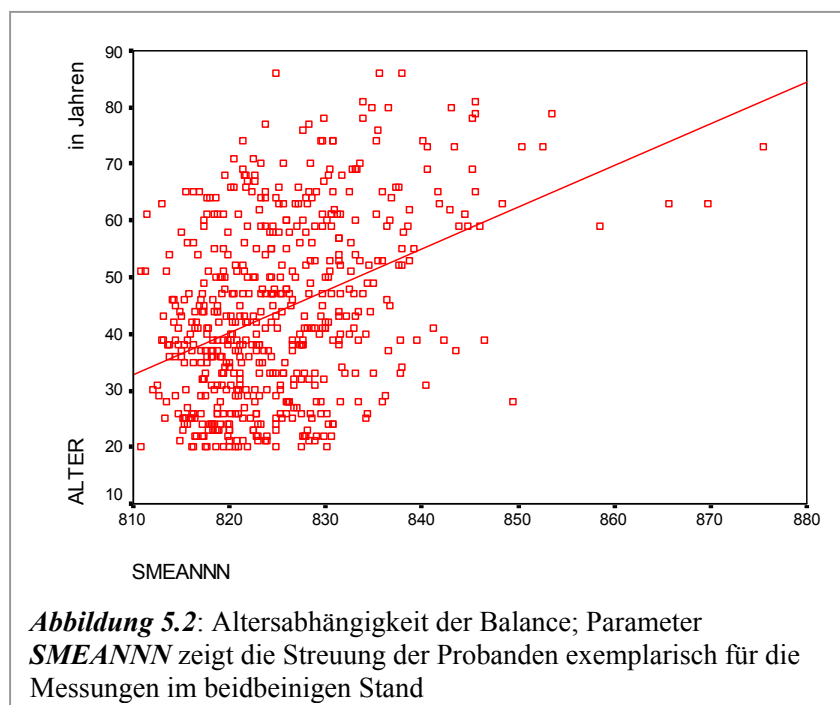
Außerhalb der Betrachtung dieser Phasen, wiesen die Zeitreihen in Relation zu den Schwankungswerten in den stationären Epochen höhere heterogene Amplitudenschwankungen auf. Eine Homogenität war hierbei nicht erkennbar. Die Maxima der Amplituden nahmen teilweise Extremwerte von $>4,5$ mm an.

Eine Analyse der Extremwerte hinsichtlich der Gruppentrennbarkeit zwischen Schleudertraumapatienten und der Vergleichsgruppe ergab keine statistisch gesicherten Parameter.

5.2 Abhängigkeiten des Balanceverhaltens

5.2.1 Altersabhängigkeit

Die Überprüfung einer möglichen Altersabhängigkeit innerhalb der Vergleichsgruppe ergab signifikante Unterschiede der Balanceparameter in allen drei Messpositionen (siehe Anlage Nr. 6). Die deutlichsten Unterschiede zeigten sich durch die Balanceparameter, die Merkmale der stationären Epochen beschreiben. Mit zunehmendem Alter lassen sich deutliche Unterschiede im Gleichgewichtsverhalten erkennen. Es konnte eine eindeutige Altersabhängigkeit im



Balancierverhalten ab der 6. Dekade ermittelt werden. Für die 3. bis 5. Dekade zeigten die Parameterwerte nur geringfügige Unterschiede, die nach dem angegebenen Signifikanzniveau nicht überzufällig waren. Der Parameter **SMEANN** ($p < 0,001$, $R^2 = 0,1588$), der den Mittelwert der Amplitudenhöhe innerhalb der stationären Epochen repräsentiert,

zeigt bei den über 60-jährigen Probanden eine erhöhte Streuung (siehe Abb. 5.2). Das bedeutet diese Probanden wiesen nur vereinzelt stationäre Epochen während der Gleichgewichtsregulation auf. Innerhalb der Zeitreihe gab es bei diesen Probanden nur wenige Phasen, in denen sie nur minimal (mit geringer Amplitudenhöhe) schwankten. Man kann daraus ableiten, dass die Probanden mit zunehmendem Lebensalter größere Schwankungen während der Gleichgewichtsregulierung vollführen. Aus dem Streudiagramm (Abb. 5.2) lässt sich entnehmen, dass es bereits zwischen dem 40. und 50. Lebensjahr diesbezüglich zu einer erhöhten Streuung kommt.

Bezüglich der Probandenauswahl der Schleudertraumaverletzungen, wurde die Altersgruppe der über 70-jährigen Probanden auf Grund der im Kapitel 4.3.1 genannten Gründe, ohnehin nicht berücksichtigt, so dass auch die Datenvergleiche in diesem Altersbereich keine Notwendigkeit darstellten.

Als weiteres Ergebnis konnte festgestellt werden, dass die Qualität der posturalen Balance-

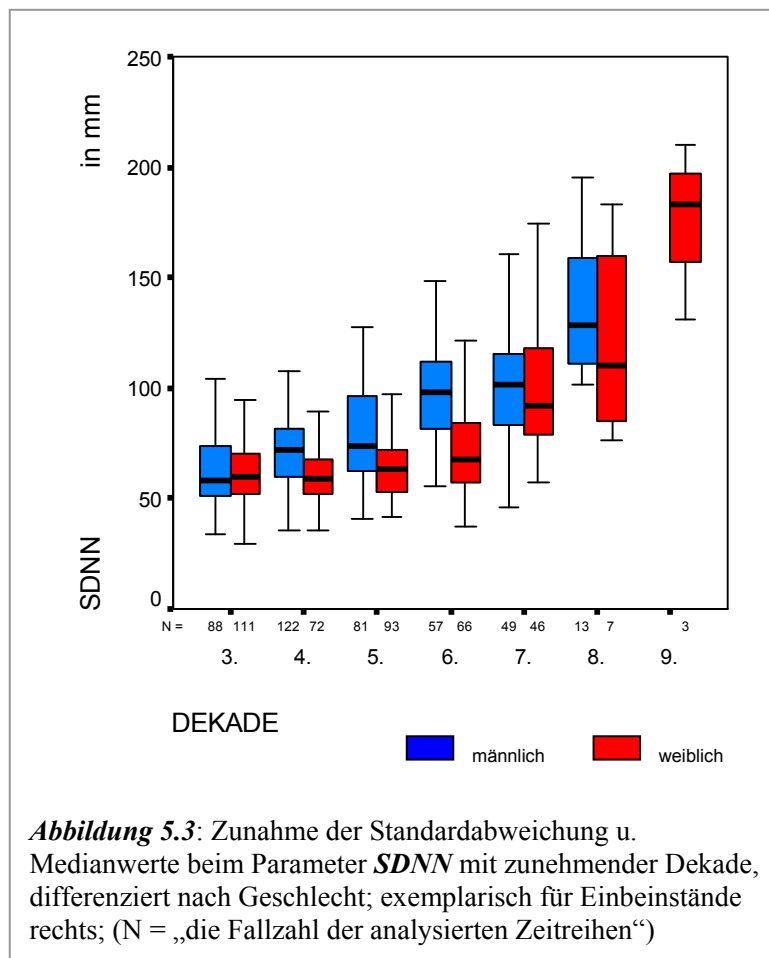


Abbildung 5.3: Zunahme der Standardabweichung u. Medianwerte beim Parameter *SDNN* mit zunehmender Dekade, differenziert nach Geschlecht; exemplarisch für Einbeinstände rechts; (N = „die Fallzahl der analysierten Zeitreihen“)

regulierung mit zunehmendem Alter (ab dem 60. Lebensjahr) schlechter wird. Dieser Umstand äußert sich in einer Zunahme des berechneten Parameters **SDNN**. In der Abbildung 5.3 ist die Zunahme der Standardabweichung und Mittelwerte der NN-Intervalle dargestellt. Je höher die Standardabweichung ist, desto höher sind die Schwankungen (repräsentiert durch größere Änderungen der Momentenresultierenden).

Vergleicht man in der Abbildung 5.3 beide Geschlechter miteinander, so zeigen sich ähnliche Medianwerte und Standardabweichungen bis zur 5. Dekade bei den Männern bzw.

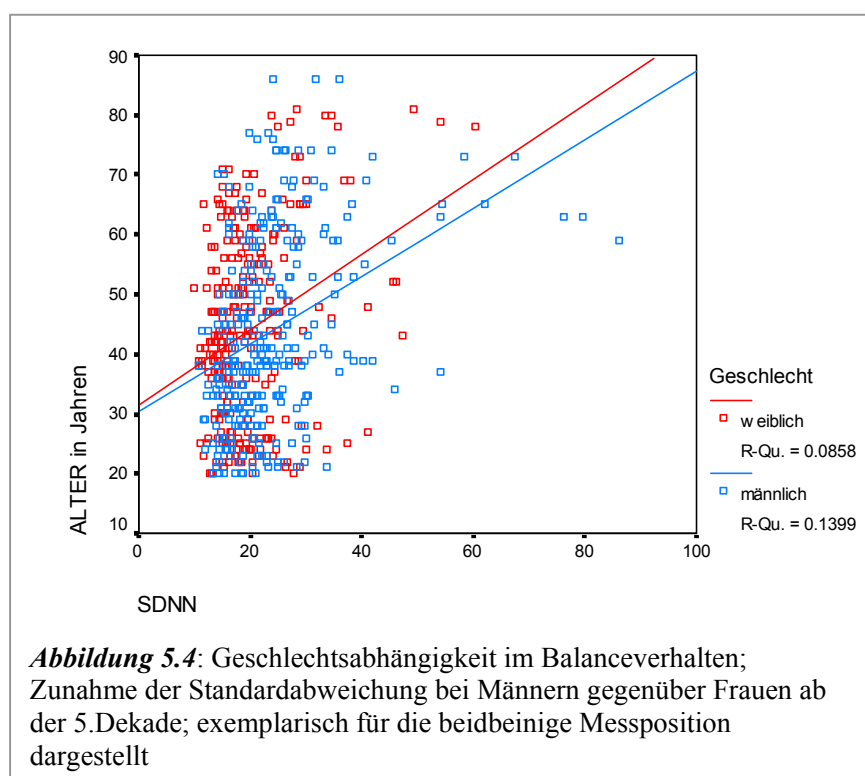
bis zur 6. Dekade bei den Frauen, bei einer verstärkten Zunahme ab der 6. bzw. 7. Dekade. Auf

Grund dieser Ergebnisse wurde in den Diskriminanzgruppen eine Altersunterteilung von über bzw. unter 40-jährigen Probanden vorgenommen.

5.2.2 Geschlechtsspezifische Unterschiede

Die Datenanalyse bezog sich weiterhin auf eine mögliche Differenzierung geschlechtsspezifischer Unterschiede im Balanceverhalten. Wie der Abbildung 5.3 zu entnehmen ist, zeigten sich in den Balancedaten auch geschlechtsspezifische Unterschiede, die mit zunehmendem Lebensalter ansteigen.

Innerhalb der Zeitreihen ließen sich anhand der analysierten Parameter geschlechtsspezifische Unterschiede erkennen. Die Unterschiede zwischen Männern und Frauen zeigten sich am deutlichsten bei den Messungen im beidbeinigen Stand mit geschlossenen Augen. Auch hier gibt es einen Bezug zum Alter. Je höher das Probandenalter, desto größer werden auch die geschlechtsspezifischen Unterschiede und desto größer wird die Trennschärfe durch die



Parameter zwischen männlich und weiblich. Das Entropiemaß **RENYI025** qualifizierte sich dabei als bestes Trennbarkeitsmaß. Die **Renyi-Entropie** gibt an, mit welcher Häufigkeit Extremwerte während der Schwankungen auftreten. Männer wiesen ab dem 50. Lebensjahr signifikant häufiger „Ausreißer“ in Richtung höherer Amplitudenänderungen während der

gemessenen Schwankungen auf. Dieses Verhalten lässt sich sowohl für den Einbeinstand, als auch für die Messungen im beidbeinigen Stand nachweisen. Die Abbildung 5.4 zeigt über den Parameter **SDNN**, dass die Variabilität der Standardabweichung bei beiden Geschlechtern im Alter zunimmt, jedoch ab dem 50. Lebensjahr bei den Männern signifikant ($p < 0,001$) höher liegt

als bei den Frauen. Die diesbezüglich berechnete Korrelation nach PEARSON lag für die Messposition beidbeiniger Stand bei einer Signifikanz von $p < 0,001$ und einem Korrelationswert von 0,35 bei einem geringen bis mittleren Zusammenhang, ist damit aber auf dem Niveau von 0,01 signifikant von Null verschieden. D.h. man kann auf eine geschlechtsspezifische Abhängigkeit im Balanceverhalten schließen. Signifikanzwerte und Korrelationswerte der übrigen Parameter in den Messpositionen sind in der Anlage Nr. 7 angeführt.

5.2.3 Abhängigkeit der Gleichgewichtsregulation von statischen Symmetrieverhältnissen

Um die Distorsionsverletzungen der HWS eindeutig klassifizieren zu können, wurden neben den beschriebenen anamnestischen Ausschlusskriterien auch die diagnostisch ermittelten möglichen Beeinträchtigungsfaktoren analytisch ausgeschlossen. In den Tabellen 5.1 bis 5.3 ist die Anzahl aufgetretener statischer Symmetriestörungen an den palperten Skelettanteilen von Becken und

Tabelle 5.1: Anzahl der Probanden der Vergleichsgruppe, die nur an den palperten Schädelknochen Symmetrieabweichungen aufwiesen; PRMF = Proc. mastoideus in Frontalebene; PRMT = Proc. mastoideus in Transversalebene

| Cranium: PRMF oder PRMT statisch auffällig | |
|---|------------|
| | Anzahl n = |
| männliche Probanden Alter ≤ 40 Jahre | 11 |
| weibliche Probanden Alter ≤ 40 Jahre | 8 |
| männliche Probanden Alter > 40 Jahre | 8 |
| weibliche Probanden Alter > 40 Jahre | 19 |
| Gesamt: | 46 |

Tabelle 5.2: Anzahl der Probanden der Vergleichsgruppe, die nur an den palperten Beckenknochen Symmetrieabweichungen aufwiesen; SIPS = Spina iliaca posterior superior; SIAS = Spina iliaca anterior superior

| Becken: SIPS oder SIAS statisch auffällig | |
|--|------------|
| | Anzahl n = |
| männliche Probanden Alter ≤ 40 Jahre | 19 |
| weibliche Probanden Alter ≤ 40 Jahre | 31 |
| männliche Probanden Alter > 40 Jahre | 22 |
| weibliche Probanden Alter > 40 Jahre | 28 |
| Gesamt: | 100 |

Cranium für die Probanden der Vergleichsgruppe dargestellt.

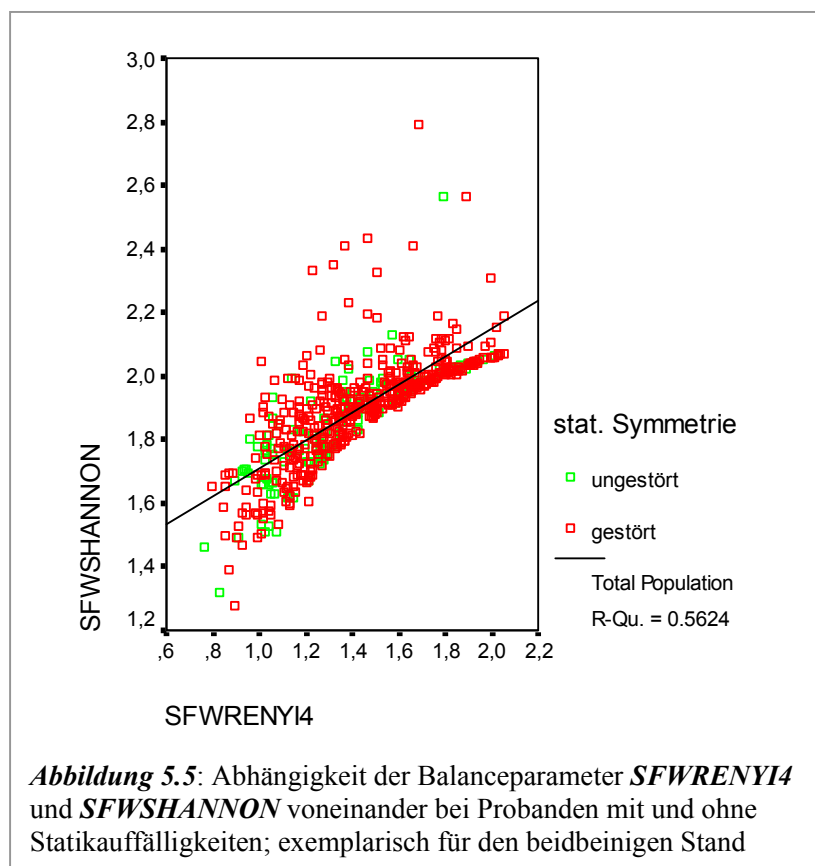
Table 5.3: Anzahl der Probanden der Vergleichsgruppe, die an Becken- u. Schädelknochen Symmetrieabweichungen aufwiesen; PRMF = Proc. mastoideus in Frontalebene; PRMT = Proc. mastoideus in Transversalebene; SIPS = Spina iliaca posterior superior; SIAS = Spina iliaca anterior superior;

| SIPS oder SIAS oder PRMF oder PRMT statisch auffällig | |
|---|------------|
| | Anzahl n = |
| männliche Probanden Alter ≤ 40 Jahre | 84 |
| weibliche Probanden Alter ≤ 40 Jahre | 91 |
| männliche Probanden Alter > 40 Jahre | 71 |
| weibliche Probanden Alter > 40 Jahre | 84 |
| Gesamt: | 330 |

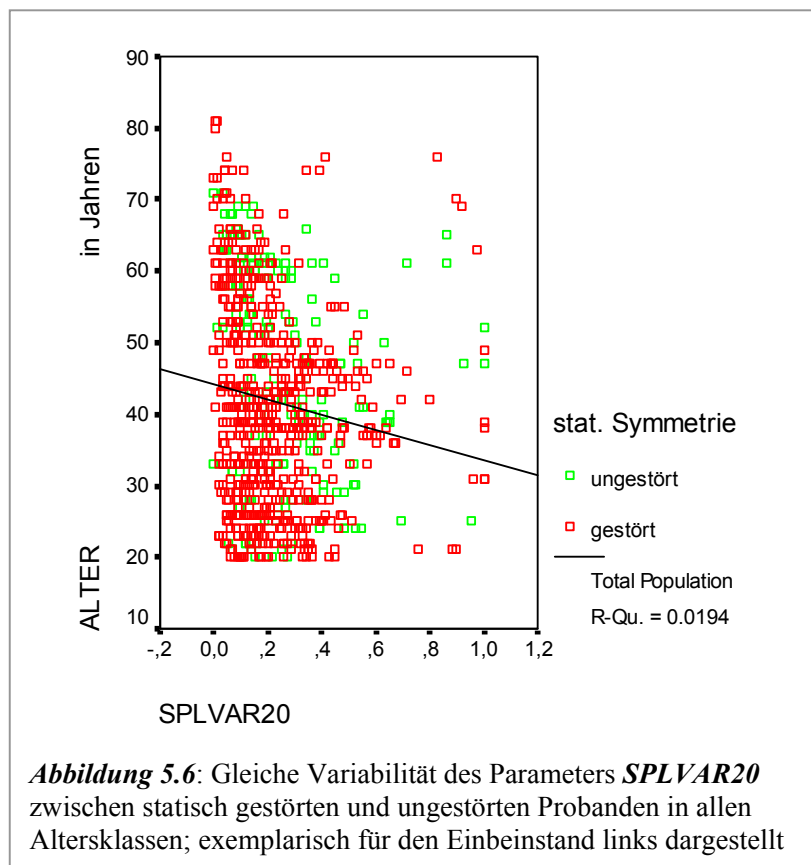
Ein durchgeführter statistischer Vergleich der manual-diagnostisch erhobenen Statikparameter, sortiert nach Dekaden, zwischen den an Becken und/oder Kopf statisch auffälligen Probanden gegenüber den statisch unauffälligen Probanden wiesen signifikante Unterschiede in den berechneten Parametern zwischen „statisch auffälligen“ und „statisch unauffälligen“ Probanden (siehe Abbildung 5.5 sowie Ergebnisse der nichtparametrischen Tests in der Anlage Nr. 8) auf.

Die Parameter des Balanceverhaltens zeigten dabei sowohl bei Probanden die nur isoliert an Becken- oder Schädelknochen statische Auffälligkeiten zeigten, als auch bei kombinierten Symmetriestörungen signifikante

Unterschiede. **SFWRENYI4** ($p=0,030$) und **SFWSHANNON** ($p=0,005$) (beides Parameter der symbolischen Dynamik als Komplexitätsmaße der Wortverteilung in den stationären Epochen) wiesen für alle drei Messpositionen die deutlichsten Unterschiede im Balanceverhalten zwischen Probanden mit Unterschieden statischer Gegebenheiten von Pelvis und/oder Cranium gegenüber den Probanden ohne auf. Der Korrelationswert ($r=0,75$) für die Messposition



des beidbeinigen Standes (siehe Abb. 5.5) weist auf einen hohen Zusammenhang beider Parameter hin. Unabhängig davon ob craniale, lumbo-sacrale oder cranio-sacral-kombinierte manual-diagnostische Auffälligkeiten am passiven Bewegungsapparat auftreten, nimmt die Anzahl und Größe der Amplitudenschwankungen zu. D.h. die posturale Balanceregulation wird durch die statischen Auffälligkeiten am Bewegungsapparat nachteilig beeinträchtigt. Ebenso ist aus der deskriptiven Darstellung ersichtlich, dass die Mehrzahl (etwa $\frac{2}{3}$, $n = 330$) der untersuchten Probanden der Vergleichsgruppe statische Abweichungen der untersuchten Regionen



des passiven Bewegungsapparates aufwiesen und nur etwa $\frac{1}{3}$ ($n = 148$) der untersuchten Probanden eine ausgeglichene Symmetrie zeigten. Aus dem Streudiagramm (Abbildung 5.6) für den Parameter **SPLVAR20** (Parameter zeigt signifikante Unterschiede zwischen „statisch gestörten“ und „statisch ungestörten“ Probanden $p = 0,002$), ist weiterhin zu ersehen, dass sich die Variabilität sowohl bei den „statisch auffälligen“ wie auch bei den „statisch unauf-

fälligen“ Probanden mit Zunahme des Lebensalters nicht erhöht. Das heisst der Parameter zeigte keine vermehrte Streuung, so dass auch mit Zunahme des Lebensalters eine eindeutige Trennung der Probanden mit Symmetriestörungen von denen ohne, über die Balanceparameter möglich war. Der Korrelationswert des Parameters **SPLVAR20** mit der Variable **ALTER** liegt bei ca. 0,1, wonach kein Zusammenhang besteht.

Eine Zunahme statischer Symmetriestörungen an Cranium und Pelvis mit steigendem Lebensalter, konnte ebenfalls nicht nachgewiesen werden. Wie der Abbildung 5.7 zu entnehmen ist, steigt die Zahl der „statikgestörten“ Probanden gegenüber den „statikungestörten“ über dem 60. Lebensjahr nicht signifikant an.

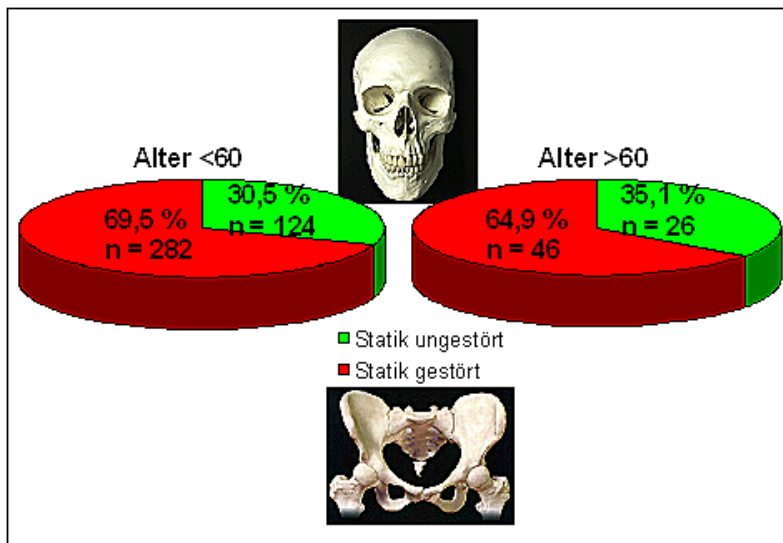


Abbildung 5.7: Verteilung und Häufigkeit des Auftretens von Symmetriestörungen an Cranium und/oder Pelvis bei Probanden über und unter 60 Jahren

Die Abhängigkeit der Balanceregulation von den statischen Symmetrieverhältnissen konnte in

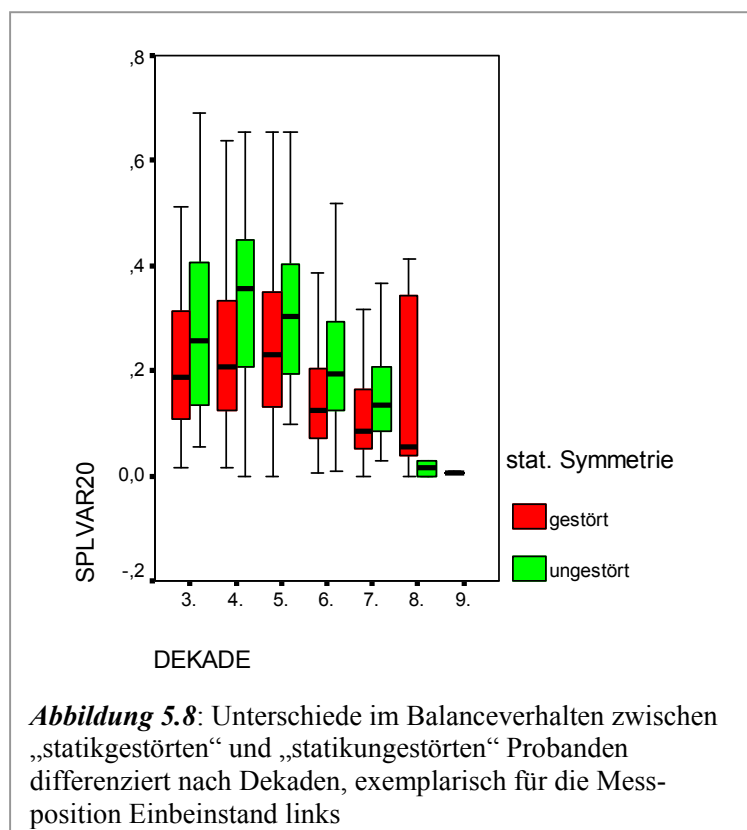


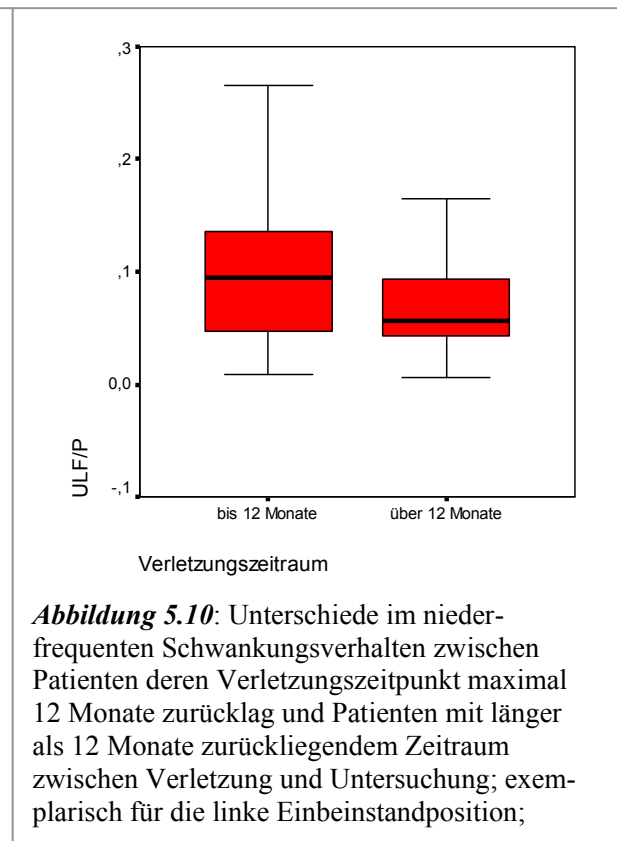
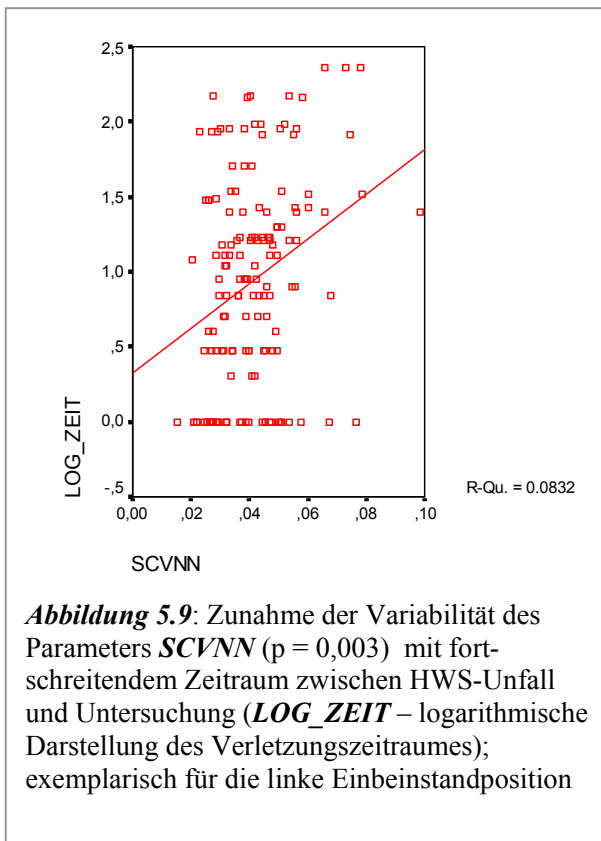
Abbildung 5.8: Unterschiede im Balanceverhalten zwischen „statikgestörten“ und „statikungestörten“ Probanden differenziert nach Dekaden, exemplarisch für die Messposition Einbeinstand links

allen Dekaden signifikant nachgewiesen werden. Jedoch zeigte sich diese Abhängigkeit nicht in allen Altersgruppen mit gleicher Intensität. Für die Probanden der 4. Dekade war dieses Abhängigkeitsverhältnis am deutlichsten ersichtlich (siehe Abb. 5.8). 6 Schleudertraumapatienten waren stark adipös, so dass ein genauer Palpationsbefund der *Spinae iliacaе posteriores anteriores* nicht möglich war. Daher gibt es diesbezüglich fehlende Werte in der statistischen Auswertung.

Ein geschlechtsspezifischer Einfluss der Auswirkungen von Statikasymmetrien auf das posturale Balanceverhalten konnte nicht festgestellt werden.

5.2.4 Abhängigkeit des Balanceverhaltens vom posttraumatischen Intervall

Voruntersuchungen innerhalb der Patientengruppe ergaben eine Abhängigkeit der Variabilitätsparameter vom Zeitraum zwischen dem Zeitpunkt des Traumas und dem Untersuchungs- bzw. Messzeitpunkt. Es war zu verzeichnen, dass vor allem die akuten („frischen“) Verletzungszustände von einigen Tagen bis Wochen sowie schmerzhaft distorsionszustände, deren Genese bis zu mehreren (maximal 12) Monaten zurücklag, sich über die Variabilitätsparameter im Balanceverhalten von den Verletzungen, deren Ursache länger als 12 Monate zurücklag, signifikant unterschieden (siehe Anlage der nichtparametrische Tests Nr. 9). Der Parameter *ULF/P* (siehe Abbildung 5.10), der das Leistungsspektrum im niederen



Frequenzbereich bis 0,3 Hz, normiert über die Gesamtvariabilität, widerspiegelt, zeigte diesbezüglich in allen drei Messpositionen signifikante Unterschiede (Messungen im beidbeinigen Stand: $p = 0,041$, Einbeinstandmessungen links: $p = 0,036$ und Einbeinstandmessungen: rechts $p = 0,016$). Das heisst das Schwankungsverhalten im niederfrequenten Leistungsspektrum verändert sich bei Patienten, deren Unfall länger als 12 Monate vom Messzeitpunkt zurücklag. Liegt die Verletzung länger als 12 Monate zurück, nimmt der Anteil der Schwankungen in diesem Spektrum ab, d.h. vor allem die visuell und vestibulär hervorgerufenen

Schwankungen bei der Haltungsstabilisierung werden geringer. Gleichzeitig erhöht sich der Anteil der durch die Tiefensensibilität induzierten Standstabilisierung. Der Parameter **SCVNN** (Quotient aus **SSDNN** und **SMEANNN** in den stationären Epochen) (siehe Streudiagramm 5.9) zeigt bei geringer bis mittlerer Korrelation eine leichte Zunahme der Streuung mit fortschreitendem Zeitraum zwischen Unfallhergang und Messdatum. Das bedeutet die Höhe der Amplituden der Momentenresultierenden nimmt tendenziell zu. Es konnten zwar signifikante Unterschiede der Balanceparameter in allen drei Messpositionen nachgewiesen werden, jedoch ergaben nur die Messungen der Einbeinstände links eine Anzahl signifikanter Parameter (siehe Anlage Nr. 9), die Eigenschaften der stationären Epochen charakterisieren. Für die Messungen im beidbeinigen Stand sowie der Einbeinstandmessungen rechts konnten keine Parameter klassifiziert werden, die das Gleichgewichtsverhalten in den stationären Epochen beschreiben.

5.3 Ergebnisse der Gruppendiskriminierung

Entsprechend den in Kapitel 5.2 dargelegten Abhängigkeiten des Balanceverhaltens erfolgte für die Diskriminanzanalysen eine darauf basierende Unterteilung der Daten. Es wurde eine geschlechts- und altersspezifische Trennung entsprechend des festgestellten Trends zu Beginn der 5. Dekade (40. Lebensjahr) bei beiden Probandengruppen vorgenommen. Bedingt durch die Abhängigkeit der Variabilitätsparameter des Balanceverhaltens mit fortschreitendem Zeitraum zwischen dem Zeitpunkt der Schleudertraumaverletzung und dem Untersuchungszeitpunkt, wurde in den folgenden Diskriminanzanalysen eine Unterteilung des Verletzungszeitraumes bis (einschließlich) und über 12 Monate bei der Patientengruppe vorgenommen.

Innerhalb der Vergleichsgruppe wurden weiterhin nur Probanden betrachtet, die keine statischen Auffälligkeiten (Symmetriestörungen) an Cranium und/oder Pelvis aufwiesen. Ein Ausschluss von Patienten, die zusätzlich bei der Beurteilung der Beckenstatik (Kopfstatik war – möglicherweise zurückführend auf die Distorsion – immer auffällig) als auffällig gekennzeichnet werden konnten, erfolgte auf Grund zu geringer Fallzahlen nicht. In der Diskussion wird auf diesen Aspekt näher eingegangen.

Für die Diskriminanzanalysen wurden demnach folgende 6 Unterteilungen, zusätzlich nach Messposition und Geschlecht differenziert, vorgenommen:

- Unterteilung 1:
Beinhaltet den Einschluss der Zeitreihen mit einem Zeitraum zwischen Verletzungs- und Untersuchungszeitpunkt bis (einschließlich) 12 Monate (für die Patientengruppe) und einem Probandenalter von ≤ 40 Jahren (für beide Probandengruppen).
- Unterteilung 2:
Beinhaltet den Einschluss der Zeitreihen mit einem Zeitraum zwischen Verletzungs- und Untersuchungszeitpunkt bis (einschließlich) 12 Monate (für die Patientengruppe) und einem Probandenalter von ≥ 40 Jahren (für alle Probanden).
- Unterteilung 3:
Beinhaltet den Einschluss aller Zeitreihen ohne Abgrenzung des Zeitraumes zwischen Verletzungs- und Untersuchungszeitpunkt (für die Patientengruppe) und einem Probandenalter von ≤ 40 Jahren (für alle Probanden).
- Unterteilung 4:
Beinhaltet den Einschluss aller Zeitreihen ohne Abgrenzung des Zeitraumes zwischen Verletzungs- und Untersuchungszeitpunkt (für die Patientengruppe) und einem Probandenalter von ≥ 40 Jahren (für alle Probanden).
- Unterteilung 5:
Beinhaltet den Einschluss der Zeitreihen mit einem Zeitraum zwischen Verletzungs- und Untersuchungszeitpunkt über 12 Monate (für die Patientengruppe) und einem Probandenalter von ≤ 40 Jahren (für alle Probanden).
- Unterteilung 6:
Beinhaltet den Einschluss der Zeitreihen mit einem Zeitraum zwischen Verletzungs- und Untersuchungszeitpunkt über 12 Monate (für die Patientengruppe) und einem Probandenalter von ≥ 40 Jahren (für alle Probanden).

Die Tabellen aller Gruppenstatistiken, die statistischen Tests sowie die Kreuztabellen der Diskriminanzanalysen können der Anlage Nr. 10-15 entnommen werden.

Die Anzahl der in die Diskriminanzanalysen eingeschlossenen Probanden jeder Unterteilung sind aus den Tabellen der Kapitel 5.3.2 bis 5.3.7 ersichtlich.

5.3.1 Validierung der Parameter für die Gruppendiskriminierung

Die Variablenselektion über die nichtparametrischen Tests nach MANN WHITNEY und WILCOXON – unterteilt nach den wiederholten Zeitreihen jeder Messposition aller Balanceparameter – ergab für die 6 Unterteilungen in den einzelnen Untergruppen der beidbeinigen Messungen sowie der Messungen in den Einbeinständen, differenziert nach Geschlecht, folgende signifikante Parameter (siehe Tabelle 5.4). Farblich unterlegt sind dabei die Parameter, die einzeln oder in Kombination miteinander die beste Trennbarkeit der Diskriminanzfunktion ergaben, d.h. die in die schrittweise Diskriminanzanalyse einfließen.

Der Tabelle 5.4 ist zu entnehmen, dass innerhalb der *Unterteilung 1* für die Frauen nur anhand der Messposition des beidbeinigen Standes und für die männlichen Probanden nur anhand der Daten der Einbeinstandmessungen links, signifikante Parameter verifiziert werden konnten.

Innerhalb der *Unterteilung 2* unterschieden sich die Männer in ihrem Balanceverhalten nur durch die Zeitreihen der Standposition auf beiden Beinen und die Frauen nur über die Einbeinstände links. Für die übrigen Untergruppen unterschieden sich, wie schon für die *Unterteilung 1* ersichtlich, die Parameter nicht signifikant voneinander. Innerhalb der *Unterteilungen 3, 5 und 6* konnten signifikante Parameter nur für das Balanceverhalten der weiblichen Probanden klassifiziert werden. In der *Unterteilung 3* für die Gleichgewichtsmessungen des beidbeinigen Standes und der Einbeinstandmessungen auf dem rechten Bein, in der *Unterteilung 5* nur für die Einbeinstände rechts und in der *Unterteilung 6* wiederum nur für den beidbeinigen Stand. Signifikante Unterschiede im Balanceverhalten der Männer ergaben sich in diesen Unterteilungen nicht.

Für die Zeitreihen, die in die Unterteilungen mit einer Altersabgrenzung der Probanden bis einschließlich des 40. Lebensjahres einfließen, ergab die Variablenselektion ausnahmslos Parameter, die spezifische Charakteristika der stationären Epochen beschreiben. Es bleibt festzuhalten, dass wie schon bei den Abhängigkeitsanalysen des Balanceverhaltens die Stationären-Epochen-Parameter die beste Trennbarkeit bedingten.

Tabelle 5.4: Zusammenfassung der validierten Parameter für die 6 Unterteilungen in den 6 Untergruppen, anhand derer die Gruppendifferenzierung erfolgte; (n.s. = nicht signifikant, d.h. es konnten keine signifikanten Parameter klassifiziert werden)

| | Unterteilung 1 Verletzungszeitraum bis 12 Monate Alter ≤ 40 Jahre | Unterteilung 2 Verletzungszeitraum bis 12 Monate Alter > 40 Jahre | Unterteilung 3 unabhängig vom Verletzungszeitraum Alter ≤ 40 Jahre | Unterteilung 4 unabhängig vom Verletzungszeitraum Alter > 40 Jahre | Unterteilung 5 Verletzungszeitraum über 12 Monate Alter ≤ 40 Jahre | Unterteilung 6 Verletzungszeitraum über 12 Monate Alter > 40 Jahre |
|---|--|---|---|--|---|--|
| Beidbeinstand männlich | | SHF | | SHF | | FWRENY14 |
| | n.s. | | n.s. | PNNL20 | n.s. | PNNL30 |
| | | | | PNNL30 | | |
| | | | | | | |
| Beidbeinstand weiblich | SSDNN | | SSDNN | | | PLVAR10 |
| | SCVNN | n.s. | SCVNN | n.s. | n.s. | SRMSSD |
| | SRENY1025 | | SRENY1025 | | | SFWRENY14 |
| | | | | | | |
| Einbeinstand links männlich | SPLVAR10 | | | | | |
| | SFWRENY14 | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| | SFWSHANNON | | | | | |
| | | | | | | |
| Einbeinstand links weiblich | | WPSUM13 | | SWPSUM02 | | |
| | n.s. | ULF/P | n.s. | ULF/P | n.s. | n.s. |
| | | | | | | |
| | | | | | | |
| Einbeinstand rechts männlich | | | | | | |
| | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| | | | | | | |
| | | | | | | |
| Einbeinstand rechts weiblich | | | SLFN | | SLFN | |
| | n.s. | n.s. | SHFN | n.s. | SHFN | n.s. |
| | | | SLF/HF | | SLF/HF | |
| | | | | | | |

Im Gegensatz dazu konnten die anderen Unterteilungen mit Einschluss der Probanden mit höherem Lebensalter überwiegend durch Lang- und Kurzzeitparameter der nichtlinearen Dynamik, des Zeit- und Frequenzbereichs sowie der symbolischen Dynamik klassifiziert werden und nur vereinzelt durch Epochenparameter. Als Ergebnis kann demnach formuliert werden, dass sich Probanden bis zur 5. Dekade besser über die Stationären-Epochen-Parameter trennen liessen, als die Probanden, die das 40. Lebensjahr bereits überschritten hatten. Diese Probanden wiesen nur vereinzelt stationäre Epochen auf, d.h. sie zeigten nur wenige Phasen des „ruhigen“ Balancierens. Im Weiteren unterschieden sich diese Phasen im Schwankungsverhalten in beiden untersuchten Gruppen („HWS-gestört“ versus „HWS-ungestört“) nicht überzufällig voneinander.

In den folgenden Kapiteln sind die Diskriminierungsergebnisse dargestellt. Diese Darstellung bezieht sich zum einen auf die Ergebnisse der „optimistischen Schätzung“ (Klassifikation ursprünglich gruppierter Fälle ohne Teilung in „Trainings- und Testdatensatz“ und Prüfung der Stabilität dieser Vorhersagbarkeit in kreuzvalidierter Form) und zum anderen auf die „realistische Schätzung“ (Aufteilung in „Trainings- und Testdatensatzmenge“ und 70%-Randomisierung bei der *Leave-one-Out-Kreuzvalidierung* mit 10 Wiederholungen) (siehe Kapitel 4.4.2).

5.3.2 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 1

„Optimistische Schätzung“

In der Tabelle 5.5 ist die Anzahl der Probanden angeführt, die innerhalb dieser Unterteilung diskriminanzanalytisch betrachtet wurden. Die Parameter der stationären Phasen ergaben in

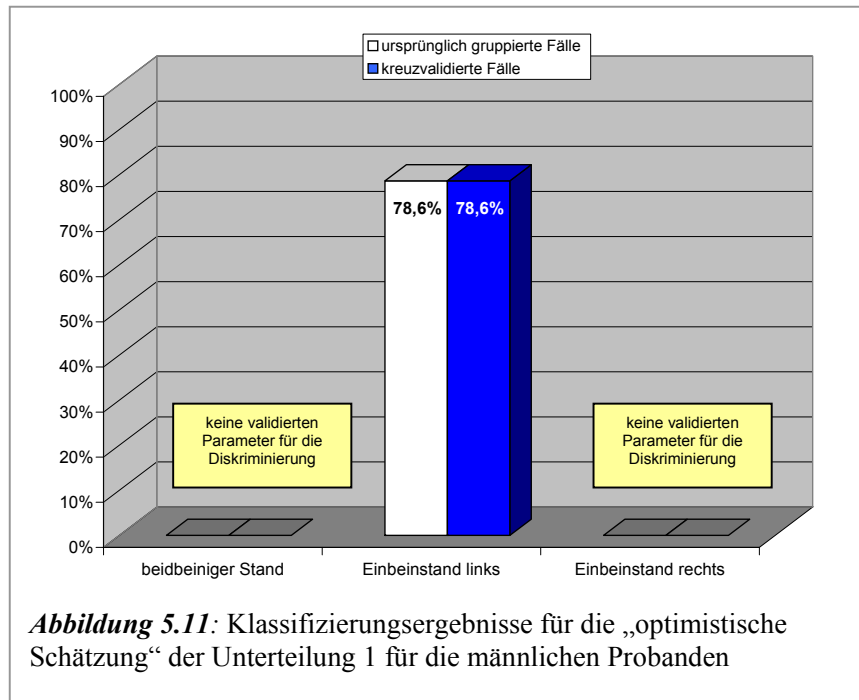
Tabelle 5.5: Anzahl der Probanden der *Unterteilung 1*

| | Unterteilung 1 | |
|-----------------------|---|--|
| | Alter ≤ 40 Jahre, Verletzungszeitraum bis 12 Monate | |
| Probanden- zahl | beidbeiniger Stand / Geschlecht: weiblich | Einbeinstand links / Geschlecht: männlich |
| Patienten- gruppe | n = 11 | n = 3 |
| Vergleichs- gruppe | n = 7 | n = 11 |
| Gesamt: | n = 18 | n = 14 |

dieser Unterteilung für beide Geschlechter ähnlich hohe Trennbarkeitsergebnisse der Gruppen mit hochsignifikanten Zusammenhängen. Für die Frauen konnte die beste Gruppendiskriminierung durch die Kombination der Variablen **SSDNN**, **SCVNN** und **SRENYI4** in beidbeiniger Standposition errechnet werden. Bei den Zeitreihen der

Einbeinstände links für die Männer ergab der Parameter **SPLVAR10** die höchste Trennbarkeit. Die Ergebnisse der Diskriminierung sind nachfolgend in Diagrammen (siehe Abbildungen 5.11 bis 5.14) dargestellt. Die Tests auf Signifikanz der Diskriminanzfunktionen mittels WILK'S-Lambda sind im Anhang Nr. 10 angeführt.

Die Männer beider Gruppen konnten über die Daten der Einbeinstandsmessungen auf dem



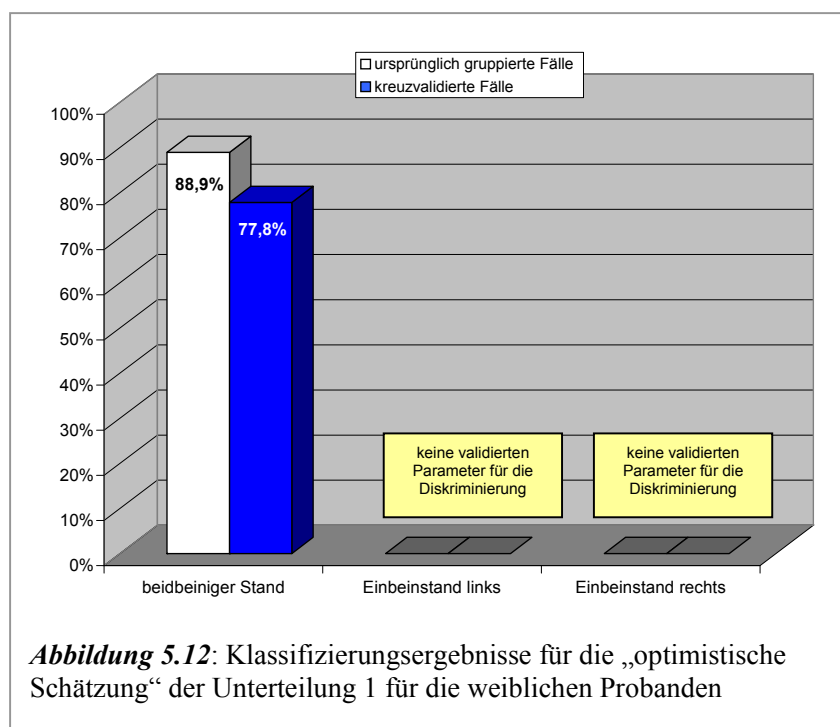
linken Bein mit einem Klassifizierungsergebnis von 78,6% korrekt diskriminiert werden.

Wie im Diagramm 5.11 erkennbar ist, konnte dieser Wert sowohl für die richtige Klassifizierung der ursprünglich gruppierten Fälle, als auch für die Überprüfung der Stabilität dieser Klassifizierung durch die Kreuzvalidierung der

ursprünglichen Fallgruppierung erreicht werden.

Die Darstellung des Klassifizierungsergebnisses in einer Kreuztabelle (siehe Anlage 10) zeigte, dass über die Diskriminanzfunktion (Signifikanzwert nach WILKS's Lambda $p = 0,020$) des Parameters **SPLVAR10**, 9 von 11 Probanden aus der Vergleichsgruppe dieser auch richtig zugeordnet werden konnten. Nur 2 Probanden wurden falsch der Patientengruppe mit HWS-Distorsion zugeordnet. Von den Patienten nach erlittener HWS-Distorsion konnten 2 Probanden anhand des Balanceparameters richtig klassifiziert werden. Ein Patient wurde durch die posturale Balanceeigenschaft die der Parameter **SPLVAR10** beschreibt, falsch eingruppiert.

Die Trennbarkeitsrate der Frauen, anhand der Messdaten des beidbeinigen Standes in dieser Unterteilung, lag mit 88,9% für die ursprünglich gruppierten Fälle über dem Klassifizierungs-



ergebnis und mit 77,8% für die kruzvalidierten Fälle in ähnlicher Höhe des Ergebnisses der Männer (siehe Diagramm 5.12). Der Signifikanzwert der Diskriminanzfunktion nach WILKS's Lambda für die Parameter **SSDNN**, **SCVNN** und **SRENYI4**, liegt bei $p = 0,017$. In Absolutzahlen ausgedrückt, konnten von den insgesamt 18 in die Analyse eingeschlossenen

Frauen, 6 aus der Vergleichsgruppe und 10 aus der Patientengruppe richtig klassifiziert werden. Eine Probandin aus der Vergleichsgruppe wurde fälschlicherweise als „Schleudertraumabetroffene“ klassifiziert. Umgekehrt wurde über die Diskriminanzfunktion eine Patientin in die Vergleichsgruppe falsch eingeordnet.

„Realistische Schätzung“ randomisierter Daten

Nachfolgend sind die Mittelwerte der Trennbarkeitsergebnisse aus den 10fachen Analysewiederholungen mit 70%-Randomisierung der 70%-, „Trainings“- und 30%-, „Testdatensätze“ dargestellt. Für die männlichen Probanden konnte für die 70% Datenmenge, die zufällig fürs „Training der Diskriminanzfunktion“ ausgewählt, ursprünglich gruppierten Fälle, im Mittel eine Diskriminierungsrate von 85,2% errechnet werden. Für die 30% der Datensätze, anhand derer nicht „trainiert“ wurde, sondern die Ergebnisse der „Trainingsgruppe“ überprüft werden sollen, konnte eine gemittelte Diskriminierungsrate von 67,4% festgestellt werden (siehe Diagramm 5.13). Die Klassifizierung der ausgewählten (eingeschlossenen „Trainingsdaten“) kruzvalidierten Fällen lieferte im Mittel eine Diskriminierungsrate von 82,8%.

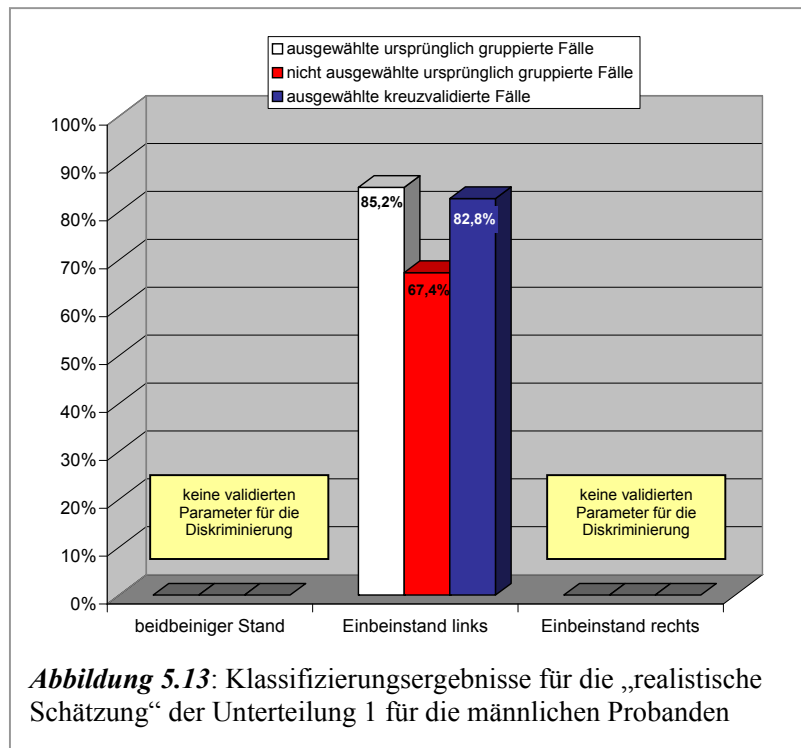
Die Diskriminierungsrate der kreuzvalidierten „Trainingsdaten“ lag damit in etwa übereinstimmend mit der Diskriminierungsrate der nicht kreuzvalidierten Datenmenge und im Vergleich zur „optimistischen“ Schätzung etwas über diesem Ergebnis, so dass die Stabilität der „optimistischen“ Vorhersagbarkeit bestätigt werden konnte.

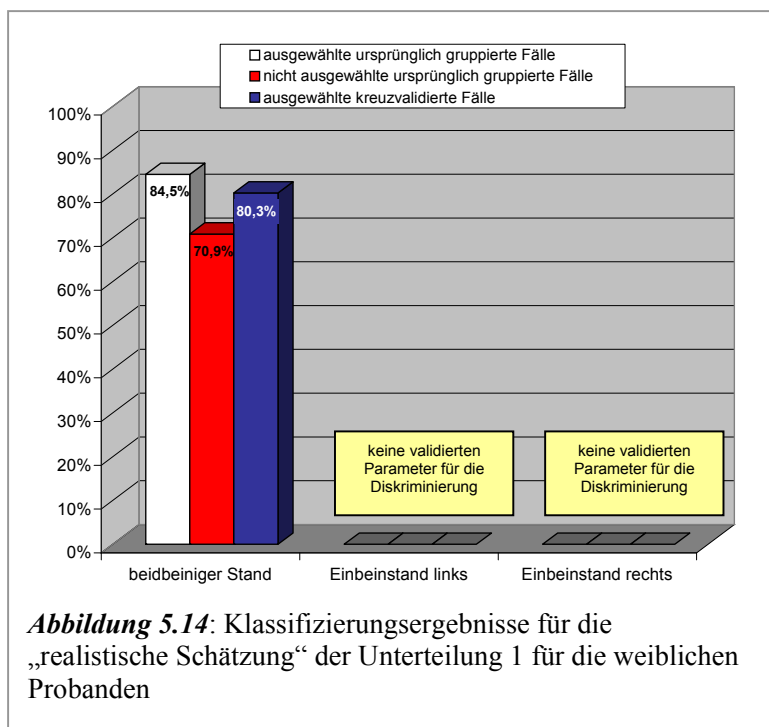
Die Klassifizierung des „Testdatensatzes“ lag ca. 18%-Punkte unter dem Ergebnis des „Trainingsdatensatzes“.

Die Signifikanzwerte nach WILK's Lambda sowie die Kreuztabellen mit den Klassifizierungsstatistiken für die 10fach wiederholten Diskriminanzanalysen können der Anlage Nr. 10 entnommen werden.

Bei den Frauen bestätigten sich in etwa die Ergebnisse der realistischen Schätzung im Vergleich zu den Diskriminierungsraten der „optimistischen“ Schätzung. Für beide Geschlechter konnte damit die Überprüfung der Vorhersagbarkeit über die Auswahl aller ursprünglich gruppierten und in die Analyse eingeflossenen Fälle durch die Klassifizierung über einen „Trainings- und Testdatensatz“ bestätigt werden. Im Gegensatz zu den Männern lagen die Ergebnisse der „realistischen“ jedoch nicht über denen der „optimistischen Schätzung“ (siehe Diagramm 5.14).

Mit Mittelwerten von 84,5% für die ausgewählten ursprünglich gruppierten Fälle bzw. 80,3% für die ausgewählten kreuzvalidierten Fälle lag die prozentuale durchschnittliche Trennbarkeit der Gruppen auf einem ähnlich hohen Niveau. Die Eingruppierung der Fälle des Testdatensatzes lag mit 70,9% nicht nur höher als bei den männlichen Probanden, sondern war im Vergleich zum Ergebnis der ausgewählten ursprünglich gruppierten Fälle mit ca. 14%-Punkten Unterschied, geringer als bei den Männern.





Die Signifikanzprüfungen nach WILK'S Lambda ergaben, wie schon bei den Männern beobachtet, Signifikanzniveaus von $p \leq 0,05$ bei jeder der 10 gemittelten Diskriminanzanalysen. Die Werte für WILK'S Lambda sind aus der Anlage 10 ersichtlich.

Für die Unterteilung der unter 40-jährigen Probanden mit einem zurückliegenden post-traumatischen Intervall von maximal 12 Monaten bei der

Patientengruppe, kann man festhalten, dass sich für die männlichen Probanden nur valide Parameter für die Einbeinstände links ergaben, während für die Frauen die Messposition des beidbeinigen Standes über die nichtlinearen Balanceparameter validiert werden konnte. Weiterhin bleibt als Ergebnis festzuhalten, dass sich die Frauen in dieser Unterteilung anhand der validierten stationären Epochenparameter im beidbeinigen Stand mit einer leicht höheren Diskriminierungsrate trennen liessen, als die Männer anhand der Einbeinstände auf dem linken Bein.

5.3.3 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 2

„Optimistische Schätzung“

In der Tabelle 5.6 ist die Anzahl der Probanden angeführt, die innerhalb *Unterteilung 2* diskriminanzanalytisch betrachtet wurden. Für die über 40-jährigen mit einem zurückliegenden Verletzungszeitraum von maximal 12 Monaten der HWS-Distorsion konnten für beide Geschlechter gegensätzliche Messpositionen als bei den unter 40-jährigen Probanden bestimmt werden. Die Männer unterschieden sich im Balancierverhalten des beidbeinigen Standes anhand des Parameters **SHF** (Signifikanzwert der Diskriminanzfunktion nach WILKS's Lambda $p = 0,017$), die Frauen in der Messposition der Einbeinstände links durch die Kombination der

Tabelle 5.6: Anzahl der Probanden der *Unterteilung 2*

| Unterteilung 2 Alter > 40 Jahre, Verletzungszeitraum bis 12 Monate | | |
|--|--|--|
| Probanden- zahl | beidbeiniger Stand / Geschlecht: männlich | Einbeinstand links / Geschlecht: weiblich |
| Patienten- gruppe | n = 3 | n = 5 |
| Vergleichs- gruppe | n = 19 | n = 14 |
| Gesamt: | n = 22 | n = 19 |

81,8% identisch.

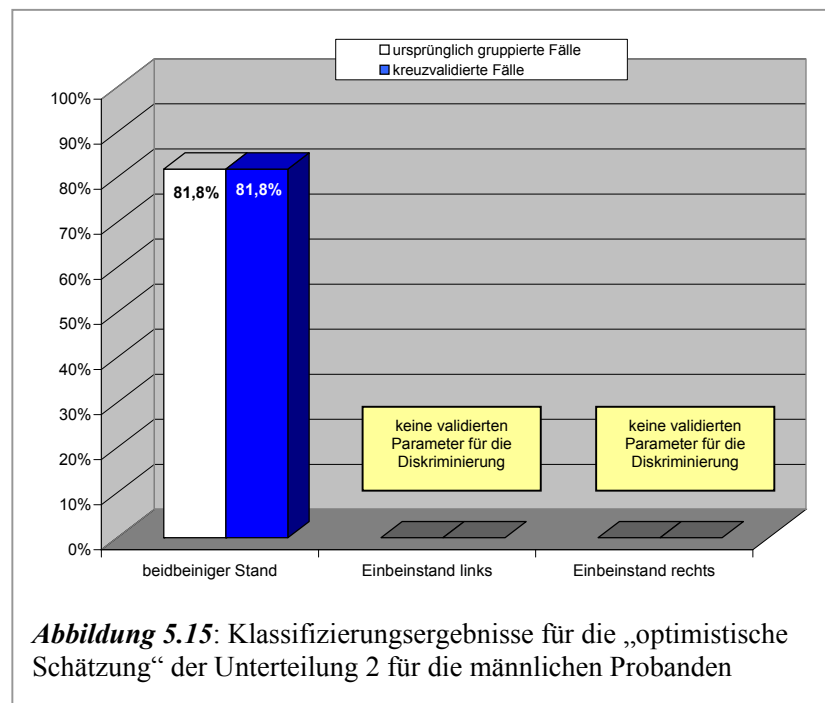
Aus der Vergleichsgruppe wurden 16 von 19 Probanden richtig klassifiziert. Aus der Patientengruppe konnten 2 von 3 Fällen korrekt eingeordnet werden. 4 von 21 Probanden wurden falsch klassifiziert.

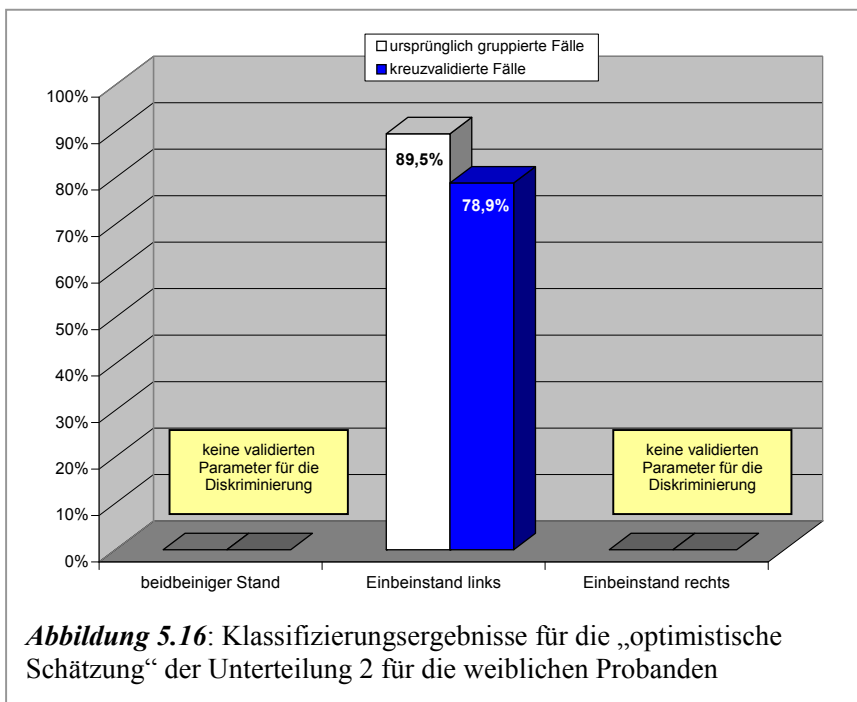
Bei den Frauen dieser Unterteilung lag die Gruppentrennung, wie schon in der *Unterteilung 1*,

über den erzielten Ergebnissen der Männer. Die Diskriminanzfunktion der Parameter **WPSUM13** und **ULF/P** ergab eine hohe Diskriminierungsrate von 89,5% für die original gruppierten Fälle und 78,9% für die kreuzvalidiert gruppierten Fälle. D.h. von den insgesamt 19 in dieser Unterteilung betrachteten Frauen, von denen 14 der Vergleichsgruppe und 5 der Patientengruppe angehörten, konnten 12 Probandinnen der Vergleichsgruppe und alle 5 der Patientengruppen über die Parameter richtig zugeordnet werden (siehe Diagramm 5.16). Bei nur 2 Probandinnen der Vergleichsgruppe konnte keine korrekte Eingruppierung erzielt werden.

Parameter **WPSUM13** und **ULF/P** (Signifikanzwert der Diskriminanzfunktion nach WILKS's Lambda $p = 0,046$) (siehe Anlage Nr. 11).

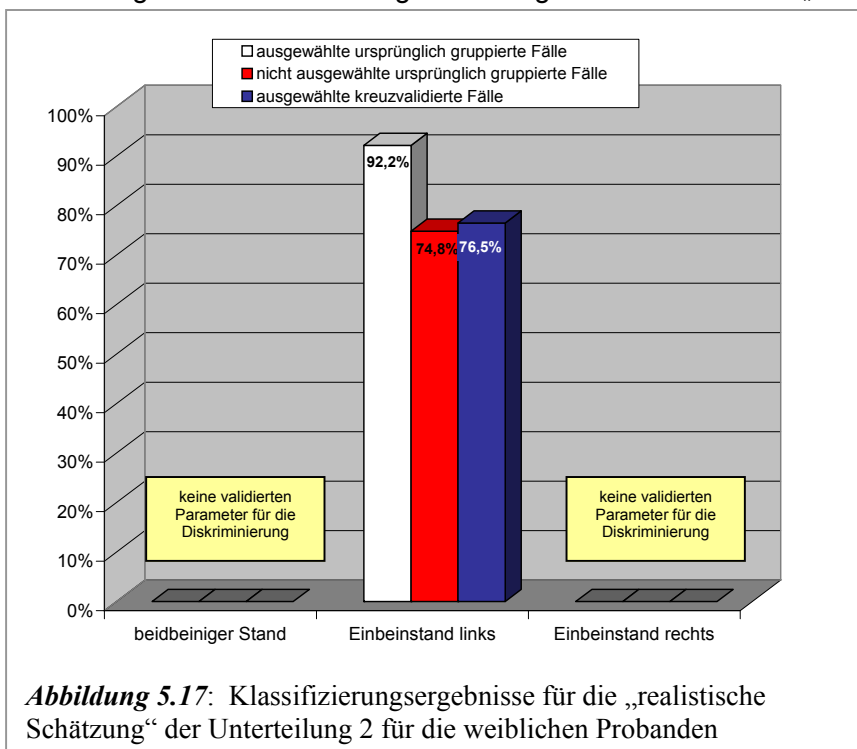
Wie das nachfolgende Diagramm 5.15 erkennen lässt, ist der Wert sowohl für die richtige Klassifizierung der ursprünglich gruppierten Fälle, als auch für die kreuzvalidierte ursprüngliche Falleinordnung mit





„Realistische Schätzung“ randomisierter Daten

Die gemittelten Diskriminierungsraten aus den 10fach wiederholten kreuzvalidierten Diskriminanzanalysen bestätigten die Ergebnisse der „optimistischen Schätzung“. Für die Frauen lag die Diskriminierungsrate ausgewählter Fälle der „Trainingsdaten“ bei sehr hohen



92,2%. Anhand der „Testdatenreihen“ konnte diese Höhe der Gruppenvorhersagbarkeit nicht bestätigt werden. Sie lag mit 74,8% ähnlich hoch wie die Trennung der kreuzvalidierten Daten ausgewählter „Trainingsdatensätze“, für die ein Ergebnis im Mittel von 76,5% errechnet werden konnte (siehe Abbildung 5.17). Letztgenannte Zahlen widerspiegeln das

„reale“ Trennbarkeitsmaß, das für die Frauen damit in etwa dem Ergebnis der „optimistischen“ Schätzung entspricht.

Bei den Männern lag die Diskriminierungsrate der ausgewählten ursprünglich gruppierten Fälle mit 83,9% identisch hoch der Trennung durch die „optimistische Schätzung“ (siehe Abbildung 5.18). Mit 84,8% Trennung der „Testdaten“ bestätigte sich damit das erzielte Ergebnis anhand der „Trainingsdaten“, Ebenso wie die 82,7%-Trennung, die durch kreuzvalidiert ausgewählten ursprünglich gruppierten Fälle erreicht werden konnte.

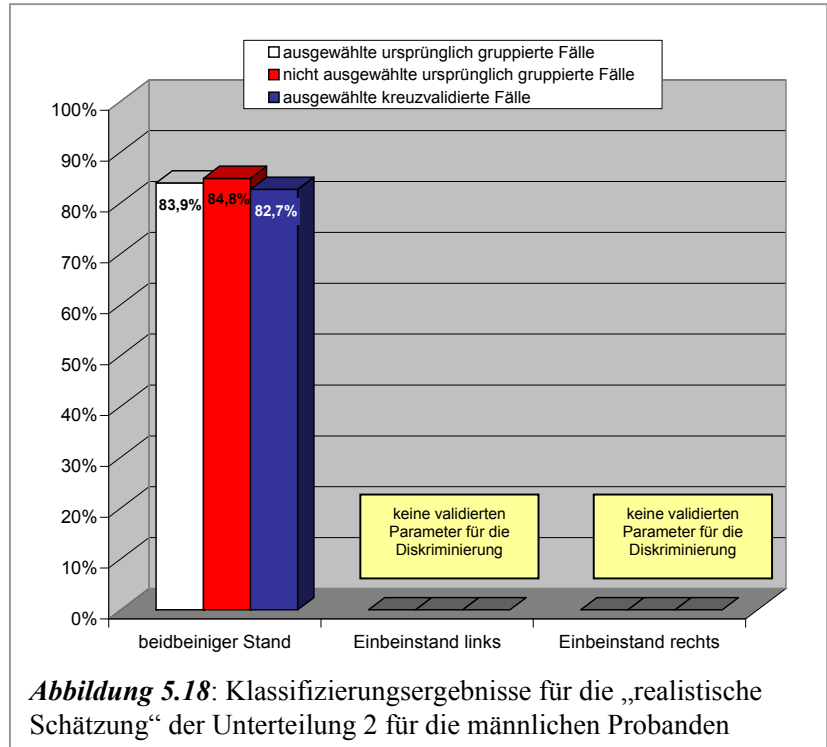


Abbildung 5.18: Klassifizierungsergebnisse für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 2 für die männlichen Probanden

Die Testungen auf Signifikanz der Diskriminanzfunktionen mittels WILKS's Lambda für die Gruppe der männlichen, als auch der weiblichen Probanden können der Anlage Nr. 11 entnommen werden. Alle Analysen führten dabei zu einer Trennung auf dem 5%-Signifikanzniveau.

5.3.4 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 3

„Optimistische Schätzung“

Der Tabelle 5.7 ist die Anzahl der Probanden zu entnehmen, die innerhalb der *Unterteilung 3* in den Diskriminanzanalysen betrachtet wurden. Diese Betrachtung unter Einschluss aller erhobenen Schleudertraumadaten ohne Eingrenzung des Zeitraumes zwischen Verletzung und Messung, ergab im Gegensatz zur *Unterteilung 1* für die Männer keine signifikanten Parameter. Für die weiblichen Probanden konnten im Vergleich zur ersten Unterteilung zusätzlich zur Messposition des beidbeinigen Standes noch die Messungen auf dem rechten Bein zur

Tabelle 5.7: Anzahl der Probanden der *Unterteilung 3*

| | Unterteilung 3 Alter ≤ 40 Jahre, unabhängig vom Verletzungszeitraum | |
|-----------------------|---|---|
| Probanden- zahl | beidbeiniger Stand / Geschlecht: weiblich | Einbeinstand rechts / Geschlecht: weiblich |
| Patienten- gruppe | n = 19 | n = 17 |
| Vergleichs- gruppe | n = 7 | n = 14 |
| Gesamt: | n = 26 | n = 31 |

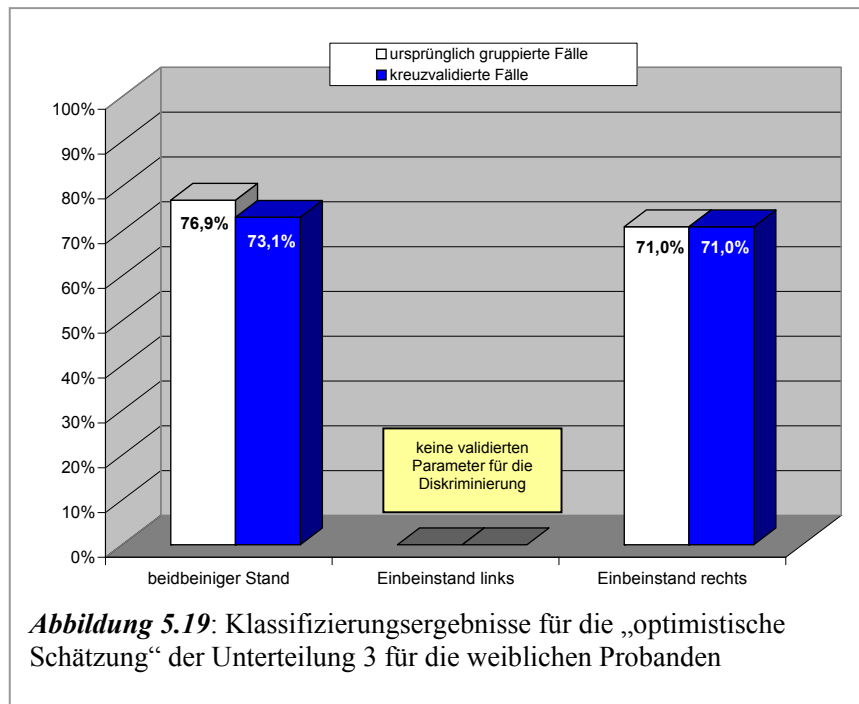
Gruppentrennung herangezogen werden. Die klassifizierten Parameter für den beidbeinigen Stand der Frauen sind mit denen der ersten Unterteilung identisch. **SSDNN**, **SCVNN** und **SRENYI025** ergaben auch hier eine signifikante Diskriminanzfunktion. Für WILK's Lambda konnte ein Wert von $p = 0,028$ ermittelt werden. Für die

Position der Einbeinstandmessungen auf dem rechten Bein lieferte der Stationäre-Epochen-Parameter **SLFN** die besten Diskriminierungsergebnisse (Signifikanzwert nach WILKS's Lambda $p = 0,05$) (siehe Anlage Nr. 12).

Für die Messposition des beidbeinigen Standes konnten 15 von 19 Probandinnen der Patientengruppe und 5 von 7 aus der Vergleichsgruppe richtig zugeordnet werden. Das entspricht einer Diskriminierungsrate für die original gruppierten Fälle von 76,9% und eine Quote für die kreuzvalidierten Fälle von 73,1%, womit die erste Schätzung von 76,9% bestätigt werden konnte (siehe Diagramm 5.19). 4 Distorsionsprobandinnen und 2 Frauen der Vergleichsgruppe konnten auf der Basis der Parameter, die für den beidbeinigen Stand als signifikant ermittelt wurden, nicht der richtigen Gruppe zugeordnet werden.

71% Trennbarkeit konnten für die Balancemessungen der Frauen auf dem linken Bein, sowohl für die ursprüngliche Gruppierung als auch für die Kreuzvalidierung errechnet werden. D.h. von insgesamt 31 Frauen, für die Messungen auf dem rechten Bein in dieser Unterteilung vorlagen und von denen 17 der Patientengruppe angehörten, konnten 10 Patientinnen richtig diskriminiert werden. Bei 7 Probandinnen erfolgte eine falsche Eingruppierung in die Gruppe ohne HWS-Störung. Von den 14 weiblichen Probanden der Vergleichsgruppe konnten immerhin 12 richtig klassifiziert werden. Damit liegt die Irrtumswahrscheinlichkeit für eine falsche Gruppenklassifizierung anhand der validierten Balanceparameter der Messungen auf dem rechten Bein für die Patientengruppe deutlich höher, als für die Vergleichsgruppe.

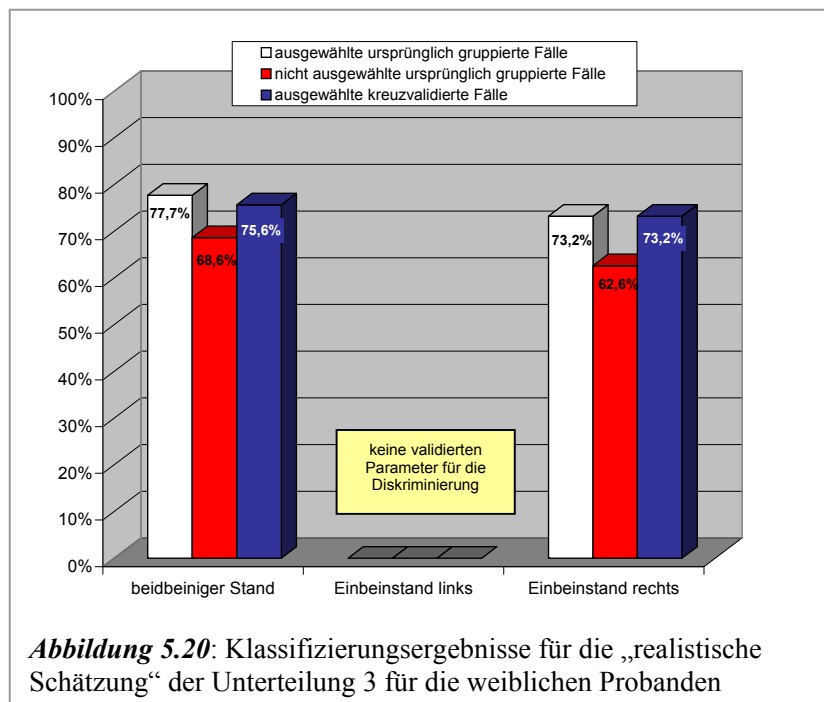
Vergleicht man die beiden Messpositionen dieser Probandeneinteilung miteinander, so lässt sich feststellen, dass die beidbeinigen Balancemessungen mit geschlossenen Augen eine höhere Trennbarkeitsrate ergeben hat, als die Messungen auf dem rechten Bein mit geöffneten Augen (siehe Abbildung 5.19).



Auffällig gegenüber den Ergebnissen aus den ersten beiden Unterteilungen, sind die zum Teil deutlich niedrigeren Diskriminierungsraten.

„Realistische Schätzung“ randomisierter Daten

Im Vergleich der Ergebnisse der „realistischen“ mit denen der „optimistischen“ Schätzung, bestätigten sich diese weitestgehend durch die „Trainingsdatendiskriminierung“. Für beide Messpositionen konnten Trennbarkeitsraten in etwa gleicher Höhe ermittelt werden. Die Gruppenklassifizierungen lagen für die ausgewählten „Trainingsdaten“ mit 77,7% sowie kruzvalidierten „Trainingsdaten“ mit 75,6% für den beidbeinigen Stand im Vergleich zur „optimistischen“ Schätzung fast identisch hoch, für die Einbeinstände rechts mit 73,2%, sogar noch etwas höher, als die erzielten Werte der „optimistischen“ Schätzung (siehe Diagramm 5.20).



Die Überprüfung der Validität der Gruppenvorhersagbarkeit anhand der „Testdatensätze“ lieferte für die Messungen im beidbeinigen Stand wie für die Einbeinstandsmessungen eine um ca. 9% niedrigere Trennbarkeitsrate. Damit muss die tatsächliche Gruppendiskriminierung um einige Prozentpunkte niedriger eingeschätzt werden, als es die Klassifizierung der „optimistischen“ Schätzung zeigte.

Kreuztabellen und Signifikanzwerte der 10fach wiederholten Analysen können der Anlage Nr. 12 entnommen werden.

5.3.5 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 4

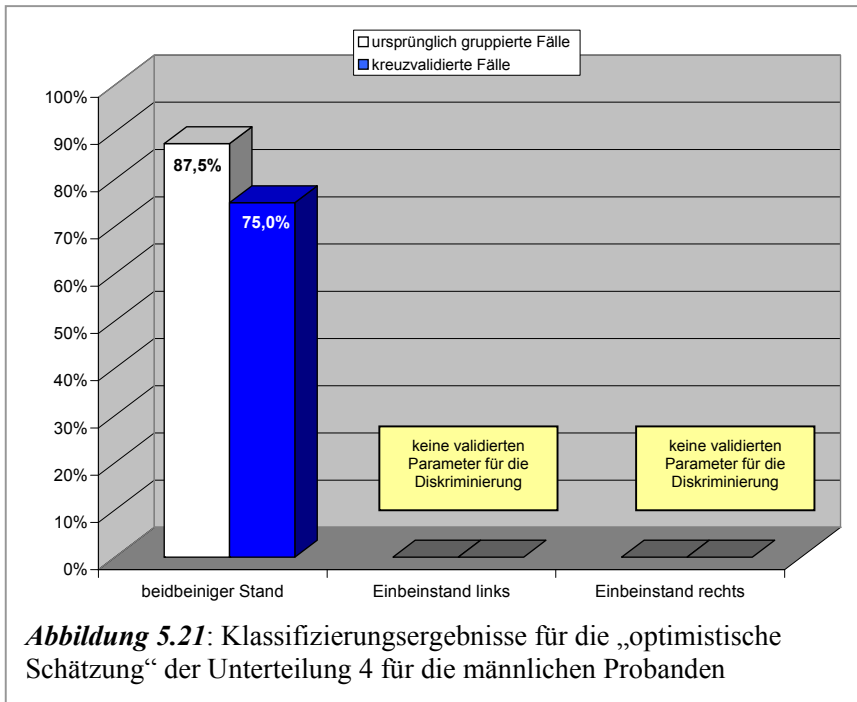
„Optimistische Schätzung“

Tabelle 5.8: Anzahl der Probanden der *Unterteilung 4*

| Probanden- zahl | Unterteilung 4 Alter > 40 Jahre, unabhängig vom Verletzungszeitraum | |
|-----------------------|---|--|
| | beidbeiniger Stand / Geschlecht: männlich | Einbeinstand links / Geschlecht: weiblich |
| Patienten- gruppe | n = 5 | n = 8 |
| Vergleichs- gruppe | n = 19 | n = 14 |
| Gesamt: | n = 24 | n = 22 |

Für die vierte Unterteilung mit Einschluss aller über 40jährigen Probanden ohne Selektion der Schleudertraumadaten nach Zeitraum zwischen Verletzung und Messung, konnten wie schon in der *Unterteilung 2* die Männer anhand der Messungen im beidbeinigen Stand und die Frauen anhand der Messungen auf dem linken Bein diskriminiert werden. Die

eingeschlossenen Probandenzahlen sind aus der Tabelle 5.8 zu entnehmen. Wie schon in der zweiten Unterteilung konnte auch hier für die männlichen Probanden der Parameter **SHF** als eine Variable der stationären Epochen validiert werden. Die beste Trennbarkeit ergab sich jedoch aus der Kombination von **SHF** und dem ebenfalls signifikanten Parameter **PNNL30**. Die berechnete Signifikanz der Diskriminanzfunktion nach WILK'S Lambda lag bei $p = 0,011$. Die Klassifizierung der ursprünglich gruppierten Datensätze der männlichen Probanden lag mit 87,5% sehr hoch. Die Überprüfung dieses Wertes durch die Kreuzvalidierung dieser Datensätze ergab ein Trennbarkeitsmaß von 75,0%, das damit deutlich unter der ersten Schätzung liegt (siehe Diagramm 5.21). In Absolutzahlen ausgedrückt heisst das, dass 18 von 19 Probanden der Vergleichsgruppe und 3 von 5 Probanden der Patientengruppe korrekt klassifiziert werden konnten. Ein Proband, der Gruppe ohne HWS-Distorsion angehörend, wurde auf Grund der Parameter in seinem Balanceverhalten in die Patientengruppe eingeordnet. Umgekehrt konnte

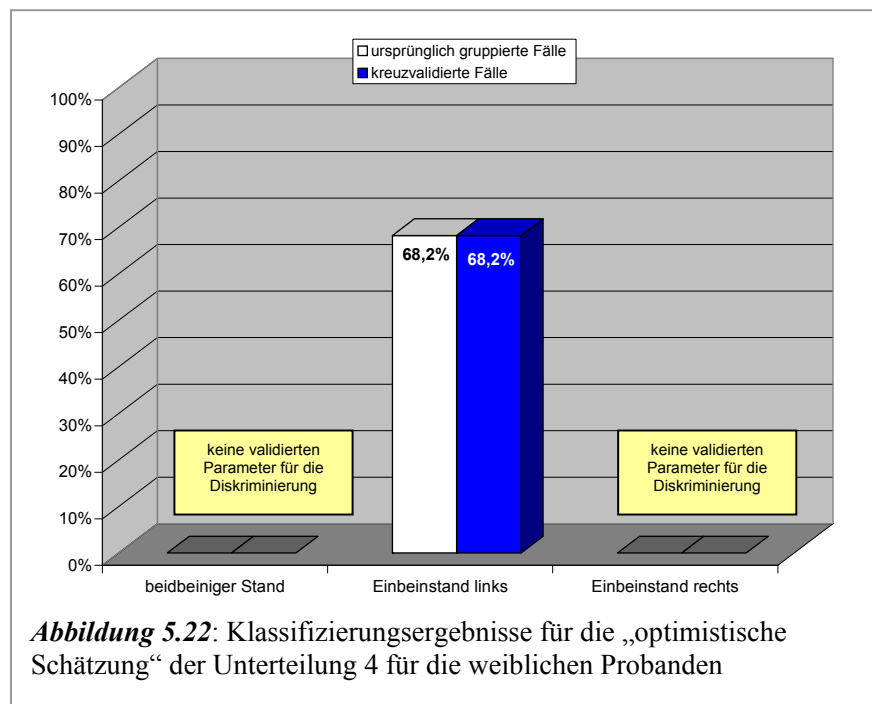


bei zwei Probanden die Verletzung anhand der Parameter **SHF** und **PNNL30** nicht detektiert werden.

Im Gegensatz zu den, für die *Unterteilungen 1* und *2* vorangestellten Ergebnisse, waren die Diskriminierungsraten für die Männer höher als für die Frauen (siehe Diagramm 5.22).

Wie schon in der *Unterteilung 2* konnte der

Parameter **ULF/P** für die Messposition auf dem linken Bein validiert werden. In Kombination mit dem signifikanten Stationäre-Epochen-Parameter **SWPSUM02** konnte die beste Gruppentrennung errechnet werden. Die berechnete Signifikanz der Diskriminanzfunktion nach WILK'S Lambda lag bei $p = 0,040$. Die Höhe der korrekten



Gruppentrennung lag für die original gruppierten, wie auch für die kreuzvalidierten Fälle bei 68,2% (siehe Diagramm 5.22).

14 Frauen aus der Vergleichsgruppe und 8 aus der Gruppe der Schleudertraumapatienten wurden analytisch betrachtet. Die ebenfalls in der Anlage Nr. 13 angeführten Kreuztabellen der

Klassifizierungsergebnisse für die Frauen zeigen auch hier, dass die richtige Gruppenzuordnung in der Vergleichsgruppe, wie auch bei den Männern, in dieser Unterteilung höher lag, als in der Patientengruppe. Aus der Vergleichsgruppe konnten 10 Frauen (71,4%) richtig eingruppiert werden. 4 wurden durch die gekennzeichneten Merkmale der Parameter **ULF/P** und **SWPSUM02** in der Diskriminanzfunktion falsch klassifiziert.

Bezüglich der Patientengruppe lag die richtige Zuordnung bei 62,5%, das heisst 5 Patientinnen wurden richtig und 3 falsch zugeordnet.

„Realistische Schätzung“ randomisierter Daten

Wie aus der Anlage Nr. 13 ersichtlich ist, ergaben die Signifikanzprüfungen mit WILK'S Lambda auch bei den 10fach wiederholten kreuzvalidierten Diskriminanzanalysen von „Trainings- und Testdatensätzen“ jeweils signifikante Unterschiede.

Für die Männer konnten auch in dieser Unterteilung die Ergebnisse der „optimistischen Schätzung“ anhand der ausgewählten „Trainingsdatensätze“ bestätigt werden. Die Klassifizierung der ausgewählten „Trainingsdaten“ lag mit 87,9% ähnlich hoch, wie die Klassifizierung der ursprünglich gruppierten Fälle der „optimistischen Schätzung“. Die Überprüfung der Validität der

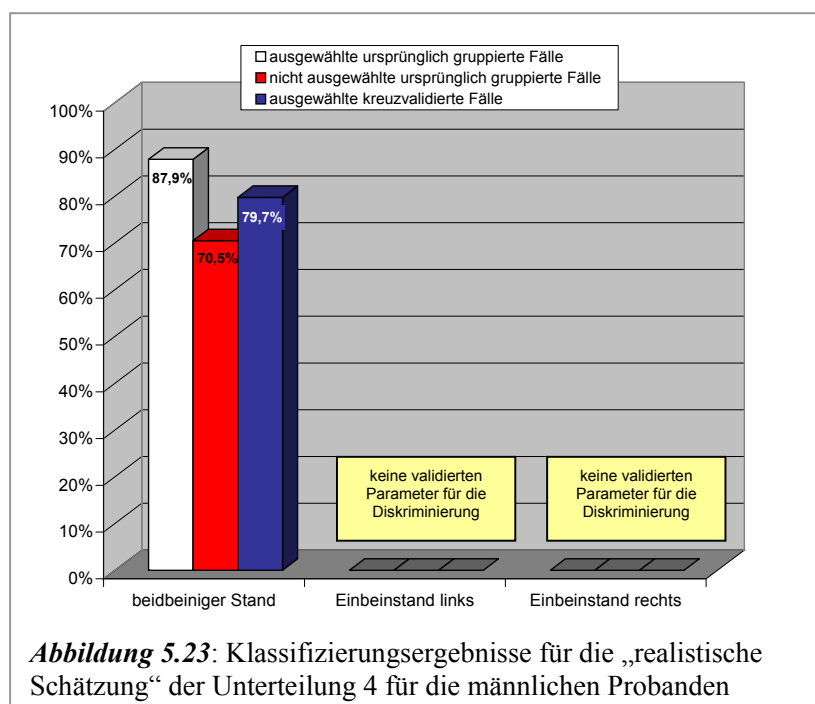
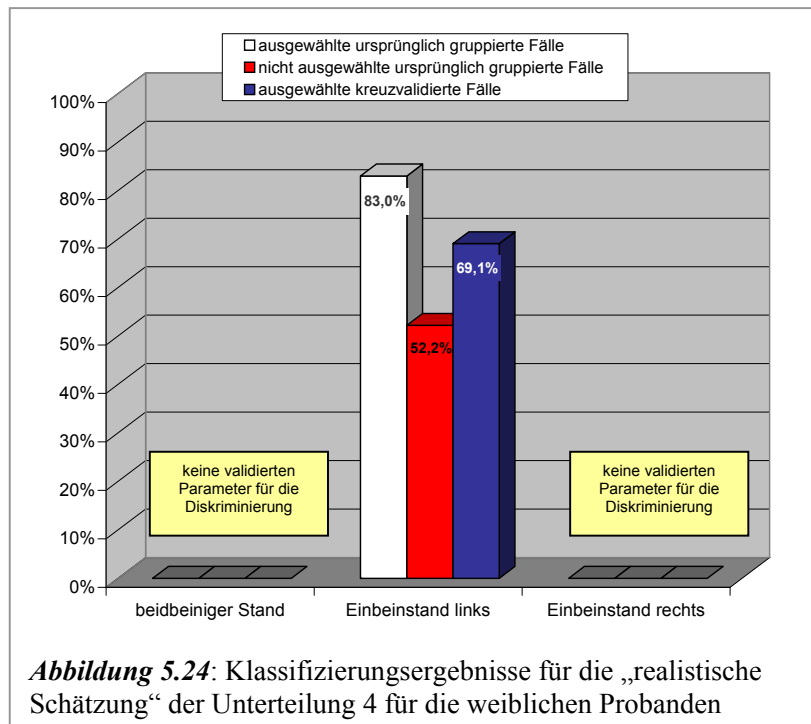


Abbildung 5.23: Klassifizierungsergebnisse für die „realistische Schätzung“ der Unterteilung 4 für die männlichen Probanden

Gruppenvorhersagbarkeit anhand der „Testdatensätze“ ergab jedoch eine um ca. 17% deutlich niedrigere Trennbarkeitsrate. Ebenso war das Trennbarkeitsmaß der kreuzvalidierten ausgewählten Trainingsdaten im Mittel mit 79,7% niedriger, als die erzielten 87,9% (siehe Diagramm 5.23). Damit muss die Trennung der „optimistischen Schätzung“ von knapp 90% Trennung auf ca. 75-80% Trennung relativiert werden.



Für die weiblichen Probanden bestätigten sich die Ergebnisse der optimistischen Trennung nicht. Wie aus dem Diagramm 5.24 ersichtlich wird, lag die Trennung anhand ausgewählter „Trainingsdatenreihen“ mit 83,0% deutlich über dem Klassifizierungsergebnis der „optimistischen Schätzung“. Dieses Maß konnte jedoch weder durch die Kreuzvalidierung der „Trainings-

daten“, noch durch die Klassifizierung durch die 3 „Testdatensätze“ bestätigt werden. Die Ergebnisse der Kreuzvalidierung lagen im Mittel bei 69,1%, die Klassifizierung der „Testdaten“ sogar nur bei 52,2%. Letztes Ergebnis widerspiegelt eine annähernde Irrtumswahrscheinlichkeit von ca. 50%, so dass auf der Basis der „Testdatensätze“ nicht von einer Gruppenvorhersagbarkeit gesprochen werden kann. Die 83,0% können damit als Artefakt bzw. Abhängigkeit von der Datensatzmenge, die in die Analyse der „Trainingsdaten“ eingeflossen ist, angesehen werden. Eine Relativierung der Diskriminierungsrate in Gruppengesamtheit auf 60% für den beidbeinigen Stand in dieser Unterteilung wäre entsprechend der errechneten Zahlen als „reales“ Maß anzusehen. Damit kann die Tendenz bestätigt werden, dass sich bei den über 40-jährigen Probanden ohne Eingrenzung des Verletzungszeitraumes die Männer besser als die Frauen über das Balanceverhalten klassifizieren lassen.

5.3.6 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 5

„Optimistische Schätzung“

Die Probanden, die in den Diskriminanzanalysen der fünften Unterteilung betrachtet wurden, sind in der Tabelle 5.9 dargestellt. Die Klassifizierung der weiblichen Probanden über die Balancemessungen der Einbeinstände auf dem rechten Bein konnte durch die Parameter **SLFN**

Tabelle 5.9: Anzahl der Probanden der *Unterteilung 5*

| Unterteilung 5 | |
|--|---|
| Alter ≤ 40 Jahre, Verletzungszeitraum über 12 Monate | |
| Probanden- zahl | Einbeinstand rechts / Geschlecht: weiblich |
| Patienten- gruppe | n = 6 |
| Vergleichs- gruppe | n = 14 |
| Gesamt: | n = 20 |

und **SHFN** gesichert werden. Die errechnete Diskriminanzfunktion nach WILK's Lambda konnte auf dem 5%-Niveau mit einem Wert von $p = 0,002$ als signifikant ausgewiesen werden (siehe Anlage Nr. 14).

Die Klassifizierung der ursprünglich gruppierten Fälle lag bei 90%. Die Kreuzvalidierung dieser Fälle lag mit 85% nur leicht unter dieser ersten

Schätzung (siehe Diagramm 5. 25).

Von 14 weiblichen Probanden der Vergleichsgruppe konnten demnach 13 richtig ihrer ursprünglichen Einteilung zugeordnet werden. Nur eine Frau wurde falsch eingruppiert. Von den 6 Patientinnen konnten 5 von 6 richtig anhand der Eigenschaften der beiden Parameter, die das Verhältnis niedriger

zu höherer Frequenzen in den stationären Epochen reflektieren, als „Schleudertraumabetroffene“ eingeordnet werden.

„Realistische Schätzung“ randomisierter Daten

Die Überprüfung der Stabilität der „optimistischen“ Schätzung durch die Diskriminierung der geteilten Datenreihen in „Trainings- und Testgruppe“, bestätigt die Klassifizierungsergebnisse. Für die ausgewählten 70% der Datenreihen, die zum „Trainieren der Diskriminanz-

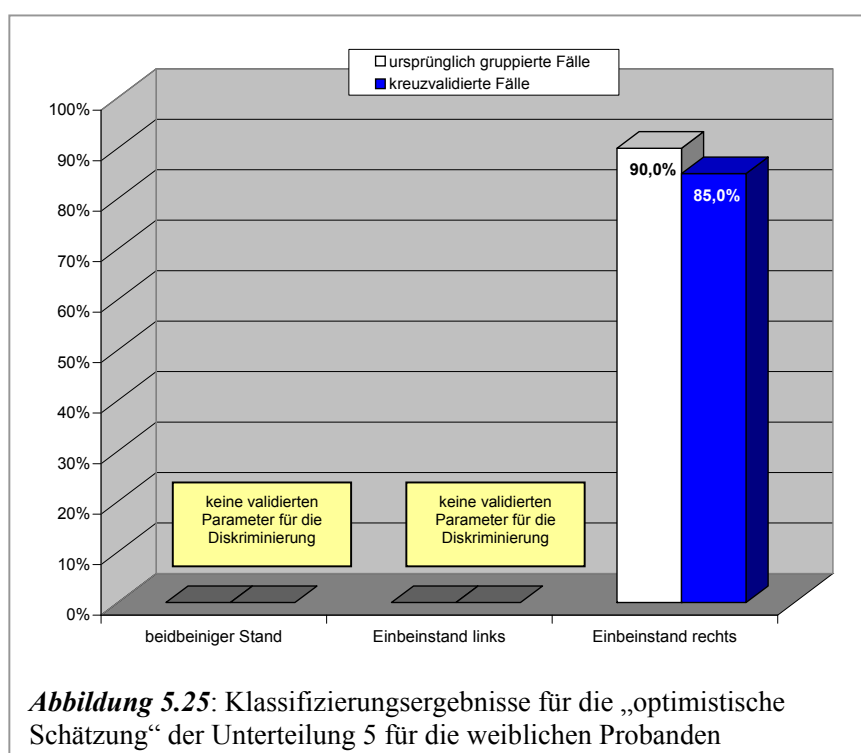
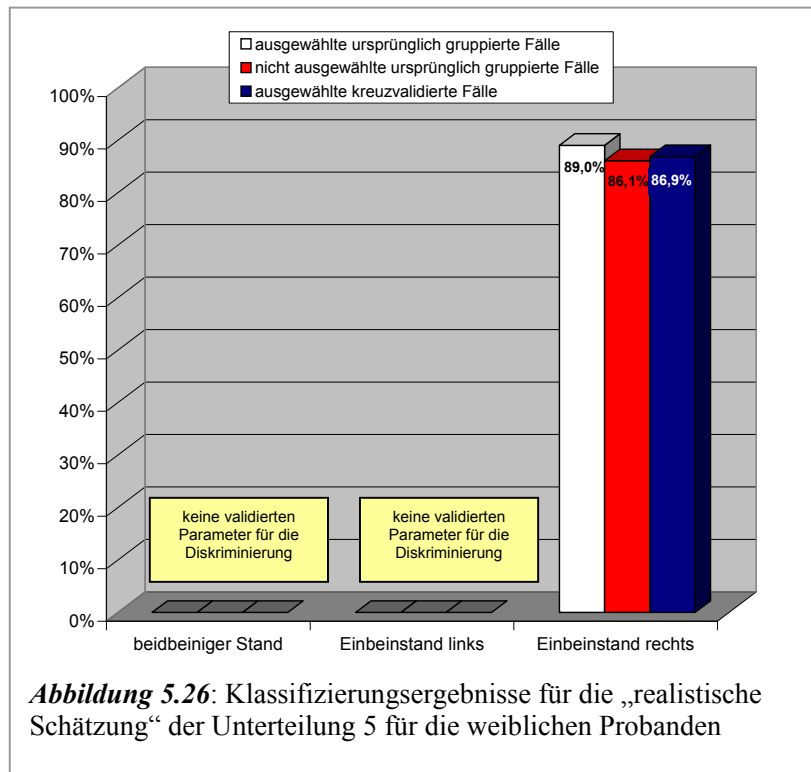


Abbildung 5.25: Klassifizierungsergebnisse für die „optimistische Schätzung“ der Unterteilung 5 für die weiblichen Probanden

funktion“ eingeschlossen wurden, konnte eine Diskriminierungsrate im Mittel von 89,0% errechnet werden.



Diese lag damit nur 1% unter der 90%-Rate aus der ersten Schätzung.

Die Diskriminierung der „Testdatensätze“, die nicht mit in das „Training“ der Daten einbezogen wurden, anhand derer es jedoch die „trainierte Diskriminanzfunktion“ zu überprüfen galt, lag mit errechneten durchschnittlichen 86,1% ebenfalls sehr hoch und bestätigt damit die 89%-Trennung. Gleiches gilt für die Trennung der aus-

gewählten kreuzvalidierten Fälle. Hier lag das mittlere Klassifizierungsergebnis bei 86,9% (siehe Diagramm 5.26).

Die 10 Kreuztabellen mit den Klassifizierungsergebnissen sowie die WILK's Lambda Werte, die nach dem angegebenen Signifikanzniveau alle signifikant waren, können in der Anlage Nr. 14 eingesehen werden.

5.3.7 Ergebnisse der Diskriminanzanalysen der Unterteilung 6

„Optimistische Schätzung“

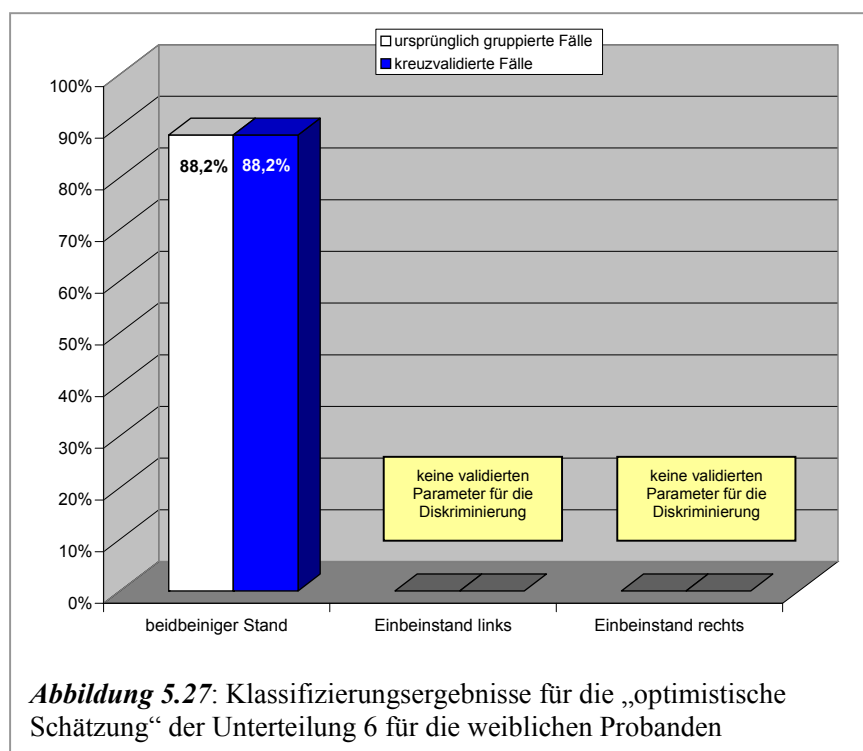
Wie der Tabelle 5.4 zu entnehmen ist, ergaben die nichtparametrischen Tests für die sechste Gruppenunterteilung signifikante Parameter für die Messposition des beidbeinigen Standes bei beiden Geschlechtern. Für die männlichen Probanden konnten die Parameter **FWRENYI4** und **PNNL30** validiert werden, für die weiblichen Probanden die Parameter **PLVAR10** und **FWRENYI4**. Jedoch konnte in dieser Unterteilung nur für die Frauen eine signifikante Diskriminanzfunktion berechnet werden. Die Diskriminanzfunktion für die Variablen **FWRENYI4**

Tabelle 5.10: Anzahl der Probanden der *Unterteilung 6*

| Unterteilung 6 | |
|--|--|
| Alter > 40 Jahre, Verletzungszeitraum über 12 Monate | |
| Probanden- zahl | beidbeiniger Stand / Geschlecht: weiblich |
| Patienten- gruppe | n = 3 |
| Vergleichs- gruppe | n = 14 |
| Gesamt: | n = 17 |

und **PNNL30**, in der die männlichen Probanden diskriminiert werden sollten, ergab mit der Testung nach WILK's Lambda einen Wert von $p = 0,384$, womit nach dem angegebenen Niveau keine Signifikanz zu verzeichnen war. Die Gruppenklassifizierung für die „optimistische und realistische Schätzung“ für die Männer entfiel

damit. Für die weiblichen Probanden (Anzahl siehe nebenstehende Tabelle 5.10) ergab die Signifikanzprüfung der Diskriminanzfunktion für die Parameter **PLVAR10** und **SFWRENYI4**

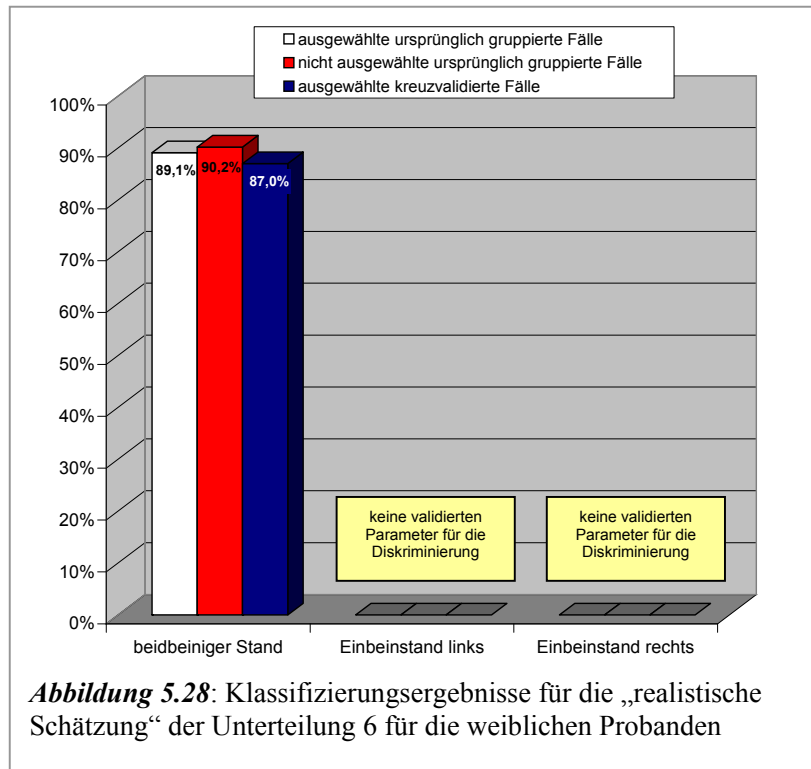


einen Wert von $p = 0,048$, so dass die Funktion als signifikant betrachtet werden konnte (siehe Anlage Nr. 15). Die Gruppentrennung für die ursprünglich gruppierten Fälle, wie auch für die Kreuzvalidierung dieser Fälle, ergab eine Diskriminierungsrate von 88,2% (siehe Diagramm 5.27).

Das Klassifizierungsergebnis für die Vergleichsgruppe lag dabei bei 100%, d.h. alle 14, in diese Analyse eingeschlossenen Frauen, konnten der richtigen Gruppe zugeordnet werden. Von den Patientinnen konnten 2 der 3 Frauen nicht richtig klassifiziert werden. Damit ist das hohe Trennungsmaß von 88,2% der ersten Schätzung relativ zu betrachten. Bei der ohnehin sehr geringen Probandenzahl der Patientengruppe lag die falsche Klassifizierung bei 66,7%.

„Realistische Schätzung“ randomisierter Daten

Im nachfolgenden Diagramm 5.28 sind die gemittelten Ergebnisse der „realistischen Schätzung“ dargestellt. Die Abbildung lässt erkennen, dass die Diskriminierungsraten für „Trainings- und Testgruppe“ sogar über den erzielten Werten der „optimistischen Schätzung“ liegen und die Trennung für die ausgewählten kreuzvalidierten Fälle nur knapp darunter. Wie den Kreuztabellen in der Anlage Nr. 15 zu entnehmen ist, konnten in den

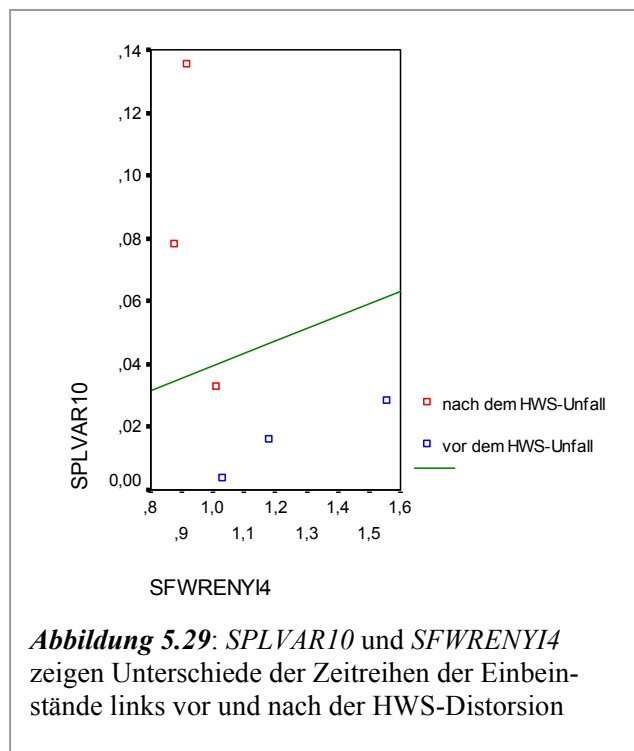


überwiegenden Fällen auch die eingeschlossenen Patienten ihrer richtigen Gruppe zugeordnet werden. Die hohe Gruppentrennung der „optimistischen Schätzung“ bestätigte sich damit. Alle 10 wiederholten Analysen mit 70% randomisiertem Dateneinschluss zeigten nach WILK's Lambda auf dem angegebenen Niveau von 0,05 signifikante Werte.

5.4 Einzelfallbetrachtung

Im folgenden Kapitel sind die Ergebnisse einer Kasuistik eines männlichen zum damaligen Zeitpunkt 30-jährigen Probanden dargestellt, der sich für die Teilnahme an den Messungen für die Vergleichsgruppe bereit erklärte. 3 Monate nach dieser Untersuchung erlitt dieser Proband ein diagnostiziertes Schleudertrauma (QTF Stufe II) als Folge eines Autounfalls, bei dem es zu einem Front- und Seitenaufprall am Fahrzeug kam. Die Geschwindigkeitsdifferenz beider Fahrzeuge während des Aufpralls betrug nach Angaben des Probanden mehr als $50 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Der Aufprall wurde durch unmittelbares vorheriges Erkennen der Unfallsituation bewusst wahrgenommen, so dass eine Anspannung der Muskulatur zum Schutz der HWS angenommen werden kann, ein Fakt, den der Proband auch bestätigte. 13 Tage nach seinem Autounfall

erklärte sich der junge Mann, der zuvor noch kein Trauma im Bereich des Schädels und der Halswirbelsäule erlitten hatte, erneut für die posturographischen Balancemessungen bereit. Der



Probant trug am ersten Tag nach dem Unfall einen Schanzverband und applizierte in den folgenden Tagen Wärmekompressen an den Schmerzstellen im Schulter- und Nackenbereich. Darüber hinaus erhielt er in den ersten 13 Tagen keine weiteren therapeutischen Interventionsmaßnahmen. Die Stationären-Epochen-Parameter ***SPLVAR10*** und ***FWRENYI4***, die für die unter 40-jährigen männlichen Probanden mit einem Zeitraum zwischen Unfall und Balancemessungen von maximal 12 Monaten anhand Balancezeitreihen der Einbeinstände links validiert werden konnten (siehe Tabelle 5.4), zeigten eindeutige Unterschiede in den Zeitreihen

des Probanden vor und nach dem HWS-Unfall (siehe Abbildungen 5.29 und 5.30). Aus dem Streudiagramm (Abbildung 5.29) lassen sich die Unterschiede der drei Messungen für die Einbeinstände links vor und nach dem Schleudertrauma anhand der Parameter ***SPLVAR10*** und ***SFWRENYI4*** erkennen. Beide sind Kurzzeitvariablen der symbolischen Dynamik in den stationären Epochen. Je variabler das Schwankungsverhalten der Amplitudenänderungen in den stationären Epochen ist, desto besser kann das Balanceverhalten bezeichnet werden. Die Entropien sind Maße für diese Variabilität (siehe Kapitel 4.4.2), konvergieren sie gegen den Wert „Null“, verschwindet auch das „chaotische“ Verhalten in den posturalen Zeitreihen. Der Abbildung 5.29 ist zu entnehmen, dass das Komplexitätsmaß der Wortverteilung nach der Renyi-Entropie ***SFWRENYI4*** nach einer Verletzung im HWS-Bereich eine geringere Verteilungszahl zeigt, als vor der Distorsion. D.h. die Komplexität der Wortverteilung wird geringer. Die Variabilität und das chaotische Verhalten der posturalen Schwankungen in den stationären Epochen nehmen nach dem Schleudertraumaunfall ab.

Der Parameter **SPLVAR10**, der die Verteilung der M_{XY} -Intervall-Differenzen von $<0,1$ Millimeter in den stationären Epochen widerspiegelt, und damit ein Maß für intermittierendes Verhalten zwischen geringer und erhöhter posturaler Schwankungsbreite darstellt, zeigt eine Zunahme der Schwankungsbreite $<0,1$ mm in diesen Phasen. Die Abbildung 5.30 verdeutlicht die Zunahme des Medianwertes für den Parameter **SPLVAR10** nach dem Trauma. D.h. der Proband weist nach der Verletzung vermehrt stationäre Epochen mit Amplitudenänderungen unter einem Millimeter im Balancerverhalten auf, als vor dem Schleudertrauma. Damit bestätigen sich die Ergebnisse im Vergleich der Gruppengesamtheit traumatisierter und die nichttraumatisierten unter 40-jähriger Männer für diesen Parameter (vgl. Kapitel 5.5). Die Abbildungen 5.31 und 5.32 zeigen jeweils eine

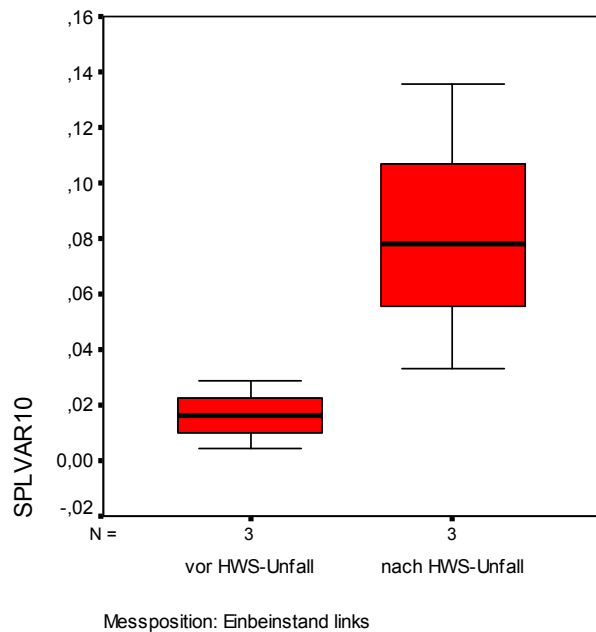


Abbildung 5.30: Zunahme des Medianwertes des Parameters **SPLVAR10** im Vergleich vor und nach der HWS-Distorsion;

Originalzeitreihe einer Messung auf dem linken Bein vor und nach der cervicalen Distorsion. Aus der Zeitreihe nach dem traumatischen Ereignis (Abb. 5.31) lässt sich erkennen, dass die Mehrzahl der resultierenden Momentenänderungen einen Wert von 1 Millimeter nicht

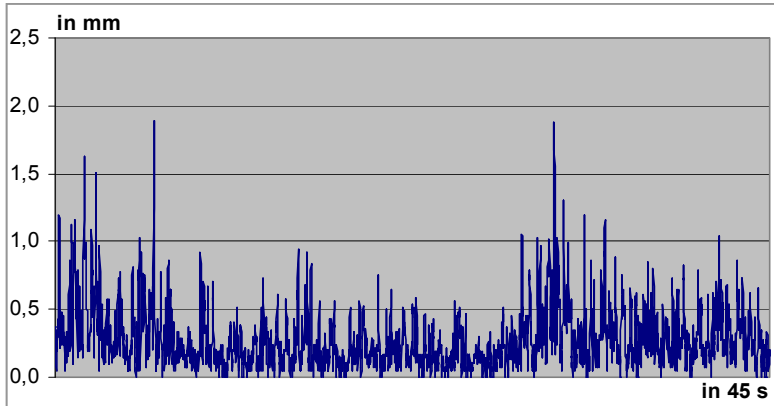


Abbildung 5.31: Originalzeitreihe des Balanceverhaltens einer Messung auf dem linken Bein nach dem HWS-Unfall

überschreitet. Die Anzahl der stationären Epochen nimmt zu, die Variabilität des Schwankungsverhaltens innerhalb dieser Phasen jedoch ab.

Im Gegensatz dazu weist die Zeitreihe des Balanceverhaltens vor dem HWS-Trauma eine höhere Variabilität der Momenten-

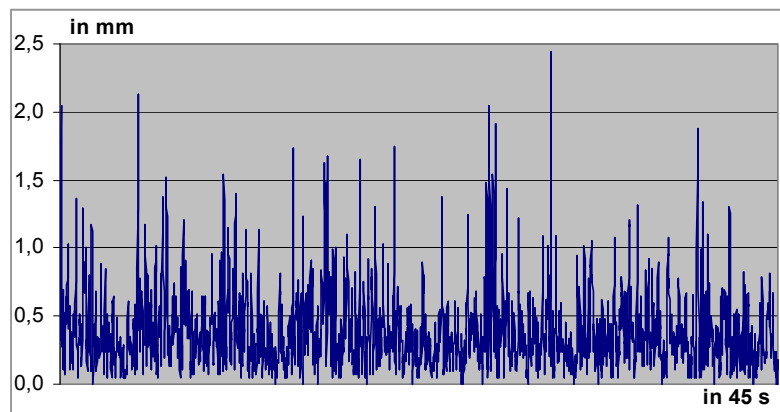


Abbildung 5.32: Originalzeitreihe des Balanceverhaltens einer Messung auf dem linken Bein vor dem HWS-Unfall

Amplitudenänderungen von mehr als 1 Millimeter zu erkennen.

resultierenden auf. Es lassen sich ebenfalls stationäre Epochen mit Amplitudenhöhen unter 0,5 Millimeter erkennen, ebenso wie ein hohes Maß an Differenzen <1 Millimeter. Sie weisen jedoch einen intermittierenden Charakter auf. Weiterhin ist eine höhere Anzahl an

Für die Einzelfallbetrachtung lässt sich als Ergebnis abschließend formulieren, dass sich das Balanceverhalten nach einem HWS-Trauma verändert und in einer abnehmenden Variabilität der posturalen Schwankungen geäußert hat. Nähere Ausführungen dazu finden sich in der Diskussion.

5.5 Zusammenfassung der wichtigsten Diskriminierungsergebnisse

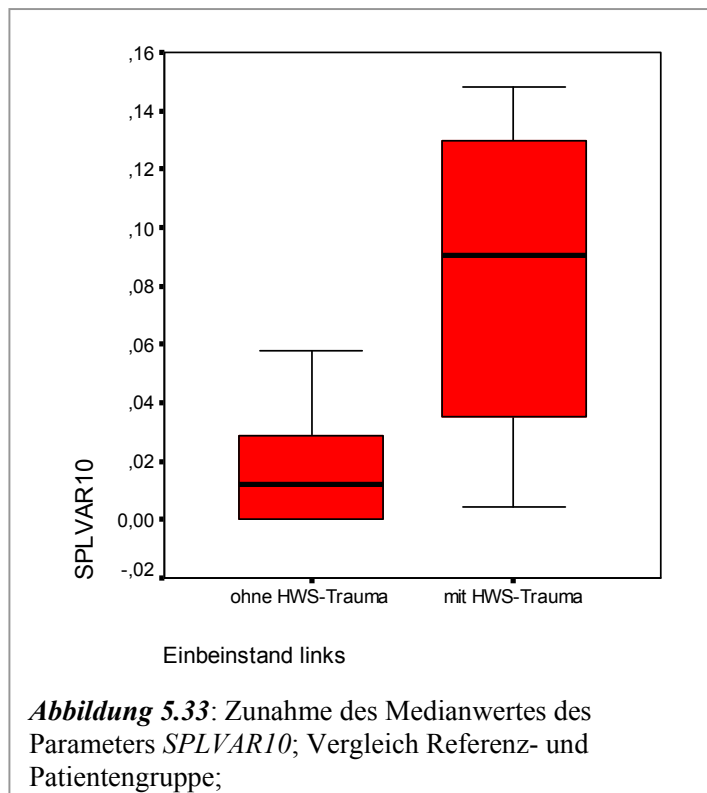
Beim Vergleich der Gruppendiskriminierungen der sechs Unterteilungen konnte festgestellt werden, dass im beidbeinigen Stand mit geschlossenen Augen bei beiden Geschlechtern auf Grund signifikanter Parameter eine Gruppentrennung am häufigsten möglich war. Die Gleichgewichtsmessungen auf dem rechten Bein erwiesen sich als am wenigsten geeignet, um Verletzungen im HWS-Bereich detektieren zu können. Letztere ergaben nur bei den unter 40-jährigen Frauen, überwiegend mit länger als 12 Monaten zurückliegendem Verletzungszeitraum, signifikante Unterschiede.

Die höchsten Diskriminierungsraten der „realistischen Schätzung“ konnten für die Frauen erreicht werden, deren Verletzung mehr als 12 Monate zurücklag. Das traf sowohl für die unter, als auch über 40-jährigen Probandinnen zu. Im Vergleich zeigten die „realen“ Diskriminierungsergebnissen der Frauen, mit Zeitraum zwischen Unfall und Messung von maximal 12 Monaten, niedrigere Trennungsraten, bei annähernd gleichen Gruppenstärken. Für die Männer konnten diese Zusammenhänge zum einen auf Grund zu geringer Probandenstärke und zum anderen bedingt durch fehlende Signifikanz der Parameter in den Balancezeitreihen in den

Unterteilungen 3, 5 und 6, die ebenfalls auch vom Aspekt der Gruppenstärke abhängig ist, nicht nachgewiesen werden.

Als weiteres Ergebnis konnte festgestellt werden, dass die Gruppentrennung ohne Abgrenzung des Zeitraumes zwischen dem Ereignis der HWS-Distorsion und dem Untersuchungszeitpunkt, die schlechtesten Trennbarkeitsraten ergab. Eine Berücksichtigung bzw. Einteilung des Verletzungszeitraumes ist demnach notwendigerweise durchzuführen, um eine optimale Gruppentrennung zu gewährleisten. Die Gegenüberstellung der Klassifizierungsergebnisse der jüngeren mit den älteren Probanden ergab in beiden Geschlechtern keine eindeutigen Unterschiede. Die Ergebnisse lagen in den Unterteilungen in etwa gleich hoch. Ein häufiges Wiederkehren spezifischer Parameter des Balanceverhaltens in allen Unterteilungen konnte nicht nachgewiesen werden. Für die weiblichen Probanden liessen sich zwar diesbezüglich Tendenzen für die Messpositionen des beidbeinigen Standes in den *Unterteilungen 1* und *3* sowie für die Messposition auf dem rechten Bein in den *Unterteilungen 3* und *5* erkennen (es konnten jeweils identische Parameter validiert werden), jedoch konnten bei zu wenig Messpositionen signifikante Ergebnisse erzielt werden, um dahingehende Ableitungen treffen zu können. Bezugnehmend auf die Fragestellung einer spezifischen Mustererkennung in den posturalen Schwankungen, konnten auf Grund dessen ebenfalls keine allgemeingültigen Unterschiede nachgewiesen werden.

Jedoch zeigten sich unterschiedliche Tendenzen im Schwankungsverhalten im Prä-Post-Vergleich des analysierten Einzelfalls. Der Parameter **SPLVAR10**, der für die männlichen Probanden der Unterteilung 1 validiert wurde, zeigte hier eine Abnahme der Schwankungsvariabilität in den stationären Epochen. Der Abbildung 5.33 ist zu entnehmen, dass sich diese Tendenz auch beim Vergleich der Referenz- mit der Patientengruppe für diese Unterteilung bestätigte. D.h. die unter 40jährigen Männer mit HWS-Distorsion



(posttraumatisches Intervall maximal 12 Monate), wiesen in ihrem Schwankungsverhalten gegenüber gleichaltrigen Probanden der Vergleichsgruppe eine eingeschränkte Variabilität in ihrem posturalen Balancierverhalten auf dem linken Bein auf.

Die exemplarisch vorgenommene randomisierte Zuordnung bei den Patienten wie auch den Probanden die als Referenz herangezogen wurden, ergab im Vergleich zur realen Zuordnung deutlich geringere Trennbarkeitswerte. Diese können dem Anhang entnommen werden (Anlage Nr. 5 und Nr. 16). Der Chi Quadrat Test auf Gleichheit der Proportionen zwischen den Diskriminierungsergebnissen ergab keine Signifikanz. Ebenso konnte bei zufälliger Gruppenzuordnung keine Signifikanz der Diskriminanzfunktion nach WILK's- Lambda errechnet werden. Die signifikanten Gruppenunterschiede sind damit nicht auf multiples Testen zurückzuführen.

6. Diskussion

Die ermittelten Ergebnisse der Untersuchung werden in diesem Kapitel in der Reihenfolge der zu Grunde liegenden Untersuchungsziele sowie der vorangegangenen Ergebnisdarstellung im Kapitel 5 diskutiert.

6.1 Diskussion der Ergebnisse der Abhängigkeitsanalysen

Bezugnehmend auf die Zielstellung dieser Arbeit kann eine gestörte posturale Balance jedoch nur dann auf eine mögliche propriozeptive Irritation der Nackenregion als Traumafolge zurückgeführt werden, wenn Störinformationen aus weiteren sensorischen Systemen, die an der Gleichgewichtsregulation beteiligt sind, ausgeschlossen werden können. Aus funktioneller Sicht sind demnach Störungen in den beiden Schlüsselregionen der Fuß- und Sprunggelenke sowie der Iliosacralgelenke als Kofaktoren zu betrachten. Das heisst sie dürfen keine dahingehenden Irritationen aufweisen, bzw. als „Störfelder“ die Gleichgewichtsregulation beeinträchtigen, wenn eine eindeutige Abgrenzung propriozeptiver Soll-Ist-Wert-Verstellungen der Nackenrezeptoren gewährleistet werden soll. Hierin zeigt sich ein Kriterium, das die Diagnostik einer Verletzung im Bereich der HWS über das plantare Schwankungsverhalten erschwert. Die signifikanten Unterschiede in der Balanceregulierung in **Abhängigkeit von statischen Auffälligkeiten** am passiven Bewegungsapparat deuten auf eine Beeinträchtigung der Funktion des sensomotorischen Systems hin. Kausal verantwortlich für die Symmetrieabweichungen propriozeptiver Schlüsselregionen der Gleichgewichtsregulierung könnten u.a. Funktionsstörungen der Iliosacralgelenke und der Kopfgelenke sein. Diese wie auch weitere propriozeptive und gegebenenfalls auch nozizeptive Störsignale aus dem Achsenorgan (z.B. Irritationen der Ligamenta) wie auch der Muskulatur beeinflussen die sensomotorische Verarbeitung [19,20,22,50,104,186,187]. Im Kapitel 3.3.2 wurde bereits dargelegt, wie sich Irritationsmöglichkeiten bspw. hypomobile reversible Funktionsstörungen der Kopf- und Iliosacralgelenke auf das Gleichgewichtsverhalten auswirken können. Die gefundenen Ergebnisse der Analysen des Abhängigkeitsverhältnisses der Gleichgewichtsregulation von statischen Symmetriauffälligkeiten bestätigen die angeführten Postulate. Damit waren Probanden, die statische Auffälligkeiten zeigten, für die Gewährleistung einer eindeutigen Gruppenvorhersagbarkeit notwendigerweise auszuschließen.

Ebenso bleibt anzumerken, dass neben den propriozeptiven Störeinflüssen auch vestibuläre Irritationen, Alkohol- und Drogenmissbrauch sowie die Einnahme gleichgewichtsbeeinträchtigender Medikamente [141] auszuschließen sind.

Im Weiteren konnte festgestellt werden, dass es mit zunehmendem **Lebensalter** zu einer vermehrten Standardabweichung und Zunahme der Mittelwerte der Momentenresultierenden kommt. Gleichzeitig nimmt die Anzahl an stationären Epochen ab. D.h. ältere Probanden zeigten im Vergleich zu jüngeren kaum noch Zeitspannen in denen sie die Amplitudenhöhe von 0,5 mm nicht überschritten. Die klassifizierten Parameter, anhand derer diese Altersgruppe diskriminiert wurde, widerspiegeln ebenfalls diese Tendenz im Gleichgewichtsverhalten. Im Gegensatz zu den jüngeren Probanden, für die ausschließlich Variablenmerkmale der stationären Epochen validiert werden konnten, waren es bei den älteren Probanden nur vereinzelte Parameter, die das Balanceverhalten in stationären Epochen charakterisieren. Die nachgewiesene Zunahme der Amplitudenhöhe bzw. Größe der Amplitudenschwankung kann als verschlechtertes Gleichgewichtsvermögen angesehen werden, da nach CAVANAUGH et al. und MAURER et al. eine vergrößerte Schwankungsamplitude in der Posturographie mit einer geringeren posturalen Kontrolle gleichzusetzen ist [15,110]. Damit wird die Qualität der posturalen Balanceregulierung mit zunehmendem Lebensalter schlechter. Eindeutige Kausalitäten für eine im Altersgang nachlassende Gleichgewichtsfähigkeit konnten bisher nicht nachgewiesen werden, werden aber in weiteren Studien konstatiert [12,33,69]. Gemeinsam ist diesen Studien, dass sie die Leistungsveränderungen mit zunehmenden Altersdekaden im Hinblick auf die Gleichgewichtsaufgabe beim einbeinigen Stehen nur anhand verkürzter Balancierzeiten nachgewiesen haben. In den vorliegenden Ergebnissen dieser Schrift konnte der quantitative Aspekt durch die nichtlinearen Analysen qualitativ ergänzt werden. D.h. die Veränderung des posturalen Schwankungsverhaltens im höheren Lebensalter wurde durch die nichtlinearen Parameter nachgewiesen und charakterisiert. Gleichzeitig wird dadurch jedoch eine eindeutige Diagnostik cervicaler Weichteildistorsionen erschwert. TUREK und BELL et al. weisen in diesem Zusammenhang darauf hin, dass das knöcherne Achsen skelett respektive der umgebenden Weichteilstrukturen mit zunehmendem Alter verletzungsanfälliger wird. YDENIUS et al. postulieren, dass vor allem die Halswirbelsäule im fortgeschrittenen Alter aus biomechanischer Sicht weniger flexibel ist und dadurch eine erhöhte Verletzungsgefahr gegeben ist [190]. Nach Unfällen können in Folge dessen Verletzungen auftreten, bei denen häufiger ein schwerwiegendes morphologisches Korrelat zu finden ist, wenn die Betroffenen älter als 50 Jahre sind, als bei Patienten, die einen Unfall gleicher Intensität erleiden, aber das 30. Lebensjahr noch nicht überschritten haben [61,123,138].

Zudem leiden über 60-jährige Probanden signifikant häufiger unter Degenerationen des Stütz- und Bewegungssystems, als jüngere Altersgruppen. Für den Einsatz eines diagnostischen Verfahrens mit der hier verwendeten Methodik wirkt sich dieser Umstand erschwerend aus, da

Störungen am Stütz- und Bewegungsapparat ein absolutes Ausschlusskriterium darstellten. Des Weiteren können bei älteren Probanden konditionell-kordinative Aspekte eine Rolle spielen, die einer erfolgreichen standardisierten Absolvierung einer 45-sekündige Balancemessung im Einbeinstand entgegenstehen.

Neben den von TUREK et al. [169] und YDENIUS et al. [190] beschriebenen degenerativen Altersveränderungen der HWS, können eine verminderte Reaktionsfähigkeit auf taktile und propriozeptive Reize sowie eine verminderte Nervenleitgeschwindigkeit und verlangsamte neuromuskuläre Koordination, die eine effiziente und effektive Korrektur von Körperschwankungen konterkarieren, als Ursache dieser Veränderungen angenommen werden. Zunehmende Störfaktoren und das vermehrte Auftreten von chronischen Erkrankungen im Alter in Verbindung mit einer schlechteren regulativen Kompensationsfähigkeit der Störeinflüsse, könnten eine weitere Kausalität dafür liefern, dass sich das Balanceverhalten mit zunehmendem Alter verschlechtert. Auch jüngere Menschen leiden an störenden Einflüssen, aber weniger und milder. Zudem ist anzunehmen, dass sie über ein breiteres Regulationsspektrum verfügen. Vor allem die neurologische Degeneration im Alter (Abbau von Neuronen im Nervensystem) beeinträchtigt die sehr komplex neuronal gesteuerte Fähigkeit der Gleichgewichtsregulation nachteilig.

In diesem Zusammenhang muss auch der Trainingszustand diskutiert werden. Es sind Unterschiede zwischen koordinativ und konditionell trainierten und untrainierten Probanden zu erwarten. Vor allem Ermüdungserscheinungen der Muskulatur könnten sich bei älteren trainierten Probanden über einer Messzeit von 45 s mindern lassen. Aber auch der koordinative Trainingszustand ist nicht zu vernachlässigen. HOLLMANN und STRÜDER [65] zeigten, dass das menschliche Gehirn im Alter noch ein hohes Maß an Plastizität aufweist und auf therapeutische Reize reagiert. Vor allem im Balancebereich sind auf Grund der neurologischen Zusammenhänge sehr gute Effekte möglich. In Studien von FETZ, WESTPHAL, PERRIN et al. und IVERSON et al. wurde übereinstimmend festgestellt, dass die Gleichgewichtsleistungen von trainierenden älteren Sportlern signifikant besser sind, als die von untrainierten Gleichaltrigen [33,76,128,183]. Sie führen diese Unterschiede als Folge regelmäßigen sportlichen Trainings an.

Kontrovers werden geschlechtsspezifische Unterschiede im Gleichgewichtsverhalten in der wissenschaftlichen Literatur diskutiert. Es wird postuliert, dass geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich koordinativer Fähigkeiten wesentlich geringer ausfallen, als in Bezug auf konditionelle Fähigkeiten [64]. PROSTASOVA et al. und FRANDIN et al. [35,131] stellten fest, dass Männer gegenüber Frauen eine bessere Gleichgewichtsfähigkeit aufweisen. Sie fanden

signifikante Unterschiede in den Standzeiten beim Balancieren auf einem Bein zwischen beiden Geschlechtern. Legt man die Dauer der Standzeiten als Beurteilungskriterium für das Gleichgewichtsverhalten zu Grunde, dann lässt sich dieses Ergebnis durchaus nachvollziehen. Die Standzeiten sind u.a. vom Kraftniveau und von Kraftausdauerfähigkeiten, also konditionellen Fähigkeiten abhängig. Männer verfügen diesbezüglich über größere Leistungsreserven, als Frauen. Über das Schwankungsverhalten – die Qualität der plantaren Feinregulation – während der Standzeiten, das von sensomotorisch-kordinativen Aspekten abhängt, kann jedoch damit keine Aussage getroffen werden. Jedoch repräsentieren und limitieren gerade letztgenannte koordinative Aspekte die Gleichgewichtsfähigkeit [^{57,64,140,188}].

Durch die vorliegenden Analysen der Balanceregulation konnten im Ergebnis **geschlechtsspezifische Unterschiede** nachgewiesen werden. Diese Unterschiede werden mit zunehmendem Alter deutlicher, wobei nicht bestätigt werden konnte, dass Männer ein besseres posturales Balancierverhalten aufweisen, als Frauen. Die erhöhten Amplitudenänderungen in Richtung Maxima bei den Männern ab dem 50. Lebensjahr weisen darauf hin, dass eine Leistungsabnahme im Balancierverhalten früher beginnt als bei den Frauen, die von der 3. bis 6. Dekade eine relativ konstante Gleichgewichtsregulation aufweisen. Daraus lässt sich die Vermutung ableiten, dass Frauen die von der posturalen Sensorik gemeldeten Deviationen des Körpers im Alter schneller und exakter „verrechnen“ und mit präziseren motorischen Aktionen beantworten können.

Neben den bisher diskutierten Abhängigkeiten im Gleichgewichtsverhalten ist ebenso die Länge des zurückliegenden Zeitraumes der Halswirbelsäulenverletzung im Hinblick auf die Balance-regulierung von Bedeutung und in einer entsprechenden Diagnostik zu berücksichtigen. Auf die Unterschiede der Diskriminierungsraten in Abhängigkeit vom posttraumatischen Intervall wird im anschließenden Kapitel näher eingegangen.

Mit den Ergebnissen der Abhängigkeitsanalysen konnte die Fragestellung der hier überprüften Neben- und Randbedingungen einer funktionellen Differentialdiagnostik über das Balanceverhalten, beantwortet werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse der Diskriminanzanalysen und Einzelfallbetrachtung

Die Eingangs aufgestellten und überprüften Hypothesen konnten durch die Ergebnisse dieser Arbeit zum Teil bestätigt werden. Die Gleichgewichtsregulation ließ sich über das

posturographische Messsystem objektiv erfassen und über die zeitdiskrete Signalverarbeitung beschreiben. Die berechneten nichtlinearen Parameter zeigten Unterschiede in den Zeitreihen zwischen den Schleudertraumageschädigten und den Kontrollpersonen. Die Ergebnisse müssen jedoch kritisch betrachtet und diskutiert werden, so dass die Hypothese nicht gänzlich bestätigt bzw. einige Fragestellungen noch nicht hinreichend geklärt werden konnten.

Am häufigsten konnten Diskriminierungsraten durch die analysierten Zeitreihen der Messposition im beidbeinigen Stand mit geschlossenen Augen erreicht werden.

In dieser Position – unter Ausschluss visueller Informationen – können die Unterschiede im Balancierverhalten zwischen beiden Gruppen möglicherweise auf eine ineffiziente kinästhetische Regulation zurückgeführt werden. HUFSCHMIDT führt aus, dass eine wichtige Funktion des visuellen Systems in Bezug auf die Gleichgewichtsregulation darin besteht, die übrigen beteiligten Regelkreise zu eichen [71]. Da die vestibulär induzierten Reflexe eine hohe Latenz aufweisen [4,25], muss eine plötzliche Standunsicherheit bei „Wegnahme“ der visuellen Afferenz anfänglich über die Regelkreise der Tiefensensibilität ausgeglichen werden, bevor vestibuläre Efferenzen regulierend wirksam werden können. Im Umkehrschluss bedeutet das, dass es beim Ausfall visueller Informationen und einer gestörten Propriozeption, wie sie nach einer cervicalen Distorsion in der Nackenmuskulatur angenommen werden kann, zu einer Standunsicherheit und gestörter Gleichgewichtsregulation kommt. D.h. über eine Standposition unter Ausschluss visueller Afferenzen lassen sich am ehesten Gruppenunterschiede bei gestörter Propriozeption im Gleichgewichtsverhalten erkennen.

Im **Vergleich der Messpositionen** auf einem Bein untereinander wurden auf dem rechten Bein die geringsten Unterschiede im Gleichgewichtsverhalten beider Gruppen festgestellt. Diese Unterschiede konnten auch nur für die weiblichen Probanden nachgewiesen werden. Sie zeigten ein verändertes Frequenzverhalten im niederen sowie hohen Leistungsspektrum der Schwankungen in den stationären Epochen.

Die Männer mit Verletzung im HWS-Bereich unterschieden sich in ihrem Balancierverhalten nicht signifikant von den Probanden ohne HWS-Störung über die Zeitreihen auf dem rechten Bein, sondern nur auf dem linken. Für diese Links-Rechts-Unterschiede im Gleichgewichtsverhalten der Männer sind möglicherweise hirnorganisch funktionelle Seitenasymmetrien verantwortlich. Hypothetisch könnten diese Seitenasymmetrien zur unterschiedlichen koordinativen Entwicklung führen. In Folge könnte dessen eine Extremität eine höhere Kapazität besitzen, Störungen zu kompensieren. Da die linke Hemisphäre die rechte Körperhälfte steuert, kann davon ausgegangen werden, dass eine bessere Myelinisierung und neuronale Vernetzung

der linken Hemisphäre bessere sensomotorische Voraussetzungen für das Balancieren auf dem rechten Bein bietet. Es ist anzunehmen, dass die von der posturalen Sensorik gemeldeten Deviationen des Körpers spinal – und vor allem supraspinal – schneller und exakter verrechnet und mit präziseren motorischen Aktionen beantwortet werden. Schnelligkeit und Exaktheit der Balancekorrekturen können als wesentliche qualitative Merkmale der neuronalen Funktion gewertet werden. Möglicherweise unterscheiden sich deshalb die Zeitreihen der Messungen auf dem rechten Bein bei den männlichen Probanden in beiden Gruppen nicht voneinander. Eine Ursache könnte in der besseren plantaren Propriozeption des Präferenzbeines gesehen werden. Man kann annehmen, dass die Auswirkungen einer HWS-Distorsion vielleicht durch Trainingseffekte der Lateralität bei Rechtsbeinigkeit kompensiert werden und somit nicht mehr eindeutig über posturographische Messungen erfasst werden können. Hinweise dafür liefern GESCHWIND & GALABURDA. Sie postulieren, dass es geschlechtsspezifische Unterschiede in der Entwicklung einer Dominanz von einer Hirnhälfte gibt bzw. die Kommunikation zwischen beiden Hemisphären oder die Funktion der Konterlateralen vom Geschlecht abhängig ist [43]. Sie führen diese Entwicklungsunterschiede auf hormonelle Einflüsse während der fetalen Reifung zurück. SCHWEIGER et al. konnten im Hinblick auf eine Geschlechtsabhängigkeit von der Hemisphärendominanz im funktionellen MRI nachweisen, dass sich Männer und Frauen nicht im Ausmaß der rechtshemisphärischen, jedoch der linksseitigen Aktivierung unterscheiden, wobei Männer höhere Aktivierungswerte aufweisen [143]. HASSLER fand für die männlichen Probanden eine Bestätigung für die Postulate von GESCHWIND & GALABURDA, jedoch nicht für die weiblichen [56]. Die angeführten Erklärungsansätze können jedoch nur hypothetisch verstanden werden. Eine abschließende Klärung dieses Sachverhalts kann nach derzeitigem wissenschaftlichem Kenntnisstand nicht erfolgen.

Die Geschlechtsspezifität lässt sich auch in den Gruppen erkennen, in denen ausschließlich Probanden betrachtet wurden, deren Verletzung länger als 12 Monate vom Untersuchungszeitpunkt zurücklag. Auch hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den nichtlinear analysierten Zeitreihen der männlichen Probanden. Die Ergebnisse lassen sich zum einen dahingehend interpretieren, dass Frauen möglicherweise über eine höhere propriozeptive Sensibilität und Verarbeitung verfügen als Männer. Andererseits scheinen Frauen den Ergebnissen nach auch stärker und länger unter den Folgen einer cervicalen Distorsion zu leiden. MACKAY bestätigt dieses Ergebnis und führt in Zusammenfassung mehrerer britischer Studien aus, dass bei Auffahrunfällen nur 38% der Männer, jedoch 55% der Frauen durch eine Distorsionsverletzung der Halswirbelsäule unter unfallkausalen chronischen Langzeitbeschwerden zu leiden haben [105]. Ein Erklärungsansatz bietet sich durch den bereits

angeführten Aspekt der konditionellen Leistungsunterschiede und die differente Physis zwischen den Geschlechtern.

Ein weiterer Erklärungsansatz bietet sich durch die in der Regel strafferen Bindegewebe und kräftiger ausgeprägten muskulären Partien der HWS bei den Männern. Letztlich kann daraus auch eine bessere muskuläre Stabilisierung der HWS-Region angenommen werden. GRAF-BAUMANN et al. und DVORAK führen an, dass die strukturell bedingte Instabilität des cranio-cervicalen Übergangs eine besondere Stabilisierung erfordert [27,46]. Der hinteren tiefen Nackenmuskulatur schreiben GRAF-BAUMANN et al. dabei vorwiegend tonische, der vorderen antagonistischen Muskeln vorwiegend phasische Arbeitsweisen zu. Bei Funktionsstörungen der hinteren tiefen und mittleren Nackenmuskulatur kann es zu einer Pseudoparese der phasischen Anteile der vorderen langen Halsmuskeln kommen. Folge des Funktionsverlusts der phasischen Anteile ist eine Funktionsumkehr. D.h. sie behalten nun tonischen Charakter, verkürzen sich, werden kontrakt [46]. In der manuellen Medizin spricht man von einer daraus resultierenden kompensatorischen Schutzblockierung der oberen 3 Halswirbelsäulensegmente. Im Weiteren sind dadurch die Bewegungsausmaße der HWS eingeschränkt. Ebenso sind unphysiologische Afferenzen aus dem Nackenrezeptorenfeld zu erwarten. Das Fehlen der Afferenzen wird ebenfalls durch die strukturelle Überdehnung und Zerreißen ligamentärer und fascialer Strukturen in Folge der plötzlichen Akzelerations- und Dezelerationsbewegung der HWS verstärkt unterhalten [46]. Es ist davon auszugehen, dass vorheriges Erkennen einer Unfallsituation zu einer „reflexartigen“ Schutzspannung der Muskulatur führt, wodurch strukturelle Verletzungen in ihrem Ausmaß vermindert werden. Gleiches kann in diesem Fall bei einem ausgeprägten Muskelkorsett, das Männer gegenüber Frauen aufweisen, trotz identischer Funktionsweise der neuromuskulären Ansteuerung angenommen werden. Möglicherweise heilen dadurch bedingt die Funktionsstörungen bei Männern schneller aus als bei Frauen, wobei es unter Erhaltung der stabilisierenden Schutzblockierung zu allmählichem Bewegungszuwachs und damit zur Vermehrung des physiologischen Afferenzvolumens aus dem Nackenrezeptorenfeld kommt. Damit sind nach einem als variabel anzunehmenden posttraumatischen Zeitraum Funktionsstörungen über das Gleichgewichtsverhalten möglicherweise nicht mehr eindeutig abgrenzbar. Um diese Fragestellung abschließend beantworten zu können, sind jedoch weitere differenzierte und kombinierte Untersuchungen aus bildgebenden Verfahren wie z.B. der Kernspintomographie und funktionsdiagnostischen Verfahren wie EMG, HWS-Zyklographien und der Posturographie notwendig.

Dass es zu **Langzeitfolgen nach HWS-Distorsionen** kommen kann, ist unstrittig und wird von mehreren Autoren beschrieben [24,77,122,129,132,168]. WEH et al. weisen darauf hin, dass sich

persistierende Motilitätsstörungen nach Schleuderverletzung der Halswirbelsäule, auch 2 Jahre nach dem Unfallereignis durch geeignete Röntgenfunktionsanalysen nachweisen lassen [178]. Aber auch Patienten die keine ossären, sondern Weichteilverletzungen erlitten hatten, berichten noch 4-7 Jahre nach dem Unfall von rezidivierenden Beschwerden [132,145]. Doch gerade bei den Weichteilverletzungen zeigen die Studien unterschiedliche Ergebnisse im Ausheilungsverlauf sowie über den Prozentsatz an Patienten mit chronifizierten HWS-Beschwerden. TUNBRIDGE et al. [168] konnten diesbezüglich 12 Monate nach der Erstuntersuchung von 333 Studienteilnehmern bei 44% chronische Beschwerden feststellen. Ein ähnliches Niveau lässt sich bei DIES et al. [24] und PETERSON et al. [129] nachlesen. 1-10 Jahre nach der Erstuntersuchung wiesen 40% bis 44% der untersuchten Probanden noch Folgebeschwerden nach der cervicalen Distorsion auf. BURGESS [13] berichtet nach einem Untersuchungszeitraum von einem Jahr von nur 12-22% Beschwerdechronifizierung seiner 100 untersuchten Probanden. Während OLIVEGREN et al. bei allen von ihnen untersuchten Probanden Langzeitbeschwerden feststellen konnten [122]. Das Variieren der Zahlenangaben chronifizierter Patientengruppen in den angeführten Studien kann sicherlich auch auf die Abhängigkeit von Auswahlkriterien sowie von der Länge des posttraumatischen Untersuchungsintervalls zurückgeführt werden. Als ein wesentlicher Aspekt kann jedoch auch die Schwere der Verletzung angesehen werden. GRAF-BAUMANN & LOHSE-BUSCH prognostizieren deutlich bessere Aussichten auf eine dauerhafte Verbesserung der Symptomatik bei Verletzungen, bei denen Funktionseinschränkungen und leichte strukturelle Veränderungen der Weichteilgewebe vorliegen, gegenüber schweren strukturellen Verletzungen [46]. Auf Grund dessen kann bei unselektierten Probandenkollektiven die Ausheilungsquote von zum Teil mehr als 60% in einigen Studien erklärt werden. Jedoch spiegeln der zum Teil hohe Chronifizierungsgrad und die hohe Verletzungsanfälligkeit der HWS auch bei vermeintlich „leichten“ Unfällen, die hohe Individualität der Belastbarkeit der HWS wider. D.h. die Belastbarkeit der HWS hängt von den Wechselwirkungen der Funktion aller beteiligten Strukturen gegenüber äußeren einwirkenden Kräften ab. Demnach sind auch Beschwerderezidive bei leichten Verletzungen – nach der *Quebeck-Task-Force* Klassifikation die Stufen I und II [150] – möglich.

In den eben angeführten Aspekten kann eine Begründung für die **Abhängigkeit** einer gestörten posturalen Regulation **vom posttraumatischen Intervall** gesehen werden. Dadurch erklärt sich die höhere Anzahl an signifikant klassifizierten Parametern für die Analysen der Zeitreihen mit Verletzungseinschluss bis 12 Monaten sowie die bessere Trennung beider Gruppen im Vergleich zu der Beurteilung von Verletzungen, die länger als ein Jahr zurücklagen. HUSSTEDT [73] führt aus, dass sich bei 33% der „nichttraumatisierten Normalbevölkerung“ die gleichen

Beschwerden fanden, wie die nach einem länger zurückliegenden Schleudertrauma. Der Autor sieht zum Teil die besonderen Bedingungen des soziokulturellen Kontextes, die zur Amplifikation von Beschwerden führen, so dass im weiteren Verlauf letztlich alle Symptome als unfallbedingt interpretiert werden, dafür verantwortlich. Eine sorgfältige Erhebung sämtlicher Informationen wie Unfallhergang, Schwere, Art der Vorverletzungen, vorheriges Erkennen der Unfallsituation, Abschätzung der Relativgeschwindigkeit des Kraftimpulses etc. sowie eine Untersuchung zum frühest möglichen Zeitpunkt nach dem Unfall sind demnach für eine eindeutige Diagnose als unabdingbar anzusehen.

Die **Höhe der Diskriminierungsraten** nahm in fast allen Unterteilungen ein ähnliches Niveau an. Abweichungen bzw. niedere Trennbarkeitsraten konnten durch die Gruppendifferenzierungen festgestellt werden, in denen keine Unterteilung nach dem Zeitraum zwischen Unfall und Messung erfolgte. Eine Trennung der Daten ist jedoch nur in Gruppengesamtheit möglich. Eine individuelle Aussage ist mit den derzeit erzielten höchsten Trennbarkeitsraten von ca. 82 % bei den Männern und ca. 88 % bei den Frauen noch nicht gegeben. Es besteht beim Versuch, die Patientengruppe von der Vergleichswertgruppe zu trennen, immer noch eine Irrtumswahrscheinlichkeit von ca. 12-18 %. Das bedeutet von 100 untersuchten Patienten würden bei den Männern noch 18 und bei den Frauen 12 Patienten nach ihrer Verletzung falsch beurteilt werden. Der Einsatz in der klinischen Praxis erfordert jedoch Diskriminierungsraten von über 95 %, um zuverlässige diagnostische Aussagen zu erhalten.

Die festgestellten Abhängigkeitsverhältnisse im Gleichgewichtsverhalten bedingten die notwendigerweise durchzuführenden Unterteilungen für die Diskriminanzanalysen. Jedoch verringerte sich dadurch die Fallzahl in den einzelnen Betrachtungen. Trotz der statistischen Validierung der Parameter für jede gemessene Zeitreihe und zusätzlicher Kreuzvalidierung mit randomisierten 70%-Falleinschlüssen in den Diskriminanzanalysen – wonach die Schlussfolgerung zulässig ist, dass die erreichten Werte kein Artefakt auf Grund multiplen Testens sind – ist die Aussagefähigkeit über die Höhe der erzielten Diskriminierungsraten auf Grund der sehr geringen Fallzahlen zu relativieren und kritisch zu betrachten. Bedingt durch die Fallzahlen und durch die fehlende Konstanz und Reproduzierbarkeit signifikanter Parameter in den Unterteilungen, restringiert die Aussagefähigkeit über den Einsatz einer Messposition in der klinischen Diagnostik. Die fehlende Reproduzierbarkeit resultiert auch zum Teil aus der Tatsache, dass nur maximal 3 Parameter zugelassen wurden, die in allen Messreihen signifikante Unterschiede zeigten. Um jedoch zufällige Trennbarkeitsmaße auf Grund multiplen Testens auszuschließen, war dieser Umstand notwendig. Möglicherweise ist die Einschränkung auch auf die Vielzahl zu beachtender Abhängigkeitsfaktoren zurückzuführen. Um dahingehend die Aussagefähigkeit zu

erhöhen, sind fortführende Untersuchungen mit hinreichend hohen Probandenzahlen notwendig, um die gefundenen Ergebnisse zu bestätigen.

Da nicht alle Probanden, vor allem die älteren nicht in der Lage waren, 45 Sekunden auf einem Bein zu stehen, können die Standpositionen auf einem Bein ohnehin nicht als praktikabel angesehen werden, wenn es um die Qualifizierung eines posturographischen Messsystems für die medizinische Diagnostik cervicaler Distorsionsverletzungen geht.

Im Weiteren wurde der Fragestellung nachgegangen, in wie weit sich eine **Spezifik im Schwankungsverhalten** zeigt, die auf eine Verletzung im HWS-Bereich hindeutet. Eine eindeutige Abgrenzbarkeit bei vielfältigen orthopädisch-neurologischen Fragestellungen basiert auf einer spezifischen Extraktion von Parametern, die sich einzeln oder in Kombination klassifizieren lassen und somit wiederum eine spezifische pathognomonische Symptomatik beschreiben. Bezüglich der untersuchten cervicalen Distorsionsverletzungen ließen sich keine spezifische Muster der Schwankungen während der Gleichgewichtsregulation durch die nichtlinearen Parameter zur Abgrenzung finden. Eine Ursache dafür kann in der Vielzahl nichtlinear klassifizierter Parameter gesehen werden. Durch diese Fülle an Merkmalen ließ sich das komplexe chaotische Verhalten während der posturalen Regulation zwar beschreiben, da gerade die Kombination aus zwei oder mehreren Einzelmerkmalen die Erkennungsrate effektiv erhöht. Jedoch stellt das Finden der besten Merkmalskombination ein kombinatorisches Optimierungsproblem dar. Das verwendete schrittweise Verfahren, bei dem alle Parameterkombinationen optimiert und verglichen werden, wird zwar empfohlen, wenn eine Auswahl aus sehr vielen Variablen zu treffen ist [32], es kann jedoch nicht garantiert werden, dass die Parameterkombination mit dem optimalen Bewertungskriterium zur Gruppentrennung gefunden wird.

Eine weitere mögliche Ursache könnte in der nichtlinearen Komplexität von ineinandergreifenden Regelkreisen der Balanceregulation gesehen werden. Daraus lässt sich vermuten, dass solche komplexen Systeme immer chaotisch reagieren. Weitere Beispiele organismischer Systeme mit chaotischem Verhalten sind aus der Herzfrequenz- und Blutdruckvariabilitätsforschung bekannt [99,181]. Auf Grund dessen kann auf eine hohe Individualität physiologischer Reaktionen geschlossen werden. Zudem ist die Zahl eingehender Faktoren zu groß.

HUFSCHMIDT führt aus, dass die Standregulation als komplexe motorische Leistung großen intraindividuellen Varianzen unterliegt [71]. In diesem Kontext wird auch die Posturographie als oftmals nicht valides Messinstrument diskutiert. So z.B. konnten MARCHESE et al. bei der posturographischen Erfassung des plantaren Kraftverteilungsschwerpunktes von Parkinsonpatienten – bei denen die Modulation der koordinativen Steuerung auf Kleinhirnebene

möglicherweise noch stärker beeinträchtigt angesehen werden kann, als bei Schleudertraumageschädigten – keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu Kontrollpersonen ohne neurologische Beeinträchtigung, feststellen [109]. Untersucht wurden dabei die Schwankungsverläufe und Flächen der plantaren Druckverteilung. Auch EMERY und ALLUM et al. weisen darauf hin, dass die Posturographie unter statischen Bedingungen für die wissenschaftliche Evaluierung der posturalen Kontrolle nicht geeignet sei, sondern durch dynamische Bedingungen, ergänzt durch standardisierte Störreize, ersetzt werden sollte [2,30]. Diese Aussagen müssen angesichts der eigenen, diesbezüglich divergenten, Ergebnisse jedoch kritisch hinterfragt werden. Nach CAVANAUGH et al. weist die komplex neurologisch zusammenhängende Gleichgewichtsregulation nichtlineares Verhalten auf, das auch durch entsprechende Parameter zu klassifizieren ist [15]. Die Beurteilung von linearen Kraftverläufen und Schwankungsflächen kann unter statischen Bedingungen demnach nicht als abschließendes Gütekriterium angesehen werden, um die Individualität im Balancierverhalten zu beschreiben. Die vorliegenden Ergebnisse geben dem Recht, da durch die hier verwendeten nichtlinearen Algorithmen und Variablen Unterschiede in der Standregulation nachgewiesen werden konnten, wenn auch noch keine gesicherte Beschreibung der Pathognomie derzeit möglich ist. Die bestehende Individualität der Gleichgewichtsregulation erschwert eine dahingehende Beurteilung. Es kann als evident angesehen werden, dass die posturale Kontrolle nicht einem festen System stereotyper Reflexe entspricht, sondern eher einem hochkomplexen adaptiven System, in dem es zu der im Kapitel 3.2 angeführten konstanten Integration sensorischer und motorischer Prozesse auf spinaler wie supraspinaler Ebene kommt [148].

Überwiegend konnten die Gruppenunterschiede in der Qualität der posturalen Schwankung über *Stationäre-Epochen-Parameter* nachgewiesen werden. Daraus lässt sich ableiten, dass eine Beurteilung anhand von Unterschieden im Schwankungsverhalten, am besten durch Phasen gewährleistet werden kann, in denen die Gleichgewichtsregulation optimal funktioniert und die Probanden ohne größere Schwankungen „relativ ruhig“ balancieren. Es konnte jedoch keine Häufung in der Wiederkehr spezifischer Parameter der nichtlinearen Dynamik, der symbolischen Dynamik oder des Zeit- oder Frequenzbereichs in den untersuchten Messpositionen festgestellt werden, die auf besondere charakteristische Unterschiede in den posturalen Zeitreihen hindeuten. Ein Grund dafür kann in der zum Teil nur vereinzelt Signifikanz klassifizierter Parameter in den Messpositionen gesehen werden, wobei auch die Anzahl der betrachteten Fälle eine Rolle spielen dürfte. Eine eindeutige Diagnostik würde auf der Extraktion eines oder zweier Parameter basieren, die ein treffendes Unterscheidungsmerkmal in den Balancezeitreihen zwischen gesunden Probanden und Probanden mit HWS-Störung charakterisieren.

Das Balanceverhalten unterscheidet sich zwar in Gruppengesamtheit, ist jedoch so individuell, dass eine spezifische Mustererkennung wie auch eine individuelle Vorhersagbarkeit anhand spezifischer Parameter trotz der Unterteilungskriterien nach Alter, Geschlecht und nach posttraumatischem Intervall derzeit nicht möglich ist. Unterscheidet man die Gesamterkennungsrate (Diskriminierungsrate) nach Spezifität (Anteil der korrekt klassifizierten gesunden Probanden) und Sensitivität (Anteil der korrekt klassifizierten Probanden mit HWS-Störung), so sollte eine Klassengrenze gefunden werden, bei der Spezifität und Sensitivität gleichzeitig 100% werden. In diesem Falle wären Voraussetzungen für eine individuelle Vorhersagbarkeit gegeben. Dies ist aber nur dann möglich, wenn es bei den klassifizierten Parametern des Balanceverhaltens keinen Wertebereich gibt, der sowohl für die Probanden ohne, als auch mit Verletzung im HWS-Bereich zutreffen könnte. In den vorliegenden Ergebnissen gibt es diesen Überlappungsbereich (siehe Anlagen Nr. 10-15), so dass Spezifität und Sensitivität nicht gleichzeitig auf 100% optimiert werden können. Eine Kausalität für diese Überlappung kann in dem multifaktoriell abhängigen komplexen Geschehen der Balance-regulation gesehen werden. Die Trefferwahrscheinlichkeit ist also ein gewichtetes, auf die Prävalenzen abgestimmtes Mittel von Sensitivität und Spezifität. Nur wenn Sensitivität und Spezifität identisch sind, ist die Trefferquote von den Klassenprävalenzen unabhängig. Auf der Suche nach dem besten Test mit den besten Parametern stört die generelle Abhängigkeit von der Prävalenz der Klassen. D.h. wird der gleiche Test (mit gleichen Sensitivitäten und Spezifitäten) in Umgebungen mit verschiedenen Prävalenzen durchgeführt, so verändert sich die Fehlerhäufigkeit. Werden zum großen Teil nur Probanden ohne Verletzungsmuster getestet, so wird die Fehlerhäufigkeit vor allem von der Spezifität des Tests abhängen. Testet man dagegen hauptanteilig nur Patienten mit HWS-Distorsion, so ist die Sensitivität bestimmend. In diesem Zusammenhang muss noch einmal auf die geringen und inhomogenen Gruppenstärken der Diskriminanzanalysen hingewiesen werden, die einer Optimierung der Gütekriterien Spezifität und Sensitivität ebenfalls entgegenstehen. Nach GRINER et al. [49] muss diese Abhängigkeit bei der Entwicklung eines Tests berücksichtigt sowie Sensitivität und Spezifität entsprechend eingestellt werden und ist im Hinblick auf eine Verfahrensverbesserung in weiterführenden Untersuchungen zu berücksichtigen.

Die **Ergebnisse des** dargelegten **Einzelfalls** sprechen dafür, dass das posturale Balanceverhalten durch den Einfluss einer Distorsionsverletzung im HWS-Bereich beeinträchtigt wird. Im vorliegenden Fall hat die muskuläre „Schutzspannung“ kurz vor dem Aufprall möglicherweise größere morphologische Verletzungskorrelate verhindert. Von einer Beeinträchtigung der Nackenmuskulatur kann jedoch ausgegangen werden. Da bei dem Probanden keine akuten

oder chronischen Beschwerden vor und auch nach dem Unfall am Bewegungsapparat vorlagen – sowie auch vor dem Unfall keine statischen Auffälligkeiten an Cranium und Becken, und nach dem Unfall am Becken festgestellt werden konnten – könnten die Unterschiede im Balanceverhalten auf die Schleudertraumaverletzung zurückgeführt werden.

Im Prä-Post-Vergleich zeigten die Ergebnisse, dass der Proband nach erlittener Distorsion im HWS-Bereich eine eingeschränkte Variabilität im posturalen Schwankungsverhalten aufwies. Diese Ergebnisse konnten für den gleichen Parameter und die gleiche Altersgruppe männlicher Probanden auch beim Vergleich zwischen der Referenz- und der Patientengruppe festgestellt werden, so dass die Unterschiede in den Zeitreihen beim dargestellten Einzelfall höchstwahrscheinlich auf die Distorsion zurückzuführen sind. Auf Grund gegebener Nichtlinearität der Balanceregulation kann jedoch nicht abschließend anhand von zwei Messungen geklärt werden, ob nicht möglicherweise auch weitere Determinanten für die Veränderungen in den posturalen Schwankungen verantwortlich sind.

Nicht durch Pathomechanismen eingeschränkte, sich in chaotischen Reaktionen äußernde organismische Systeme, wie bspw. die Regulation des Herzschlags, weisen eine hohe Variabilität auf. Einschränkungen der Variabilität werden als Indiz für eine Risikostratifizierung und Vorhersage möglicher pathogener Geschehen herangezogen [99,172,181,182]. In diesem Kontext könnte eine eingeschränkte Variabilität im Schwankungsverhalten auch auf eine beeinträchtigte Gleichgewichtsregulation hindeuten und das Balancierverhalten als schlechter klassifiziert werden. CAVANAUGH et al. geben diesbezüglich an, dass ein Balancierverhalten mit ausgeprägter Variabilität auf eine ungestörte posturale Regulation hindeutet. Divergent sind jedoch die Ergebnisse zu den Aussagen von CAVANAUGH et al. und MAURER et al., nach denen eine schlechte Balanceregulation große Änderungen der Amplituden im Schwankungsverhalten aufweist [15,110]. Im vorliegenden Fall traten in den Zeitreihen nach dem Unfall keine größeren Schwankungen während der Messung auf, in denen der Proband das Gleichgewicht zu verlieren drohte und die eindeutig auf eine gestörte und schlechte posturale Balancefähigkeit hindeuteten. Einen möglichen Erklärungsansatz für das Fehlen größerer Schwankungen bietet HUFSCHMIDT, nach dem es auch bei gestörter Propriozeption und auftretender Nozizeption noch andere „ausgleichende“ Systeme der Gleichgewichtsregulation gibt. Z.B. machen größere Schwankungen, aber auch ein Driften des Schwerpunktes unterhalb der Erregungsschwelle der Propriozeptoren, ständig eine Kontrolle der Balance durch vestibuläre und visuelle Regelkreise notwendig [71]. Nach RIEMANN und LEPHART hat der propriozeptive Input für die Gleichgewichtssteuerung jedoch den Vorteil, dass er schneller und genauer ist, als die optischen und vestibulären Afferenzen [133]. Wenn die posturalen Reflexe durch periphere Rezeptoren

ausgelöst sind, dient das Vestibularsystem nach ALLUM et al. als Modulator [2]. Es kann daher nach ALLUM et al. als umstritten angesehen werden, inwieweit vestibuläre Afferenzen auch als Trigger für posturale Reaktionen fungieren [1]. So kann abschließend kein alleingültiger Erklärungsansatz für die Ergebnisse der Einzelfalldarstellung gefunden werden bzw. scheinen auch hier Regelkreise eine Rolle zu spielen, die individuell abhängig sind und keine dahingehende Aussage zulassen. Möglicherweise konnte der junge Proband, sportlich aktiv, über andere beteiligte Regelkreise zumindest zum Teil die beeinträchtigten propriozeptiven Afferenzen aus dem Nackenrezeptorenfeld ausgleichen. Vielleicht trat aber auch keine gestörte Kinästhetik auf. Die Ergebnisse der Kasuistik widerspiegeln damit die Ergebnisse der Gruppengesamtheit. D.h. es liegt eine Beeinträchtigung des Balanceverhaltens vor, die jedoch resultierend aus komplexen Wechselwirkungen nicht allgemeingültig nachweisbar ist.

Im Hinblick auf eine eindeutige **Abgrenzung der HWS-Verletzung** im Balanceverhalten wäre ein Ausschluss von „statikgestörten“ Patienten in den Diskriminanzanalysen auf Grund der gefundenen Zusammenhänge zwischen Statik und Balance sinnvoll gewesen. Eine analytische Betrachtung jedoch, in der neben Eingrenzung des Geschlechts, und Ausschluss aller akuten Störeinflüsse zusätzlich noch statische Auffälligkeiten bei gleichzeitiger Altersabgrenzung als Unterteilungskriterien formuliert werden, hätte zur Folge gehabt, dass die in die Analyse eingehende untersuchte Probandenzahl nicht mehr hinreichend groß genug gewesen wäre, um eine schrittweise Diskriminanzanalyse durchführen zu können. Deshalb erfolgte hier kein Ausschluss. Dieser Aspekt ist in weiterführenden Untersuchungen zu berücksichtigen, da ein verändertes Schwankungsmuster nur dann auf die Irritation des Nackenrezeptorenfeldes zurückgeführt werden kann, wenn alle Störfaktoren ausgeschlossen wurden.

Zudem kann davon ausgegangen werden, dass es in Folge eines Autounfalls mit vorwiegend cervicalem Verletzungsgeschehen auch zu Beschwerden im Bereich der Lendenwirbelsäule und den Ileosacralgelenken kommen kann. Betrachtet man den Verletzungsmechanismus unter dem Aspekt der Belastung und Verformung des unteren Wirbelsäulenabschnitts, so kann die Phase 5 (siehe Tabelle 3.3) als mögliche Ursache für schmerzhafte Syndrome in diesem Bereich angesehen werden. Bei der Rückbewegung des Rumpfes auf der Sitzfläche wirken große Kräfte auf die LWS. Ist diese Bewegung mit größeren Verformungen der LWS verbunden, sind neben Schädigungen zumindest Funktionsstörungen zu erwarten. Es gibt aus der Unfallforschung Hinweise, die diese These stützen [124].

In Bezug auf die Beschwerden in LWS-Bereich führt LEWIT aus, dass es nach länger zurückliegendem posttraumatischem Intervall auf Grund höher gelegener vertebralegener Störungen der HWS auch untere Wirbelsäulenabschnitte in Mitleidenschaft gezogen werden

können [104]. Beide Aspekte beinhalten, dass Funktionsstörungen in der LWS als Folge eines cervicalen Traumas auftreten und dadurch das posturale Balancieverhalten beeinträchtigen können. Die dargelegten Ergebnisse zeigen, dass ein Ausschluss vorliegender statischer Auffälligkeiten im gewichtstragenden Teil des Bewegungsapparates sich im Hinblick auf die Gruppendifferenzierung als notwendig, jedoch in Bezug auf die Entwicklung einer Diagnostik als unpraktikabel erweist. Vielmehr sollte in weiteren Untersuchungen das Augenmerk auf der Abgrenzung gestörter Propriozeption einer Beckenfehlstatik über posturale Schwankungen von unphysiologischen Afferenzen aus dem Nackenrezeptorenfeld liegen.

Bedingt durch die Tatsache, dass es in Folge eines cervicalen Traumas zu veränderter Muskelphysiologie und Kontrakturen der Halsmuskulatur und damit zu schützenden hypomobilen Funktionsstörungen der oberen HWS kommt [46], können craniale Fehlstellungen angenommen werden. Ein Ausschluss würde sich auch hier als nicht praktikabel erweisen.

Abschließend lässt sich sagen, dass eine individuelle Diagnostik der Verletzung im HWS-Bereich über das posturale Gleichgewichtsverhalten unter Ausschluss aller beeinträchtigenden Kofaktoren derzeit noch nicht möglich ist. Die Zahl der Einflussfaktoren wie auch die hohe Individualität der Verletzung sprechen gegen eine diagnostische Vorgehensweise, wie sie durch die posturographischen Messungen angestrebt wurde. Auf die Schwierigkeit evidenter Beurteilungskriterien auf Grund zu vieler Freiheitsgrade und Wechselwirkungen der cervicalen Distorsionsverletzung wurde schon von GRAF-BAUMANN & LOHSE-BUSCH und MOORAHREND hingewiesen [46,115]. Sie postulieren, dass die daraus resultierende Individualität auch eine individuelle Diagnostik erfordert.

Festzuhalten bleibt jedoch, dass die nichtlineare Aufbereitung der Daten respektive der Parameterklassifizierung einen Informationsgewinn zur Beschreibung des posturalen Balanceverhaltens darstellt.

7. Schlussfolgerungen und Ausblick

Die Hypothese, dass sich Verletzungen der Halswirbelsäule auf das posturale Balanceverhalten auswirken könnten, bestätigte sich. Die Zeitreihen ließen sich durch die Parameter des Zeit- und Frequenzbereichs, der Nichtlinearen Dynamik sowie der Symbolischen Dynamik beschreiben. Es bestehen dennoch Reserven in der Variablenauswahl und Optimierung der Klassifikationsalgorithmen, um die komplexe Regulation des Gleichgewichtsverhaltens differenziert betrachten zu können. Aus diesem Grunde müssen die gefundenen Ergebnisse durch herausgearbeitete Parameterkombinationen in weiteren Studien evaluiert werden, um abschließende Aussagen treffen zu können.

Auch wenn nachgewiesen werden konnte, dass sich die Gruppen vor allem anhand der Parameter der stationären Epochen signifikant voneinander unterscheiden, sind die Höhen der erzielten Diskriminierungsraten jedoch für eine Individualdiagnostik noch unzureichend. Eine Aussage über die Kausalität für diese signifikanten Unterschiede liefert die Auswertung zum derzeitigen wissenschaftlichen Stand damit noch nicht.

Bedingt durch die Unterteilungs- und Ausschlusskriterien müssten Zeitreihen weiterer Patienten gemessen und analysiert werden, um die angestrebte Effizienz der Auswertung zu erzielen. Zusätzlich sollten auch multifaktorielle Einflüsse untersucht werden.

Da es nicht möglich war, alle erhobenen Daten, wie z.B. die Therapiemaßnahmen oder auch die klinischen Symptome multifaktoriell-analytisch zu untersuchen, beschränkten sich die Analysen bisher nur auf die nichtlineare Auswertung resultierender Drehmomentenänderungen. Möglicherweise könnte die nichtlineare Betrachtung einzelner Kräfte und Momente zu einem weiteren Informationsgewinn beitragen. Auch auf diesem Gebiet besteht noch weiterer Forschungsbedarf. Es gibt Hinweise darauf, dass es bei einer gestörten Gleichgewichtsregulation auch zu einer Zunahme an Anzahl und Frequenzen der latero-lateralen Schwankungen gegenüber veränderten anterior-posterioren Schwankungen kommt. In diesem Kontext könnte neben der bisher erfolgten Betrachtung der Gesamtschwankung, repräsentiert durch die Momentenresultierende M_R , eine dezendierte Betrachtung der Momentenwirkung in x- und y-Richtung zu einem Informationsgewinn beitragen.

Eine Trennbarkeit der Gruppen hängt ebenfalls von der Länge des posttraumatischen Intervalls ab. Dieser Zeitraum scheint individuell unterschiedlich und variabel zu sein und dürfte vom Schweregrad der Verletzung abhängen. Um die Aussagenzuverlässigkeit zu erhöhen, bleibt mittels schrittweiser Annäherung zu überprüfen, bis zu welchem Zeitraum nach dem Unfall die

beste Trennbarkeit der Daten erzielt werden kann. Für eine beabsichtigte Diagnostik ist es notwendig, diesen Zeitraum genau abzugrenzen, um eine Differenzierung zwischen einer akuten und postakuten Verletzungsphase vornehmen zu können. Hier wäre es sinnvoll und notwendig, wenn Patienten im direkten Anschluss an das Unfallgeschehen gemessen werden würden, um ein akutes Verletzungsmuster vorliegen zu haben. Ob sich dies in der Praxis für den Einzelfall realisieren lässt, bleibt zu überprüfen.

Unfälle mit Verletzungsfolgen die schon mehrere Jahre zurückliegen, lassen sich für männliche Probanden anhand der gemessenen und errechneten Balanceparameter nicht mehr eindeutig klassifizieren. Weiterhin besteht für die weiblichen Probanden die Frage, ob die noch vorliegenden Beschwerden nicht schon Folgeschäden des Unfalls sind bzw. sein können. Eine kausale Diagnose diesbezüglich zu stellen wird sich als schwierig erweisen.

Die Analysen zeigten, dass die statischen Beeinträchtigungen im gewichtstragenden Bereich des Bewegungssystems sowie craniale Symmetriestörungen ebenfalls das posturale Balanceverhalten negativ beeinflussen. Für eine genaue diagnostische Beurteilung mittels der posturographischen Zeitreihen ist es demnach notwendig, diese Bereiche manualmedizinisch zu untersuchen und eventuell auftretende Störungen in der Datenauswertung zu berücksichtigen. Im Weiteren konnte festgestellt werden, dass $\frac{2}{3}$ aller Probanden statisch auffällig waren. Da ein Ausschluss dieser Menge im Hinblick einer praxistauglichen Diagnostik sich als nicht praktikabel erweist, ist die Herausstellung eines spezifischen Musters im Schwankungsverhalten, um die propriozeptive Irritation der Nackenrezeptor eindeutig vom Einfluss weiterer propriozeptiver Afferenzen abgrenzen zu können, zwingend notwendig und in weiteren Untersuchungen zu überprüfen. Sollte dies nicht gelingen, müsste eine Korrektur im Sinne der manuellen Therapie vor den Messungen erfolgen.

Es ist zu erwarten, dass die Variabilität der Schwankungsmuster auch bei hinreichend großer Probandenzahl sowie effizienter und effektiver Auswertung eine praxistaugliche Umsetzung des Verfahrens in der Diagnostik erschwert. Dennoch sind die Trennbarkeitsergebnisse in Gruppengesamtheit aber wichtige Erkenntnisse, denen es lohnt weiter nachzugehen, um die gestellten Ziele möglicherweise in fortführenden Studien zu erreichen. Die Ergebnisse bestätigen den Ansatz der Nichtlinearität des posturalen Schwankungsverhaltens. D.h. die Komplexität lässt keine Monokausalität zu. Möglicherweise würde aber die Kombination mehrerer eingesetzter Verfahren, z.B. Posturographie und Zyklographie der HWS mit EMG-Ableitungen der HWS-Muskulatur unter Bewegung, weitere Aufschlüsse bringen. Somit könnte unter Umständen auch der Fragestellung nachgegangen werden, in wie weit sich Struktur- von Funktionspathologien im Ausmaß der Verletzung unterscheiden.

Von technischer Seite her konnte festgestellt werden, dass das Messsystem den gestellten Anforderungen gerecht geworden ist. Der Technik kann hierbei bescheinigt werden, dass der Erfassung der notwendigen Rohmessdaten in ausreichendem Maße Genüge getan wurde.

Die verwendete Messtechnik und die hier angewandten Auswerteverfahren können zum derzeitigen Stand aus den genannten Gründen nur einen kleinen Beitrag zur näheren Bestimmung des vorliegenden funktionellen Störungsbildes bei HWS-Beschwerden leisten. Über die nichtlinearen Parameter ließ sich jedoch das Balanceverhalten gut charakterisieren, so dass die zeitdiskrete Signalverarbeitung in der posturographischen Datenanalyse zur Optimierung von Therapiemaßnahmen – bspw. bei der Förderung der Standregulation und Minderung des Sturzrisikos beim Krankheitsbild *Morbus Parkinson* – und zur Bewertung der Effektivität durchgeführter Heilbehandlungen und verordneter Hilfsmittel beitragen könnte. Somit würde auch einer wichtigen Forderung der Kostenträger nach objektiver Evaluation von Therapie und Rehabilitationsmaßnahmen Rechnung getragen werden können. Schließlich könnten die Verfahren zur Beurteilung der künftigen Belastbarkeit beitragen.

8. Literatur- und Quellenverzeichnis

- [1] **Allum JH, Bloem BR, Carpenter MR, Hulliger M, Hadders-Algra M.** Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait Posture* 1998; 8: 214-42.
- [2] **Allum JH, Carpenter MR, Honegger F, Adkin AL, Bloem BR.** Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance correction and compensatory arm movements in man. *J Physiol* 2002; 542: 643-63.
- [3] **Allum JHJ.** Posturography systems: current measurement concepts and possible improvements. In: *Disorders of Posture and Gait, Xth International Symposium of the Society for Postural and Gait Research*; München, September 2-9, 1990: 16-29.
- [4] **Ashton-Miller J, Wojtys EM, Huston LJ, Fry-Welch D.** Can proprioception really be improved by exercise? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001; 9: 128-36.
- [5] **Atwood H, MacKay WA.** Neurophysiologie. New York, Stuttgart: Schattauer-Verlag, 1994.
- [6] **Badtke G.** Lehrbuch der Sportmedizin. Heidelberg, Leipzig: Hüthig & Barth, 1995.
- [7] **Baier-Wolf U, Kienle K.** Craniale Osteopathie und Applied Kinesiology. München: AKSE Verlag, 2002.
- [8] **Balla J.** The late whiplash syndrome. *Aust NZJ Surg* 1980; 50: 610 ff.
- [9] **Bell GH, Dunbar O, Beck JS, Gibb A.** Variation in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcif Tissue Res* 1967; 1: 75.
- [10] **Bles W.** Examination of vestibular function in postural control. *Disorders of Posture and Gait* 1990; Xth Symposium of the Society for Postural and Gait Research: 164-7.
- [11] **Bortz J, Döring N.** Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 2002.
- [12] **Bös K, Wydra G, Karisch G.** Gesundheitsförderung durch Bewegung, Spiel und Sport. Beiträge zur Sportmedizin 1992; Bd. 38.
- [13] **Burgess J.** Symptom characteristics in TDM patients reporting blunt trauma and / or whiplash injury. *J Craniomandib Disorder* 1991; 5: 251-7.
- [14] **Castro W, Jerosch J, Grossman TW, (Hsrg.).** Examination and Diagnosis of Musculoskeletal Disorders: Clinical Examination - Imaging Modalities. Stuttgart: Thieme-Verlag, 2001.
- [15] **Cavanaugh J, Guskiewicz KM, Stergiou N.** A Nonlinear Dynamik Approach for Evaluating Postural Control. *Sports Medicine* 2005; 11: 935-50.
- [16] **Claussen CF, Dehler R, Montazem A, Volle E.** Das HWS-Schleudertrauma. Moderne medizinische Erkenntnisse. Bremen, London, Boston: Uni-Med Verlag AG, 1999.
- [17] **Copperstein R, Lisi AJ.** Blocking Procedures: An Expanded Approach. *Journal of the American Chiropractic Association* 2004; 1.
- [18] **Croft A.** Low speed rear impact collision (LOSRIC) In: Mürner J, Ettl TM: HWS-Distorsion & Leichte traumatische Hirnverletzung. *Medico-Legal Congress Basel* 1998; 58.
- [19] **Cuthbert S.** Applied Kinesiology and Proprioception: A Non-Invasive Approach to Equilibrium and Balance Disorders (Part One). *International Journal of Applied Kinesiology and Kinesiology Medicine; AK Issue - ICAK Research Paper* 2005; 19: 6-11.
- [20] **Cuthbert S.** Applied Kinesiology and Proprioception: A Non-Invasive Approach to Equilibrium and Balance Disorders (Part Two). *International Journal of Applied Kinesiology and Kinesiology Medicine; AK Issue - ICAK Research Paper* 2005; 20: 12-5.
- [21] **de Marees H, Mester J.** Sportphysiologie (in 3 Bd.). Frankfurt a.M.: Diesterweg, Sauerländer, 1991.

- [22] **Deursen van R, Simoneau GG.** Foot and ankle neuropathy, proprioception, and postural stability In: Garten H, Lehrbuch der Applied Kinesiology, München, Urban & Fischer, 2004. Orthop Sports Phys Ther 1999; 29: 718-26.
- [23] **Dickstein R, Dvir Z.** Quantitative Evaluation of Stance Balance Performance in the Clinic Using a Novel Measurement Device. Physiother Can. 1993; 45 (2): 102-8.
- [24] **Dies S, Strapp JW.** Chiropractic treatment in motor vehicle accidents. JCCA 1992; 36: 139-45.
- [25] **Dietz V.** Proprioception and locomotor disorder. Nature Reviews Neuroscience 2002; 3: 781-90.
- [26] **Dvorak J, Dvorak V.** Manuelle Medizin - Diagnostik. Stuttgart: Thieme-Verlag, 1996.
- [27] **Dvorak J, Graf-Baumann T.** Halswirbelsäulenverletzungen In: Halswirbelsäule - Diagnostik und Therapie. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag, 1999.
- [28] **Dvorak J, Grob D, Antinnes J, Baehler AR.** Halswirbelsäule - Diagnostik und Therapie. Stuttgart: Thieme-Verlag, 1990.
- [29] **Ellrich J, Andersen OK, Treede RD, Arendt Nielsen L.** Convergence of nociceptive and non-nociceptive input onto medullary dorsal horn in man; In: Garten H. Lehrbuch der Applied Kinesiology, München, Urban und Fischer 2004. Neuroreport 1998; 9: 3213-17.
- [30] **Emery C.** Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? J Sci Med Sport 2003; 6: 492-504.
- [31] **Erdmann H.** Schleuderverletzung der Halswirbelsäule, Erkennung und Begutachtung. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Stuttgart: Hippokrates, 1973.
- [32] **Fahrmeir L, Hamerle A, Tutz G, (Hrsg.).** Multivariate statistische Verfahren. 2. Auflage: de Gruyter Verlag, 1996.
- [33] **Fetz F.** Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport. Wien: Österreichischer Bundesverlag, 1990.
- [34] **Flügel B, Holle-Greil, Sommer K.** Anthropologischer Atlas. Berlin: Verlag Tribüne, 1986.
- [35] **Frandin K, Sonn U, Svantesson U, Gerimby G.** Functional balance tests in 76-years-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. Scand. Journal Rehabil. Med. 1995; 27 (4): 231-41.
- [36] **Frick H, Leonhardt H, Starck D.** Allgemeine Anatomie - Spezielle Anatomie Band 1. Stuttgart: Thieme Verlag, 1992.
- [37] **Frick H, Leonhardt H, Starck D.** Allgemeine Anatomie - Spezielle Anatomie Bd. 2 Extremitäten, Rumpfwand, Kopf, Hals. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag, 1992.
- [38] **Frisch H.** Programmierte Untersuchung des Bewegungsapparates. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1998.
- [39] **Fröscher W.** Lehrbuch Neurologie. Augsburg: Verlag Walter de Gruyter, 2001.
- [40] **Garten H.** Lehrbuch der Applied Kinesiology - Mukelfunktion, Dysfunktion, Therapie, Kap. 12. München: Urban und Fischer Verlag, 2004.
- [41] **Gay J, Abbott KH.** Common whiplash injuries of the neck. Jama 1953; 152: 1689-704.
- [42] **Gerz W.** Lehrbuch der Applied Kinesiology in der naturheilkundlichen Praxis. München: AKSE-Verlag, 2001.
- [43] **Geschwind N, Galaburda AM.** Cerebral Lateralization: Biological Mechanisms, Associations and Pathology. Cambridge, Mass. USA: A Bradford Book MIT Press, 1987.
- [44] **Gleditsch J.** Das stomatognathe System in seiner Beziehung zur Halswirbelsäule. Ganzheitliche Zahnmedizin 2001; 2: 12-5.
- [45] **Goldberger AL, West BJ.** Applications of nonlinear dynamics to clinical cardiology. Ann N Y Acad Sci 1987; 504: 195-213.

- [46] **Graf-Baumann T, Lohse-Busch H, (Hrsg.)**. Weichteildistorsionen der oberen Halswirbelsäule - Anatomie, Neurophysiologie, Diagnostik, Therapie und Begutachtung. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1997.
- [47] **Gregory T**. Temperomandibular disorder associated with sacroiliac sprain. *J Manipulative Physiol Ther* 1993; 16: 256-65.
- [48] **Grifka J, Hedtmann A, Pape HG, Witte H, Bär HF**. Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule. *Orthopädie* 1998; 27: 802-12.
- [49] **Griner P, Mayewski RJ, Mushlin AI, Greenland P**. Selection and interpretation of diagnostic tests and procedures. *Annals of Internal Medicine* 1981; 94: 555-600.
- [50] **Grob K, Neuhuber WL, Kissling RO**. Innervation of the sacroiliac joint of the human. *Zeitschrift für Rheumatologie* 1995; 54: 117-22.
- [51] **Guilbaud G, Peschanski M, Besson JM**. Experimental data related to nociception and pain at the supraspinal level. In: Garten H. *Lehrbuch der Applied Kinesiology 2004*. New York: Churchill, Livingstone, 1985.
- [52] **Gutmann G**. Der erste und zweite Halswirbel, therapeutische Möglichkeiten und Gefahren. *Med. Klin.* 1954; 49: 1315-9.
- [53] **Gutmann G**. Die Wirbelsäulenblockierung und ihr röntgenologischer Nachweis, In: Junghanns H (Hrsg.) *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis*. Stuttgart: Hippokrates, 1960.
- [54] **Gutschow S**. Der funktionelle Zusammenhang zwischen motorischer Balancefähigkeit und den schulischen Leistungen von Grundschulern; unveröffentlichte Diplomarbeit zur Erlangung des Diplom-Sportwissenschaftler; Potsdam: Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention, 2002.
- [55] **Gutschow S, Bittmann F, Luther, S, Wessel N**. Balance und Kognition - ein funktioneller Zusammenhang; Abstractband 38. Deutscher Kongress für Sportmedizin und Prävention. *Dtsch Z Sportmed* 2003; 54 (7-8): 51.
- [56] **Hassler M**. Anomalous Dominance, Immun Parameters, and Spatial Ability. *International Journal of Neuroscience* 1993; 68: 145-56.
- [57] **Hayes KC**. Biomechanics of postural control. *Exerc Sport Sci Rev.* 1988; 10: 363-91.
- [58] **Herrmann J**. Zur Häufigkeit von Statikasymmetrien und Korrelationen zur schulischen Leistungen bei Schülern der 4. Klasse; unveröffentlichte Diplomarbeit zur Erlangung des Diplom-Sportwissenschaftlers. Potsdam: Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention, 2002.
- [59] **Herrmann J, Bittmann, F, Gutschow S, Wessel N**. Zum Zusammenhang von Statikasymmetrien und Balance; Abstractband 38. *Dtsch Z Sportmed* 2003; 54 (7-8): 22.
- [60] **Hierholzer G**. *Schleudertrauma der Halswirbelsäule*. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag, 1994.
- [61] **Hijioka A, Narussawa K**. Risk factor for long-term treatment of whiplash injury in Japan: analysis of 400 cases. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery* 2001; 121: 490-3.
- [62] **Hirtz , Kirchner, Pöhlmann, (Hrsg.)**. *Sportmotorik*. Kassel, 1997.
- [63] **Hirtz P**. *Koordinative Fähigkeiten im Schulsport*. Berlin: Volk und Wissen Verlag, 1985.
- [64] **Hirtz P, Hotz A, Ludwig G**. *Gleichgewicht*: Schorndorf, 2000.
- [65] **Hollmann W, Strüder H**. Gehirngesundheit, -leistungsfähigkeit und körperliche Aktivität. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2003; 54 (9): 265-66.
- [66] **Holm L**. Whiplash associated disorders (WAD): work related consequences due to permanent impairment. *International Symposium on Whiplash*, Nov 15-6 1996:56-7.
- [67] **Holm S, Indahl A, Solomonow M**. Sensorimotor control of the spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2002; 12 (3): 219-34.

- [68] **Horak F, Nashner LM.** Central programming of postural movements: Adaption to altered support configurations. *Journal of Neurophysiology* 1986; 55: 1369-81.
- [69] **Hu M, Woolacott MH.** Multisensory training of standing balance in older adult: In: Postural stability and one-leg stance balance. *Journal of Gerontology* 1994; 49 (2): 55-61.
- [70] **Hu M, Woolacott MH.** Neck and trunk muscle reponses to platform perturbations in older adults. In: Disorders of Posture and Gait, Xth International Symposium of the Society for Postural and Gait Research; München, September 2-9, 1990: 257-60.
- [71] **Hufschmidt A, Mauritz KH.** Physiologie und Pathophysiologie des aufrechten Stehens. In: Berger W, Dietz V, Hufschmidt A, Jung R, Mauritz KH, Schmidtbleicher D. Haltung und Bewegung beim Menschen. Physiologie, Pathophysiologie, Gangentwicklung und Sporttraining; Berlin, Heidelberg, New York, Tokio: Springer-Verlag, 1984.
- [72] **Hülse M, Neuhuber WL, Wolff HD.** Der kranio-zervikale Übergang, In: Garten H. Lehrbuch der Applied Kinesiology, München, Urban & Fischer, 2004. Berlin: Springer, 1998.
- [73] **Husstedt IW.** Begutachtung beim HWS-Beschleunigungstrauma. *MedReport* 2005;29. Jahrgang, Nr. 40: 4.
- [74] **Illi F.** The Vertebral Column - Life-Line of the Body; In: Wather DS. Applied Kinesiology, Synopsis, 1 ed. 275, West Abriendo Av., Pueblo, Colorado 81004, 1988ed. Chicago, 1951.
- [75] **INNOTECH GmbH.** unveröffentlichter Zwischenbericht im Kooperationsprojekt: "Entwicklung eines posturographischen Messsystems für die medizinische Diagnostik" der AiF zwischen der Fa. Innotech Holztechnologie GmbH und der Fa. UP - Transfer Gesellschaft für Wissens- und Technologietransfer mbH. Berlin, 2002.
- [76] **Iverson B, Grossman MR, Shaddeau S, Turner ME.** Balance performance, force production, and activity levels in non-institutionalized man 60 to 90 years of age. *Physical Therapy* 1990; 70 (6): 348-55.
- [77] **Jackson M.** The soft tissue injury. In: Lyons, Davidsen: Whiplash 2003 Conference Documentation. Bath (England). 2003: 1-18.
- [78] **Janda V.** Propriozeption der Muskulatur und Moduation des Muskeltonus; In: Wather DS. Applied Kinesiology, Synopsis, 1 ed. 275, West Abriendo Av., Pueblo, Colorado 81004, 1988. SMIMM Literatursammlung 1993: 4-29.
- [79] **Johansson R, Magnusson M.** Optimal coordination and control of posture and locomotion. In: Disorders of Posture and Gait, Xth International Symposium of the Society for Postural and Gait Research; München, September 2-9, 1990: 29-32.
- [80] **Jung R.** Zur Bewegungsphysiologie beim Menschen: Fortbewegung, Zielsteuerung und Sportleistung. In Berger W, Dietz V, Hufschmidt A, Jung R, Mauritz KH, Schmidtbleicher D. Haltung und Bewegung beim Menschen. Berlin, Heidelberg, 1984.
- [81] **Junghanns H.** Die Bedeutung der Insufficiencia intervertebralis für die Wirbelsäulentherapie. *Manuelle Medizin* 1974; 12: 93-102.
- [82] **Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM.** Principles of Neural Science. New York: McGraw-Hill, 2000.
- [83] **Kapandji I.** Funktionelle Anatomie der Gelenke; Band 2 - Untere Extremität. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1999.
- [84] **Kapandji I.** Funktionelle Anatomie der Gelenke; Band 3 - Rumpf und Wirbelsäule. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1999.
- [85] **Kavounoudias A, Roll R, Roll JP.** The plantar sole is a "dynamometric map" for human balance control, In: Garten H. Lehrbuch der Applied Kinesiology, München, Urban & Fischer, 2004. *Neuroreport* 1998; 9: 3247-52.

- [86] **Keidel M.** Der posttraumatische Verlauf nach cervicozephaler Beschleunigungsverletzung. In: Kügelgen B. (Hrsg.): Distorsionen der Halswirbelsäule. Neuroorthopädie 1995; 6.
- [87] **Kendall Peterson F, Kendall McCreary E, Geise Provance P.** Muskeln, Funktionen und Tests. Jena, Ulm: Gustav Fischer Verlag, 1998.
- [88] **Khan S, Bannister G, Gargan M, Asopa V, et al.** Prognosis following a second whiplash injury. Injury 2000; 31 (4): 249-51.
- [89] **Kittel R.** Zyklische Bewegungen der Halswirbelsäule: Entwicklung von Referenzwerten des Bewegungsmusters;. Dissertation an der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität Potsdam 2002.
- [90] **Kittel R, Gutschow S, Bittmann F, Badtke G.** Modifications of cervical motions after whiplash injuries. 2nd International Conference on Movement Dysfunction. Edinburgh: UK Delegate Manual, 2005.
- [91] **Kohen-Raz R.** Application of Tetra - Ataxiometric Posturography in clinical and developmental Diagnosis. Perceptual and Motor Skills 1991: 73, 635 - 56.
- [92] **Kohen-Raz R.** Learning Disabilities and Postural Control. London, 1986.
- [93] **Kohen-Raz R, Himmelfarb M, Tzur S, Kohen-Raz A, Shub Y.** An initial evaluation of work fatigue and circadian changes as assessed by multiplate posturography. Percept Mot Skills 1996 Apr.: 82 (2): 547-57.
- [94] **Krämer G.** Das cervico-zephale Beschleunigungstrauma ("HWS-Schleudertrauma") in der Begutachtung. Unter besondere Berücksichtigung zentralnervöser und psychischer Störungen. Akt. Neurologie 1980; 7: 211-30.
- [95] **Krug J, (Hrsg.).** Zeitreihenanalyse und "multiple statistische Verfahren" in der Trainingswissenschaft. Bundesinstitut für Sportwissenschaft 1996; Band 4.
- [96] **Kügelgen B, Kügelgen C.** HWS-Schleudertrauma - Begriffsbestimmung und ätiologische Konzepte. Manuelle Medizin 2002; 40: 101-10.
- [97] **Kügelgen G, Hillemacher A.** Problem Halswirbelsäule. Aktuelle Diagnostik und Therapie. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1989.
- [98] **Kuhn P.** Statement In: ADAC-Expertengespräch "HWS-Verletzungen in der Schadenregulierung". Juristische Zentrale ADAC München 1997: 50 ff.
- [99] **Kurths J, Voss A, Witt A, Saporin P, Kleiner HJ, Wessel N.** Quantitative analysis of heart rate variability. Chaos 1995; 5.
- [100] **Lang J.** Klinische Anatomie des Kopfes: In Graf-Baumann, Lohse-Busch: Weichteildistorsionen der oberen Halswirbelsäule. Berlin, Springer-Verlag, 1981.
- [101] **Lanz T, Wachsmuth W.** Praktische Anatomie - Kopf, Gehirn und Augenschädel (Teil B). Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 2004.
- [102] **Lanz T, Wachsmuth W.** Praktische Anatomie - Hals. Berlin: Springer-Verlag, 2003.
- [103] **Leiner B.** Einführung in die Zeitreihenanalyse. München, Oldenbourg, 1986.
- [104] **Lewit K.** Manuelle Medizin. Leipzig, Heidelberg JA Barth, 1992.
- [105] **Mackay M.** What crashes are more likely to cause injury. In: Lyons, Davidson (Solicitors): Whiplash 2000 Conference Documentation. Bath (England) 32-33. In: Schmidt, Senn. Schleudertrauma neuster Stand. Zürich 2003.
- [106] **Macnab I.** Acceleration injuries of cervical spine. J Bone and Joint surgery 1964; 46 A.
- [107] **Macnab I.** The "whiplash syndrome". Orthop Clin North 1971; 2.
- [108] **Maki BE, McIlroy WE.** Postural control in the older adult. Clinics in Geriatric Medicine 1996; 12: 625- 58.

- [109] **Marchese R, Bove M, Abbruzzese G.** Effect of Cognitive and Motor Tasks on Postural Stability in Parkinson's disease: A Posturographic Study. *Mov Disord* 2003; 18: 625-58.
- [110] **Maurer C, Mergner T, Xie J, Faist M, Pollak P, Lückking H.** Effect of chronic bilateral subthalamic stimulation on postural control in Parkinson's disease. *Brain* 2003; 126: 1146-63.
- [111] **Mauritz KH, Dietz V.** Characteristics of postural instability induced by ischaemic blocking of leg afferents. *Exp Brain Res* 1980; 38: 117-9.
- [112] **Mense S.** Slowly conducting afferent fibers from deep tissues: neurobiological properties and central nervous actions. *Prog Sensory Physiol* 1986; 6: 139-219.
- [113] **Mertensmeier I, Diedrich P.** Der Zusammenhang von Halswirbelsäulenstellung und Gebissanomalien. In: Garten H.: *Lehrbuch der Applied Kinesiology*, München, Urban und Fischer 2004. *Fortschr Kieferorthopädie* 1992; 53: 26-32.
- [114] **Michels J.** Schleudertrauma der Halswirbelsäule. In: Hierholzer (Hrsg.); *Schleudertrauma der Halswirbelsäule*. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 1994.
- [115] **Moorahrend U, (Hrsg.).** Kontroverses zum HWS-Schleudertrauma - Unfallmechanik, Erstdiagnose, Neuroradiologie, Physikalische Therapie, OP-Indikation. Darmstadt: Steinkopff-Verlag, 2003.
- [116] **Nagakawa H, Linuma K, Takahashi S.** Pressure distribution patterns of soles analysed by photoelastic method. *Disorders of Posture and Gait, Xth International Symposium of the Society for Postural and Gait Research* 1990: 41-4.
- [117] **Nashner L.** Strategies of Organization of Human Posture. In: Igarashi M, Black FO, (Hrsg.): *Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium. 7th International Symposium of the International Society of Posturography* Houston, Texas; Nov. 30-Dec. 2; 1983. Basel, München, Paris, London, New York, New Delhi, Singapore, Tokio, Sydney, 1985.
- [118] **Nashner L, Peters JF.** Dynamic Posturography in the Diagnosis and Management of Dizziness and Balance Disorders. *Neurologic Clinics* 1990; Vol. 8.
- [119] **Nashner LM.** Physiology of balance, with special reference to the health elderly; In Masdeu JC: *Gait Disorder of Aging*. Lippincott-Raven, 1997.
- [120] **Netter F.** *Atlas der Anatomie des Menschen*. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag, 2000.
- [121] **Neuhuber WL, Bankoul S.** Besonderheiten der Innervation des Kopf-Hals-Übergangs. In: Wolff HD. *Neurophysiologische Aspekte des Bewegungssystems*, Berlin, Springer-Verlag 1996. *Orthopäde* 1994; 23: 256-61.
- [122] **Olivegren H, Jerkvall N, et al.** The long-term prognosis of whiplash-associated disorders (WAD). *Eur Spine J* 1999; 8: 366-70.
- [123] **Ommaya A, Backaitis S, et al.** Automotive neck injuries. Ninth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles 1982; Kyoto, Nov. 1-4: 274-8.
- [124] **Panjabi MM, et al.** Biomechanik des Beschleunigungstraumas. *Der Orthopäde* 1998; 27: 813-9.
- [125] **Park GD.** Referenzwerte für posturographisch ermittelte Schwankungsmuster; Dissertation an der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität Potsdam. Potsdam, Januar, 2005.
- [126] **Pearce JM.** Whiplash injury: a reappraisal. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1989; 52(12): 1329-31.
- [127] **Penning L.** Acceleration injury of the cervical spine by hypertranslation of the head. Part I: Effect of normal translation of the head of the cervical spine motion: a radiological study. *Spine* 1992.
- [128] **Perrin P, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel C.** Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *British Journal of Sports Medicine* 1999; 33: 121-6.
- [129] **Petterson K, Hildingsson C.** Disc pathology after whiplash injury. A prospective magnetic resonance imaging and clinical investigation. *Spine* 1997; 22: 283-7.

- [130] **Platzer W.** Taschenatlas der Anatomie - Band 1 Bewegungsapparat. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag, 1999.
- [131] **Protasova M, Bondarevskij EJ, Levando WA.** Über die altersbedingten Veränderungen des statischen Gleichgewichts bei Frauen im Alter von 26-70 Jahren. Theorie und Praxis der Körperkultur. Moskau, 1974: 44-6.
- [132] **Radanov B, Dvorak J, Valach L.** Folgezustände der Schleuderverletzung der Halswirbelsäule. Manuelle Medizin 1990; 28: 28-34.
- [133] **Riemann B, Lephart SM.** The Sensorimotor System, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. J Athl Train 2002; 37: 80-4.
- [134] **Sachs L.** Angewandte Statistik: Anwendung statistischer Methoden. Berlin Springer-Verlag, 2004.
- [135] **Sachse J, Schildt-Rudloff K.** Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung der Wirbelsäule. Berlin: Ullstein Mosby-Verlag, 1997.
- [136] **Saternus K.** Pathomorphologie dieses Verletzungstyps. In: Moorahrend U (Hrsg.) Die Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag, 1993: 51-65.
- [137] **Saternus K, Eckhardt U.** Knorpelverletzungen der Kopf- und Wirbelbogengelenke. Aktuelle Traumatologie 1995; 2.
- [138] **Satoh S, Naito S, et al.** An examination of reasons for prolonged treatment in Japanese patients with whiplash injuries. J Musculoskeletal Pain 1997; 5 (2): 71-84.
- [139] **Schaufler M, Moffett, Moffett.** Lehrbuch Medizinische Physiologie. Berlin, New York: Verlag W de Gruyter, 1993.
- [140] **Scherer H.** Das Gleichgewicht - zweite aktualisierte und überarbeitete Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1997.
- [141] **Scherer H, Bschorr, J.** Betrachtungen zur Wirksamkeitsmessung antivertiginöser Medikamente anhand zweier Standardpräparate und eines neu entwickelte Psychopharmakons. Laryng Rhinol Otol 1980; 59: 447-84.
- [142] **Schlittgen R, Streitberg B.** Zeitreihenanalyse. München, Oldenbourg, 1984.
- [143] **Schmidt H, Senn J, (Hrsg.).** Schleudertrauma - neuester Stand: Medizin, Biomechanik, Recht, und Case Management. 1 ed. Zürich, 2004.
- [144] **Schmidt R, Schaible HG (Hrsg.).** Neuro- und Sinnesphysiologie - 4. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 2000.
- [145] **Schwarz H.** Schleuderverletzungen der Halswirbelsäule. Manuelle Medizin 1991; 29: 116-9.
- [146] **Sell K.** Diagnostik und Therapie in der Chirotherapie. In: Graf-Baumann et al. Weichteil-distorsionen der oberen HWS; Berlin, Springer-Verlag 1997. Zeitschrift für Allgemeinmedizin - Der Landarzt 1970; 46: 1146-53.
- [147] **Senn J.** Harmlosigkeitsgrenzen bei Unfällen mit HWS Hirnverletzungen? Aktuelle Juristische Praxis (AJP) 2002; 3: 274 ff.
- [148] **Shupert C, Horak FB.** Adaptation of postural control in normal and pathologic aging: implications for falls prevention programs. Exerc Sport Sci Rev 1999: 64-7.
- [149] **Silbernagel S, Despopoulos A.** Taschenatlas der Physiologie. Stuttgart: Thieme Verlag, 2001.
- [150] **Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Suissa S, et al.** Quebec-Task-Force, Whiplash associated disorders - grade I-IV. Spine (Supplement) 1995; 20 (8 S): 1-73.
- [151] **Spitzer WO, Skovron ML, et al.** Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and management. Spine 1995; 85: 34-73.

- [152] **Statistisches Bundesamt, (Hrsg.)**. Chronische Schmerzen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Themenhefte 2005; 7.
- [153] **Statistisches Bundesamt, (Hrsg.)**. Gesundheitsbericht für Deutschland. Stuttgart: Verlag Melzer Pölschel, 1998.
- [154] **Sterling M, Jull G, Vicenzino B, Kenardy J**. Sensory hypersensitivity occurs soon after whiplash injury and is associated with poor recovery. *Pain* 2004; 107 (3): 276-9.
- [155] **Sterling M, Jull G, Vicenzino B, Kenardy J**. Characterization of acute whiplash-associated disorders. *Spine* 2004; 15; 29 (2): 182-8.
- [156] **Stock M**. Beschleunigungstrauma - Aspekte aus Pathomechanik und Pathophysiologie als Grundlage für die Behandlung nach der Funktionellen Bewegungslehre nach Klein-Vogelbach. *Zeitschrift für Physiotherapie* 2001; 53: 406-17.
- [157] **Stoll W, Most E, Rudolf G**. Schwindel und Gleichgewichtsstörungen. Stuttgart: Thieme-Verlag, 1998.
- [158] **Strüder H, Kinscherf R, Diserens K, Weicker H**. Physiologie und Pathophysiologie der Basalganglien - Einfluss auf die Motorik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2001; 12: 350 - 60.
- [159] **Svensson M**. Injury biomechanics of the cervical spine in car collision - some needs for further research. *Pain Res Manag* 2003; 8 (1): 44-6.
- [160] **Svensson M, et al**. Nervenzellschäden bei Schleudertraumen. *Der Orthopäde* 1998; 27.
- [161] **Templin I, Steinbecher R, Jendritzki U, Diesing H**. Kraftmomentensensor (KMS) mit Erweiterung zur Kompensation von Gravitations- und Trägheitskräften; unveröffentlichter Entwicklungsbericht der Fa. IpeA GmbH. FH Brandenburg - Workshop Mechatronik 1996.
- [162] **Thews G, Mutschler E, Vaupel P**. Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen. 5. Auflage. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, 1999.
- [163] **Thoden V, Doerr M**. Zervikal ausgelöste Augenbewegungen. In: Wolff HD (Hrsg.) Die Sonderstellung des Kopfgelenkbereichs. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer-Verlag, 1988.
- [164] **Thomas DP, Withney RJ**. Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 1959; 93: 524-9.
- [165] **Timmann D**. Die Untersuchung des motorischen Gleichgewichts aus Sicht des Neurologen. In: Brehm W, Kuhn P, Lutter K, Wabel W, (Hrsg.). Leistung im Sport - Fitness im Leben. Hamburg, 1997.
- [166] **Tittel K**. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Jena, 1994.
- [167] **Travell J, Simons DG**. Myofascial Pain and dysfunction. The trigger point manual. Baltimore, London: Williams & Wilkins, 1983.
- [168] **Tunbridge R, et al**. The cost of lang-term disability resulting from road traffic accidents: interim report. London. Her Majesty's Stationary Office. Transport and Road Research Laboratory, 212. In: Schmidt, Senn. Schleudertrauma neuster Stand, Zürich 2003. 1990.
- [169] **Turek SL**. Orthopedics Principles and their Application. Lippincott, 1977.
- [170] **Upledger JE, Vredevoogd JD**. Lehrbuch der Craniosacralen Therapie. 4. Auflage. Heidelberg: Haug Verlag, 2000.
- [171] **Vadokas V, Lotzmann KU**. Funktionelle Störungen des Kraniomandibulären Systems in der HWS als differentialdiagnostisches Problem in der ideopathischen Trigeminusneuralgie. *Der Schmerz* 1995; 9: 29-33.
- [172] **Voss A, Hnatkova K, Wessel N, Kurths J, Sander A, Schirdewan A, Camm AJ, Malik M**. Multiparametric Analysis of Heart Rate Variability Used for Risk Stratification Among Survivors of Acute Myocardial Infarction. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21 (1 Pt 2): 186-92.

- [173] **Voss A, Kurths J, Kleiner HJ, Witt A, Wessel N, Saporin P, Osterziel KJ, Schurath R, Dietz R.** The application of methods of non-linear dynamics for the improved and predictive recognition of patients threatened by sudden cardiac death. *Cardiovasc Res* 1996; 31: 419-33.
- [174] **Voss A, Kurths J, Kleiner HJ, Witt A, Wessel N.** Improved Analysis of Heart Rate Variability by Methods of Non-Linear Dynamics. *J Electrocardiol* 1995; 28(Suppl): 81-8.
- [175] **Vuillerme N, Pinsault N, Vaillant J.** Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neurosci Lett* 2005; 378 (3): 135-9.
- [176] **Wagner CD, Mrowka R, Nafz B, Persson PB.** Complexity and "chaos" in blood pressure after baroreceptor denervation of conscious dogs. *Am J Physiol* 1995; 269 (5 Pt 2): H 1760-H6.
- [177] **Walz F.** Biomechanische Aspekte der HWS-Verletzung. *Orthopäde* 1994; 23.
- [178] **Weh L, Bigdeli-Azari B, Dallmer J, Sablotny J.** Persistierende Motilitätsstörungen nach cervicalen Beschleunigungstraumen. *Manuelle Medizin* 1995; 33: 139-43.
- [179] **Wernet S.** Statement. In: ADAC Expertengespräch "HWS-Verletzungen in der Schadensregulierung". Juristische Zentrale ADAC München 1997: 54.
- [180] **Wessel N.** Komplexe Analyse nichtlinearer Phänomene in kardiologischen Datenreihen. Dissertation an der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität Potsdam. Potsdam, Oktober, 1998.
- [181] **Wessel N, Voss A, Malberg H, Ziehmann Ch, Voss HU, Schirdewan A, Meyerfeldt U, Kurths J.** Nonlinear analysis of complex phenomena in cardiological data. *Herzschr Elektrophys* 2000; 11(3): 159-73.
- [182] **Wessel N, Ziehmann Ch, Kurths J, Meyerfeldt U, Schirdewan A, Voss A.** Short-term Forecasting of Life-threatening Cardiac Arrhythmias based on Symbolic Dynamics and Finite-Time Growth Rates. *Phys Rev E* 2000; 61 (1): 733-9.
- [183] **Westphal P.** Möglichkeiten der Vervollkommnung koordinativer Fähigkeiten im Seniorenalter. Unveröff. Staatsexamensarbeit, vorgelegt an der Ernst-Moritz-Arndt Universität Greifswald 1990.
- [184] **Wiesner H, Mumenthaler M.** Schleuderverletzungen der Halswirbelsäule - eine katamnestiche Studie. *Arch. Orthop. Unfall-Chir.* 1975; 81: 13-36.
- [185] **Wiesner H, Mumenthaler M.** Schleuderverletzungen der Halswirbelsäule - Mechanismus, Diagnostik, Therapie und Begutachtung. *Ther. Umschau* 1974; 31.
- [186] **Wolff H-D.** Neurophysiologische Aspekte des Bewegungssystems - 3.Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1996.
- [187] **Wolfson L, Whipple R, Derby CA, et al.** A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* 1992; 42: 2069-75.
- [188] **Woollacott MH.** Changes in postural control and the integration of postural responses into voluntary movements with aging: is borderline pathology a contributor. *Disorders of Posture and Gait, Xth International Symposium of the Society for Postural and Gait Research* 1990: 221-8.
- [189] **Yasuda T, Nakagawa T, Inoue H, Iwamoto M, Inokucvhi A.** The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture, In: Garten H. *Lehrbuch der Applied Kinesiology*, München, Urban & Fischer, 2004. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1999; 256 Suppl 1: 27-32.
- [190] **Ydenius A, Kullgren A.** Injury risk junctions in frontal impacts using recorded crash pulses. *International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*, October 10-12 2001: 27-38.
- [191] **Zenker W.** Anatomische Überlegungen zum Thema Nackenschmerz. *Schweiz Rundschau Med* 1988; 77: 333-9.
- [192] **Zilch H, Weber U, (Hrsg.).** Lehrbuch Orthopädie. Berlin, New York: Walther de Gruyter, 1989.

9. Anhang

9.1 Anlagenverzeichnis

| | |
|----------------------|--|
| Anlage Nr. 1 | Anforderungsprofil an die Sensortechnik |
| Anlage Nr. 2 | CSRF's und Fragebögen |
| Anlage Nr. 3 | Erläuterungen der Zeitreihenanalysen und Entropiemaße |
| Anlage Nr. 4 | Tabellen mit den zusammengefassten Diskriminierungsergebnissen |
| Anlage Nr. 5 | Tabelle mit den Ergebnissen einer exemplarischen randomisierten Gruppenzuordnung |
| Anlage Nr. 6 | Analyseergebnisse der Altersabhängigkeit |
| Anlage Nr. 7 | Analyseergebnisse der Geschlechtsabhängigkeit |
| Anlage Nr. 8 | Ergebnisse der Abhängigkeit der Gleichgewichtsregulation von ausgewählten Symmetrieverhältnisse am passiven Bewegungsapparat |
| Anlage Nr. 9 | Ergebnisse der Abhängigkeit der Gleichgewichtsregulation vom posttraumatischen Intervall |
| Anlage Nr. 10 | Diskriminanzanalysen der optimistischen und realistischen Schätzungen für die erste Unterteilung |
| Anlage Nr. 11 | Diskriminanzanalysen der optimistischen und realistischen Schätzungen für die zweite Unterteilung |
| Anlage Nr. 12 | Diskriminanzanalysen der optimistischen und realistischen Schätzungen für die dritte Unterteilung |
| Anlage Nr. 13 | Diskriminanzanalysen der optimistischen und realistischen Schätzungen für die vierte Unterteilung |
| Anlage Nr. 14 | Diskriminanzanalysen der optimistischen und realistischen Schätzungen für die fünfte Unterteilung |
| Anlage Nr. 15 | Diskriminanzanalysen der optimistischen und realistischen Schätzungen für die sechste Unterteilung |
| Anlage Nr. 16 | Diskriminanzanalysen der randomisierten Gruppenzuordnung |
| Anlage Nr. 17 | Ausgewählte anatomische und biomechanische Grundlagen der HWS |

*** Die Anlagen Nr. 6-16 befinden sich auf einer beigefügten CD-ROM**

9.2 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Stephan Gutschow, geb. am 21.12.1975 in Hennigsdorf, eidesstattlich, dass ich die vorliegende Dissertation zum Thema

**„Zu cervicalen Distorsionsverletzungen und deren Auswirkungen
auf posturale Schwankungsmuster“**

selbständig verfasst und keine anderen als die angeführten Hilfsmittel verwendet habe. Weder die komplette Schrift noch Teile davon wurden anderweitig veröffentlicht, noch zu Prüfungszwecken oder im Rahmen eines Promotionsverfahrens an einer anderen Hochschule eingereicht.

Weiterhin erkläre ich, dass die Stellen der vorliegenden Schrift, die anderen Werken dem Wortlaut oder Sinn nach entnommen sind, durch Angabe der Quellen kenntlich gemacht wurden.

Stephan Gutschow

Potsdam, im Februar 2007

Anlage Nr. 1

Innovation, Beschreibung und Anforderungsprofil der Sensortechnik

Die Zielstellung, die Balancemessdaten über Zeitreihenanalysen mit Methoden der nichtlinearen Dynamik auszuwerten, stellte auch besondere Anforderungen an die Aufnahme der Rohdaten. Dementsprechend war der Einsatz eines Messsystems erforderlich, das in der Lage ist, Messreihen in allen drei Raumrichtungen mit hinreichend hoher Frequenz und Genauigkeit zu registrieren.

Die avisierten Zeitreihen- und Frequenzspektrenanalysen bedingten die messtechnische Erfassung und Aufnahme von Horizontal- und Vertikalkräften. Aus den durch die Kraftwirkungen verursachten Verformungen werden Drehmomente berechnet, die nichtlinear aufbereitet werden, um so Phänomene der Gleichgewichtsregulation komplex analysieren zu können. Da die vom

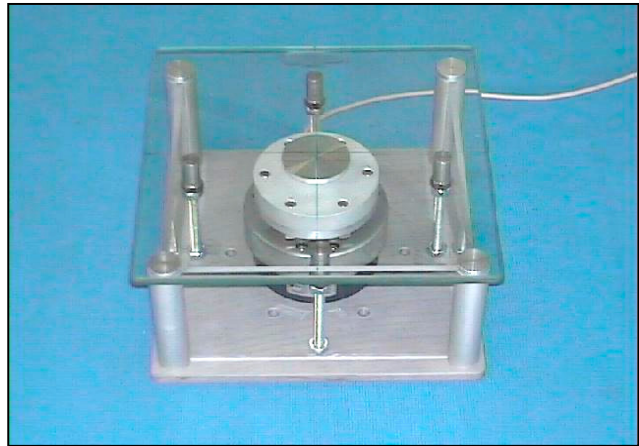


Abbildung A1/1: Waage mit Kraft-Momenten-Sensor

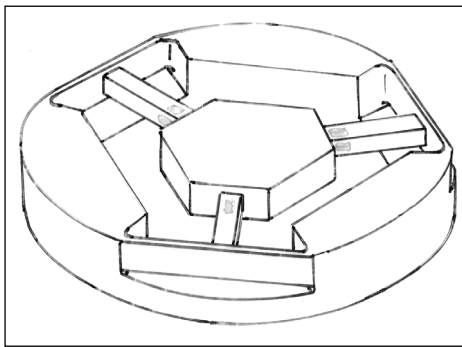


Abbildung A1/2: schematischer Aufbau des Verformkörpers

Sensor in allen drei Raumrichtungen gemessenen Kräfte- und daraus berechneten Momentenwirkungen sich im Mikrometerbereich bewegen, ist zur präzisen messtechnischen Erfassung auch ein adäquater Sensor mit den nachfolgend angeführten technischen Merkmalen erforderlich.

Kernstück der mechanischen Komponenten des Kraft-Momenten-Sensors mit Erweiterung zur Kompensation von Gravitations- und Trägheitskräften ist der mechanische Verformkörper (siehe

Abb. A1/2), der nach der mathematischen Methode der Finiten Elemente berechnet und konstruktiv, entsprechend den vorgegebenen Messgrößen, ausgelegt wurde. Die bei Belastung wirkenden Kräfte und Momente verursachen in den Biegebalken adäquate Verformungen, die durch eine spezielle Anordnung von Foliendehnmessstreifen elektronisch erfasst und in elektrische Signale gewandelt werden. Genauer gesagt werden durch die Verformung der Biegebalken hervorgerufene Widerstandsänderungen der Foliendehnmessstreifen in Vollbrückenschaltung gemessen. Aus den Brückenspannungen werden mit Hilfe einer sensorspezifischen Kalibriermatrix die auftretenden Kräfte und Momente

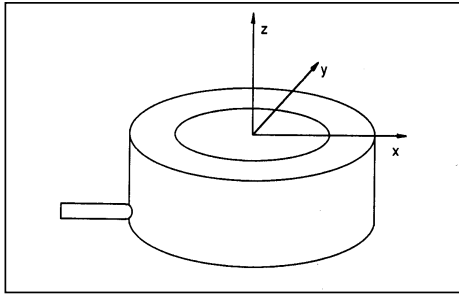


Abbildung A1/3: Koordinatensystem des Sensors

berechnet. Nach Verstärkung, Vorfilterung der Brückensignale und Digitalisierung werden die Eingangsgrößen rechen­technisch bearbeitet, so dass dem dreidimensional angeordneten Sensor­koordinatensystem zugehörige Werte zur Verfügung stehen. Um das zu erreichen, ist der Sensor mit Stromversorgung, Einheiten der Signalkonditionierung, der Datenübertragung und

einem Einchip-Prozessor ausgerüstet.

Die Einplatinenelektronik wurde dabei konstruktiv in das Messelement integriert. Vorteile dieser Anordnung sind kürzeste analoge Signalleitungen, d.h. minimale analoge Übertragungstrecken, wodurch die Störempfindlichkeit des Sensors minimiert wird. Fehlerartefakte der Signalaufzeichnungen respektive deren Fortführung in der anschließenden Auswertung können dadurch ebenfalls minimiert werden. Ein großer Teil der Signalverarbeitung erfolgt in dem sensorinternen Prozessor, der u. a. aus den errechneten Werten der 6 Sensorfreiheitsgrade die realen Bearbeitungskräfte und -momente am Toolpunkt ermittelt und somit als zentrale Funktionseinheit fungiert.

ähnliche ausgelegte Messapparaturen

Eine weitere derzeit häufig verwendete posturographische Messapparatur ist die KISTLER-Messplattform, die über Piezzo-Elektrische-Kristalle den Druckschwerpunkt ermittelt. Eine Ergänzung zu diesen sogenannten monoplatten Stabilometern wurde in Israel von KOHEN-RAZ mit der Tetra-ataxiametrischen Posturographie entwickelt. Sie ist durch vier Fußmessplatten, eine für jede Ferse und die Zehen, gekennzeichnet. Die Messung erfolgt auch über den durch die Füße aufgebrauchten senkrechten Druck auf das Messfeld.

Anlage Nr. 2 CSRF's und Fragebögen

- Anlage Nr. 2a:** Fragebogen für die posturographische Untersuchung von HWS-Schleudertraumata
- Anlage Nr. 2b:** CSRF – Clinical Study Report Form für die posturographische Untersuchung von HWS-Schleudertraumata
- Anlage Nr. 2c:** Fragebogen für die Ermittlung posturographischer Vergleichswerte der Haltungsverstärkung
- Anlage Nr. 2d:** CSRF- Clinical Study Report Form für die Ermittlung posturographischer Vergleichswerte

Fragebogen

für die posturographische Untersuchung von HWS-Schleudertraumata

Sehr geehrte(r) Patient(in),

als erstes möchten wir uns bei Ihnen für die Teilnahme als Proband an den posturographischen Messungen bedanken. Nach Erhebungen des Statistischen Bundesamtes erhöhten sich in den letzten fünf Jahren die Verletzungen und Beschwerden der Halswirbelsäulen – Region. Einen wesentlichen Faktor stellen dabei die Verletzungen durch Schleudertraumata nach Verkehrsunfällen dar. Gerade in diesem Zusammenhang werden Beschwerden auf Grund von Problemen nach Schleudertraumata ohne sichtbare Veränderungen der HWS kontrovers diskutiert. Denn häufig ist eine Diskrepanz zwischen den durch die Funktionsstörung der HWS hervorgerufenen Beschwerden und dem jeweiligen apparativen bildgebenden Befund zu beobachten.

In diesem Kontext führt das Institut für Sportmedizin und Prävention der Universität Potsdam ein Forschungsprojekt zur Erkennung posturographischer Schwankungsmuster bei Patienten mit Schleudertrauma durch. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse können auch Ihnen weiterhelfen, in dem wir eventuell später Aussagen treffen können, ob die Therapie, die Sie auf Grund der traumatischen Verletzung erhalten haben, erfolgreich war.

Daher bitten wir Sie, den nachfolgend angeführten Fragebogen auszufüllen. Selbstverständlich erfolgt die Beantwortung der Fragen auf freiwilliger Basis und die von Ihnen gemachten Angaben werden vertraulich behandelt und anonym zu wissenschaftlichen Zwecken analysiert.

• Angaben zur Person

ID – Nr.: _____ (wird vom Institut ausgefüllt)

Alter: _____ Jahre Geschlecht: m () w ()

Größe: _____ cm Gewicht: _____ kg

behandelnder Arzt: _____

Datum des
Messzeitpunktes: _____

• Unfallhergang

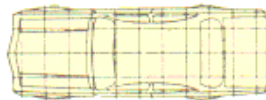
1. Geben Sie bitte das genaue Datum des Unfalls an.

Datum: _____

Zeitraum zwischen Unfallzeitpunkt und Messzeitpunkt

_____ (wird vom Institut ausgefüllt)

2. Kreuzen Sie bitte in der nachfolgenden Fahrzeugabbildung die Aufprallstelle an Ihrem Fahrzeug an!



3. Wie war Ihre Kopfhaltung zum Zeitpunkt des Aufpralls? Kreuzen Sie Bitte an! Mehrfachnennungen sind möglich.

- | | | | |
|--|----|------|--------------------------|
| a) Kopf war nach vorn gebeugt: (Flexion / Inklination) | ja | nein | kann mich nicht erinnern |
| b) Kopf war im Nacken: (Extension / Reklination) | ja | nein | kann mich nicht erinnern |
| c) Kopf war zur rechten Seite gedreht: (Rotation) | ja | nein | kann mich nicht erinnern |
| d) Kopf war zur linken Seite gedreht: (Rotation) | ja | nein | kann mich nicht erinnern |

4. Wie groß war die Geschwindigkeitsdifferenz beider Autos während des Aufpralls? Kreuzen Sie bitte an und geben Sie falls es Ihnen möglich ist die genaue Differenz an!

Geschwindigkeitsdifferenz:

- | | |
|--|--|
| a) < 15 km h ⁻¹ | b) zwischen 15 km h ⁻¹ u. 30 km h ⁻¹ |
| c) zwischen 30 km h ⁻¹ u. 50 km h ⁻¹ | d) ≥ 50 km h ⁻¹ |

genaue Differenz, falls aus Unfallgutachten (TÜV, Versicherung) bekannt: _____ km h⁻¹

5. Wurde ein Front-Airbag ausgelöst?

ja nein

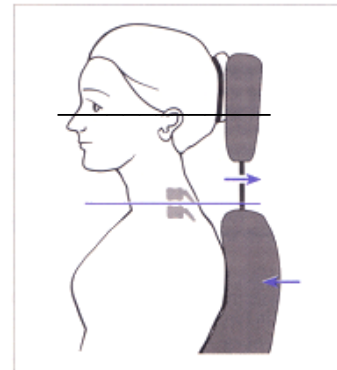
6. Wurde der Aufprall durch vorheriges Erkennen der Unfallsituation bewusst wahrgenommen?

ja nein

7. Wie war die Einstellung der Kopfstützen zum Zeitpunkt des Aufpralls? Falls es Ihnen noch möglich ist, geben Sie bitte den ungefähren Abstand der Kopfstütze zum Kopf sowie das Verhältnis der Höhe der Kopfstütze zu Ihrer Kopfhöhe in Sitzposition an!

Abstand der Kopfstütze zum Kopf: _____ cm

Höhe der Oberkante der Kopfstütze: _____ cm



• persönliche Anamnese

8. Hatten Sie vorher schon einmal einen Unfall (Auto, Haushalt, Sport) bei dem Verletzungen der Halswirbelsäule (HWS) aufgetreten sind bzw. haben Sie Beschwerden oder Erkrankungen der HWS?

ja nein

Wenn Sie ja angekreuzt haben, schildern Sie bitte kurz die Verletzung / Erkrankung und die durch den Arzt angeordneten Interventions- u. Therapiemaßnahmen.

9. Haben Sie vor dem Unfall Sport getrieben? Kreuzen Sie bitte die Häufigkeit an!

gar nicht gelegentlich regelmäßig 1mal pro Woche

regelmäßig mehr als 1 mal pro Woche

seit wann trainieren Sie regelmäßig _____

Wenn Sie Sport getrieben haben, nennen Sie bitte kurz die Sportart!

Sportart: _____

10. Welche subjektiven Beschwerden sind nach dem Unfall aufgetreten?

Vergeben Sie durch Ankreuzen Noten auf einer Skala von 1 bis 5 für die Intensität und die Häufigkeit der Beschwerden.

(1 = keine Beschwerden / treten nicht auf

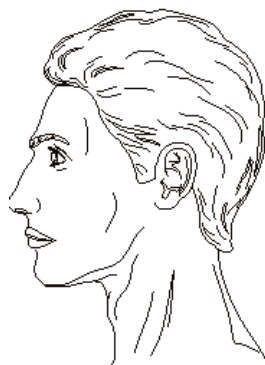
5 = sehr starke Schmerzen / treten sehr häufig bis andauernd auf)

a) Haben Sie seit dem Unfall Kopfschmerzen?

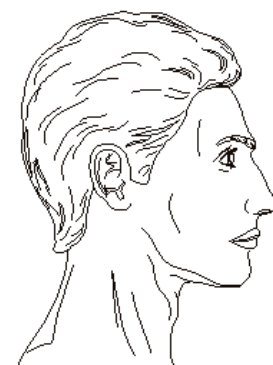
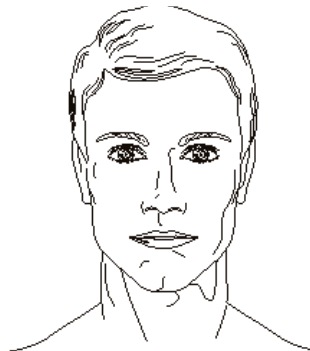
ja ↓

nein (weiter mit b)

Wenn ja, kreuzen Sie bitte in nachfolgender Abbildung an, wo die Schmerzen auftraten bzw. auftreten.



linke Seite



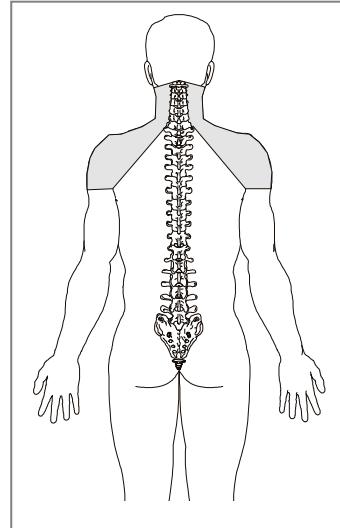
rechte Seite

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|------------------------------|---|---|---|---|---|
| Häufigkeit der Kopfschmerzen | | | | | |
| Intensität der Kopfschmerzen | | | | | |

b) Haben Sie seit dem Unfall Schulter-, Nacken-, Arm- und/oder Handbeschwerden?

ja ↓ nein (weiter mit c)

Wenn ja, kreuzen Sie bitte in nachfolgender Abbildung an, wo die Beschwerden im Schulter-, Nacken-, Arm- oder Handbereich auftreten! Geben Sie bitte in nachfolgender Tabelle Häufigkeit und Intensität der Beschwerden an!



| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|----------------------------|---|---|---|---|---|
| Häufigkeit der Beschwerden | | | | | |
| Intensität der Beschwerden | | | | | |

c) Haben Sie seit dem Unfall Ohrgeräusche (ein Tinnitus aurium)?

ja ↓ nein (weiter mit d)

Wenn ja, treten die Ohrgeräusche rechts, links oder beidseitig auf? Kreuzen Sie bitte entsprechendes an! Geben Sie bitte in nachfolgender Tabelle Häufigkeit und Intensität der Beschwerden an!

rechts links beidseitig

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|----------------------------|---|---|---|---|---|
| Häufigkeit der Beschwerden | | | | | |
| Intensität der Beschwerden | | | | | |

d) Haben Sie seit dem Unfall Sehstörungen?

ja ↓ nein (weiter mit e)

Wenn ja, treten die Sehstörungen rechts, links oder beidseitig auf? Kreuzen Sie bitte entsprechendes an! Geben Sie bitte in nachfolgender Tabelle Häufigkeit und Intensität der Beschwerden an!

| | rechts | links | | beidseitig | |
|-----------------------------|--------|-------|---|------------|---|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Häufigkeit der Sehstörungen | | | | | |
| Intensität der Sehstörungen | | | | | |

e) Haben Sie seit dem Unfall Schwindelempfindungen?

ja ↓ nein (weiter mit f)

Wenn ja, von welcher Art sind die Schwindelbeschwerden? Kreuzen Sie bitte nachfolgend entsprechendes an! Geben Sie bitte in nachfolgender Tabelle Häufigkeit und Intensität der Beschwerden an!

- Drehschwindel
- Schwankschwindel
- Taumelgefühl
- Unsicherheitsgefühl
- Schwarzwerden vor den Augen

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|---------------------------|---|---|---|---|---|
| Häufigkeit des Schwindels | | | | | |
| Intensität des Schwindels | | | | | |

f) Haben Sie seit dem Unfall noch weitere Beschwerden?

ja ↓ nein (weiter mit 11.)

Wenn ja, beschreiben Sie kurz die Symptomatik der Beschwerden.

g) Haben bzw. hatten Sie folgende Beschwerden, Verletzungen oder Erkrankungen? Falls ja, sind diese Beschwerden derzeit noch akut? Bitte zutreffendes ankreuzen!

| | | |
|---|--|--|
| Hüftbeschwerden akut nicht akut | Kniebeschwerden akut nicht akut | Beschwerden in Fuß- u. Sprunggelenken akut nicht akut |
| Hüftfrakturen akut nicht akut | Ober- u. Unterschenkelfrakturen akut nicht akut | Bandscheibenvorfall akut nicht akut |
| Skoliosen / Seitabweichungen akut nicht akut | Morbus Bechterew akut nicht akut | Morbus Scheuermann akut nicht akut |

11. Trat nach dem Unfall eine Arbeitsunfähigkeit ein? Wenn ja, nennen Sie bitte die Dauer Ihrer Krankschreibung.

ja ↓ nein (weiter mit 12.)

Dauer der Arbeitsunfähigkeit: _____

12. Geben Sie bitte abschließend noch Ihre derzeitige berufliche Tätigkeit an.

derzeitige Tätigkeit: _____

Vielen Dank für Ihre Mitarbeit!

CSRF – Clinical Study Report Form
für die posturographische Untersuchung von HWS-Schleudertraumata

ID – Nr.: _____ (wird vom Institut ausgefüllt)

Name: _____ Vorname: _____

Im Rahmen der Forschungsprojektdurchführung zur Erkennung posturographischer Schwankungsmuster bei Patienten mit Schleudertrauma, an dem ich als Proband teilnehme, berechtige ich nachfolgend stehenden behandelnden Arzt, die von ihm Zusammenhang mit meiner Schleudertraumaverletzung durchgeführte ärztliche Anamnese und Befundung, an das Institut für Sportmedizin und Prävention der Universität Potsdam weiterzugeben.

Diese Berechtigung erfolgt nur unter Berücksichtigung folgender Bedingungen:

1. Die von mir in diesem Zusammenhang ausgefüllten Fragebögen werden ohne Namensnennung statistisch ausgewertet.
2. Die Beantwortung der Fragen erfolgt auf freiwilliger Basis und die von mir gemachten Angaben werden vertraulich behandelt und anonymisiert zu wissenschaftlichen Zwecken vom Institut für Sportmedizin und Prävention der Universität Potsdam analysiert.
3. Die von mir gemachten Angaben sowie die weitergeleiteten ärztlichen Befunde werden nicht an dritte Personen weitergegeben.

Name und Anschrift des behandelnden Arztes:

Patient:

| Name, Vorname (in Druckschrift) | Datum | Unterschrift |
|---------------------------------|-------|--------------|
| | | |

zur Kenntnis genommen, behandelnder Arzt:

| Name, Vorname (in Druckschrift) | Datum | Unterschrift |
|---------------------------------|-------|--------------|
| | | |

• ärztliche Anamnese

1. Ärztliche Befundung zur komplexen HWS – Distorsion. Kreuzen Sie bitte mögliche diagnostizierte Befunde des (r) Patienten (in) an!

Weichteilverletzungen:

- Einriss des *Lig. longitudinale anterius* mit Diskusverletzung
- Einriss des *Lig. longitudinale anterius* ohne Diskusverletzung
- Kapselverletzungen der kleinen Facettengelenke mit Unterblutungen
- Frakturen von Quer- oder Dornfortsätzen
- Entzündungsreaktion im umgebenden Weichteilgewebe mit Ödembildung
- Entzündungsreaktion im umgebenden Weichteilgewebe ohne Ödembildung
- Druckschmerzhaftigkeit der Weichteile
- Schluckbeschwerden und Verbreiterung des retropharyngealen Raumes bei retropharyngealem Hämatom
- Protrusion(en) der cervicalen Zwischenwirbelscheibe(n); Segment(e): _____

Knöcherner Verletzungen:

- Stauchungsbruch (-brüche) eines (mehrerer) Wirbelkörper oder Wirbelbogens (-bögen)
- welche(r): _____
- Luxationsfrakturen cervicaler Wirbelkörper
- welche(r): _____
- Verkalkungen und Verknöcherungen an zerrissenen Bandstrukturen (Spätfolgen)

weitere Symptome:

- Okzipitalneuralgie
- weitere neurologische Ausfälle:
- welche: _____
- Drehschwindel
- Schwankschwindel
- Taumelgefühl
- Schwarzwerden vor den Augen

- Tinnitus aurium
- Übelkeit
- Hypermobilität in benachbarten Segmenten
- Muskelhartspann (MFS; Triggerpoints)
- Torticollis

funktionelle Störungen:

- Funktions- und Beweglichkeitseinschränkungen der HWS
- Bewegungsschmerzen bei Flexion und Inklination
- Bewegungsschmerzen bei Extension und Reklination
- Bewegungsschmerzen bei Rotation nach rechts
- Bewegungsschmerzen bei Rotation nach links
- Steilstellung der HWS
- Blockierungen betroffener HWS – Segmente

welche(s): _____

sonstige in diesem Zusammenhang diagnostizierte Befunde:

Einteilung der Verletzungsstufe nach Quebeck Task Force WAD:

- Stufe 1
- Stufe 2
- Stufe 3
- Stufe 4

2. Geben Sie bitte an, welche therapeutischen Interventionen der(ie) Patient(in) in diesem Zusammenhang bis zum Messzeitpunkt erhalten hat!

Passive Maßnahmen:

- Zervikalstützen z.B. Schanzverband oder Henßge-Krawatte zur Immobilisation, Entlastung und Ruhigstellung
- Gipsverband
- lokale Kältetherapie
- Wärmeanwendungen
- analgesierende Elektrotherapie
- detonisierende Massagebehandlungen
- entlastende axiale Traktionen und segmentale Mobilisationen
- manuelles Lösen von Blockierungen

Aktive Maßnahmen:

- postisometrische Relaxationen
- HWS-stabilisierende Funktionsgymnastik
- Dekontraktionen und Haltungskorrektur (z.B. nach Brügger)
- Propriorezeptive Neuromuskuläre Fazilitation (PNF)

weitere Therapiemaßnahmen:

3. Kreuzen Sie bitte an, ob morphologische Befunde durch bildgebende Verfahren sichtbar waren?

ja nein

Wenn ja, durch welche(s) bildgebende Verfahren wurde(n) sie diagnostiziert?

Diagnoseverfahren: _____

4. Falls möglich geben Sie bitte für die HWS – Distorsion relevante Vorerkrankungen an!

im Zusammenhang der HWS-Distorsion durch die Beschleunigungsverletzung relevante Vorerkrankungen:

Vielen Dank für Ihre ärztliche Mitarbeit!

5. Einschätzung der körperlichen Konstitution des Patienten. (wird vom Institut für Sportmedizin ausgefüllt)

leptomorpher Typ
athletischer Typ
pyknomorpher Typ

Größe: _____ cm Geschlecht: m () w ()

Gewicht: _____ kg

BMI: $\text{kg} / \text{cm}^2 =$ _____

Vermerk Beckenstatik (Spina iliaca anterior superior SIAS; Spina iliaca posterior superior SIPS) / **Kopfstatik** (Processus mastoideus frontal PRMF; Processus mastoideus transversal PRMT):

Zahlenschlüssel:
 (Statik) 1 = keine Unterschiede
 2 = rechts hoch
 3 = links hoch

Zahlenschlüssel:
 (Intensität der Störung) 1 = hoch
 2 = deutlich hoch

| SIPS | Intensität | SIAS | Intensität | PRMF | Intensität | PRMT | Intensität |
|------|------------|------|------------|------|------------|------|------------|
| | | | | | | | |

Muskeltestung HWS - Flexoren beidseitig:

Überblickstest HWS-Flexoren: normoton
 hypoton
 hyperton

M. sternocleidomastoideus: normoton re li
 hypoton
 hyperton

Mm. scalenii: normoton re li
 hypoton
 hyperton

Vermerke / Auffälligkeiten:

Fragebogen

für die Ermittlung posturographischer Vergleichswerte der Haltungsstabilisierung

Sehr geehrte(r) Proband(in),

als erstes möchten wir uns bei Ihnen für die Teilnahme als Proband an den posturographischen Messungen bedanken.

Im Rahmen einer Projektdurchführung zur Erkennung posturographischer Schwankungsmuster bei der Haltungsstabilisierung führt das Institut für Sportmedizin und Prävention der Universität Potsdam Voruntersuchungen und Messungen zur Ermittlung von Referenzwerten in diesem Zusammenhang durch.

Daher bitten wir Sie, den nachfolgend angeführten Fragebogen auszufüllen. Selbstverständlich erfolgt die Beantwortung der Fragen auf freiwilliger Basis und die von Ihnen gemachten Angaben werden vertraulich behandelt und anonym zu wissenschaftlichen Zwecken analysiert.

• Angaben zur Person

ID – Nr.: _____ (wird vom Institut ausgefüllt)

Name: _____ Vorname: _____

Alter: _____ Jahre Geschlecht: m () w ()

Größe: _____ cm Gewicht: _____ kg

Datum des
Messzeitpunktes: _____

1. Treiben Sie regelmäßig Sport bzw. haben Sie innerhalb der letzten 10 Jahre regelmäßig Sport getrieben? Kreuzen Sie bitte die Häufigkeit an!

gar nicht gelegentlich regelmäßig mindestens 1mal pro Woche
 regelmäßig mehr als 1 mal pro Woche

Wenn Sie Sport treiben (getrieben haben), nennen Sie bitte kurz die Sportart!

Sportart: _____

• klinische Anamnese

3. Haben bzw. hatten Sie folgende Beschwerden, Verletzungen oder Erkrankungen? Bitte zutreffendes ankreuzen!

| | | |
|---|---|---------------------------------------|
| Schleudertrauma | periphere arterielle Verschlusskrankheit | Beschwerden in Fuß- u. Sprunggelenken |
| häufige Schwindelgefühle | Kniebeschwerden | Hüftbeschwerden |
| rheumatische Erkrankungen | Hüftfrakturen | Ober- u. Unterschenkelfrakturen |
| häufige Nackenverspannungen und Kopfschmerzen | Wirbelsäulenerkrankungen: Skoliosen / Seitabweichungen Osteoporose Spondylolisthesis Morbus Bechterew Morbus Scheuermann Wirbelkörperfrakturen Bandscheibenprolaps Bandscheibenprotrusion | Diabetes mellitus |

4. Wurden diese Beschwerden, Verletzungen ärztlich oder physiotherapeutisch behandelt?

ja nein

wenn ja, nennen Sie bitte kurz die Therapiemaßnahmen:

5. Wurden Sie schon einmal im Bereich Ihres Muskel-Skelett-Systems operiert?

ja nein

wenn ja, wann? Datum: _____

und wo?: _____

6. Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein? Geben Sie bitte das jeweilige Medikament an und die entsprechende Dosierung!

Medikament(e): _____

7. Wir bitten Sie noch abschließend, selbstverständlich freiwillig, Angaben zu Ihrem Schulabschluss und zu Ihrer derzeitigen beruflichen Tätigkeit zu machen.

Höchster Schulabschluss: ohne Abschluss
 Hauptschule
 Realschule/Mittlere Reife
 Gymnasium/Abitur
 Fachhochschule/Universität

derzeitige berufliche Tätigkeit: _____

Vielen Dank für Ihre Mitarbeit!

CSRF- Clinical Study Report Form
für die Ermittlung posturographischer Vergleichswerte

Untersuchungsprotokoll:

ID – Nr.: _____

Einschätzung der körperlichen Konstitution des Probanden:

leptosomer (asthenischer Typ)
athletischer Typ
pyknischer Typ

Größe: _____ cm Geschlecht: m () w ()

Gewicht: _____ kg

BMI: kg^2 / cm _____ = _____

Vermerk Präferenzbein des Probanden (erstes Bein auf der Plattform):

rechts links

Vermerk der Sehfähigkeit:

Brillenträger ja Brillenträger nein

Kurzsichtigkeit Weitsichtigkeit

Brille während der Messung aufgesetzt: ja nein

Vermerk Beckenstatik (Spina iliaca anterior superior SIAS; Spina iliaca posterior superior SIPS) / **Kopfstatik** (Processus mastoideus frontal PRMF; Processus mastoideus transversale PRMT):

Zahlenschlüssel: 1 = keine Unterschiede
 (Statik) 2 = rechts hoch
 3 = links hoch

Zahlenschlüssel: 1 = hoch
 (Intensität der Störung) 2 = deutlich hoch

| SIPS | Intensität | SIAS | Intensität | PRMF | Intensität | PRMT | Intensität |
|------|------------|------|------------|------|------------|------|------------|
| | | | | | | | |

Vermerk Fußdeformitäten:

Spitzfußstellung (*Pes equinus*)



Knickfußstellung (*Pes valgus*)



Klumpfußstellung (*Pes equinovarus*)



Hackenfußstellung (*Pes calcaneus*)



Plattfußstellung (*Pes planus*)



Hohlfußstellung (*Pes cavus*)



Sichelfußstellung in Adduktion (*Pes adductus congenitus*)



Sichelfußstellung in Abduktion (*Pes abductus congenitus*)



Spreizfußstellung (*Pes transversus*)

Krallen- oder Hammerzehe (*Digitus malleus*)

Hallux valgus – Stellung der Großzehe

Varusstellung des Calcaneus

Valgusstellung des Calcaneus

Blockierungen Fuß- und Sprunggelenke

Anlage Nr. 3

I. Zeitreihenanalysen und Entropiemaße

Im Folgenden werden Hinweise und Erläuterungen zu Zeitreihenanalysen, den Methoden der symbolischen Dynamik sowie den klassischen Entropiemaßen der „*Shannon-* und *Renyi-Entropien*“ gegeben. Angeführt sind die Definitionen und Beweise der in dieser Arbeit verwendeten Entropiemaße sowie eine Einführung des Entropiebegriffs auch für unvollständige Verteilungen.

I.1 Zeitreihenanalysen ⁽¹⁾

Begriffsbestimmung

Eine Zeitreihe ist eine zeitabhängige Folge von Datenpunkten. Typische Beispiele für Zeitreihen sind Börsenkurse oder Wetterbeobachtungen. Die Zeitreihenanalyse ist die Disziplin, die sich mit der mathematisch-statistischen Analyse von Zeitreihen und der Vorhersage (Trends) ihrer künftigen Entwicklung beschäftigt.

Der Begriff Zeitreihe setzt voraus, dass Daten nicht kontinuierlich, sondern diskret bzw. in endlichen, zeitlichen Abständen anfallen. Aus einem zeitkontinuierlichen Messsignal (oder der kontinuierlichen Aufzeichnung eines Messsignals, zum Beispiel mit einem analogen t-y-Schreiber oder einem analogen Magnetbandgerät) kann eine Zeitreihe durch Abtastung gewonnen werden.

Die Zeitpunkte, denen Datenpunkte zugeordnet werden, können äquidistant, also in konstanten Abständen (beispielsweise alle 5 Sekunden), in anderer Regelmäßigkeit (beispielsweise werktäglich) oder unregelmäßig angeordnet sein.

Ein Datenpunkt kann aus einer einzelnen Zahl (skalare Werte, univariate Zeitreihe) oder aus einer Mehrzahl (Tupel) von Zahlenwerten (vektorielle Werte, multivariate Zeitreihe) bestehen. Jedoch müssen alle Datenpunkte in gleicher Weise aus Einzelwerten aufgebaut sein.

Typische Zeitreihen entstehen aus dem Zusammenwirken regelhafter und zufälliger Ursachen. Die regelhaften Ursachen können periodisch (saisonal) variieren und/oder langfristige Trends enthalten. Zufällige Einflüsse werden oft als Rauschen bezeichnet.

Ziele der Zeitreihenanalyse

- die kürzestmögliche Beschreibung einer historischen Zeitreihe
- die Vorhersage von künftigen Zeitreihenwerten (Prognose) auf der Basis der Kenntnis ihrer bisherigen Werte (Wettervorhersage)
- die Erkennung von Veränderungen in Zeitreihen (EEG oder EKG-Monitoring in der Medizin, bei chirurgischen Eingriffen)

¹ zitiert 05/2006 nach Internetseite: www.wikipedia.de – Wikipedia - Die freie Enzyklopädie;

- die Eliminierung von seriellen Abhängigkeiten oder Trends in Zeitreihen, um einfache Parameter wie Mittelwerte verlässlich zu schätzen

Die Vorgehensweise im Rahmen der Zeitreihenanalyse lässt sich in folgende Arbeitsphasen einteilen:

- Identifikationsphase: Identifikation eines geeigneten Modells für die Modellierung der Zeitreihe
- Schätzphase: Schätzung von geeigneten Parametern für das gewählte Modell
- Diagnosephase: Diagnose und Evaluierung des geschätzten Modells
- Einsatzphase: Einsatz des geschätzten und als geeignet befundenen Modells (insbesondere zu Prognosezwecken)

In den einzelnen Phasen ergeben sich Unterschiede, je nachdem ob man die klassischen Methoden der Zeitreihenanalyse (BOX-JENKINS-Methode, Komponentenmodell) oder neuere, nichtlineare Methoden zu Grunde legt. Im Folgenden wird beispielhaft auf die BOX-JENKINS-Methode eingegangen.

Identifikationsphase

An erster Stelle sollte die graphische Darstellung der empirischen Zeitreihenwerte stehen. Dieses ist die einfachste und intuitivste Methode. Im Rahmen der graphischen Analyse lassen sich erste Schlüsse über das Vorliegen von Trends, Saisonalitäten, Ausreißern, Varianzinstationarität sowie sonstiger Auffälligkeiten ziehen.

Stellt man einen stochastischen Trend (Instationarität) fest (entweder durch die graphische Analyse oder durch einen statistischen Test wie den Augmented-DICKEY-FULLER-Test), der später durch eine Transformation der Zeitreihe (Differenzieren) bereinigt werden soll, so bietet sich eine Varianzstabilisierung (z.B. BOX-COX-Transformation) an. Die Varianzstabilisierung ist wichtig, da nach dem Differenzieren einer Zeitreihe negative Werte in der transformierten Zeitreihe vorkommen können.

Bevor weitergearbeitet werden kann, muss noch die grundsätzliche Frage geklärt werden, ob die Zeitreihe in einem deterministischen Modell (Trendmodell) oder einem stochastischen Modell abgebildet werden soll. Diese beiden Alternativen implizieren unterschiedliche Methoden der Trendbereinigung. Beim Trendmodell erfolgt die Bereinigung mittels einer Regressionsschätzung, beim stochastischen Modell mittels Differenzenbildung.

Schätzphase

In der Schätzphase werden die Modellparameter und -koeffizienten mit Hilfe unterschiedlicher Techniken geschätzt. Für das Trendmodell bietet sich die *OLS-Methode*,

für die BOX-JENKINS-Methode die Momentenmethode und die *Maximum-Likelihood-Methode* für diese Schätzung an.

Diagnosephase

In der Diagnosephase werden das Modell oder ggf. mehrere ausgewählte Modelle noch mal anhand ihrer geschätzten Parameter beurteilt. Dabei bietet sich folgende Vorgehensweise an:

1. Schritt: Prüfen, ob die geschätzten Koeffizienten signifikant von Null verschieden sind. Bei einzelnen Koeffizienten erfolgt dies mit Hilfe eines t-Tests, mehrere Koeffizienten zusammen werden mit einem F-Test untersucht.
2. Schritt: Verfährt man nach der BOX-JENKINS-Methode, so ist zu prüfen, inwieweit die empirischen Autokorrelationskoeffizienten mit denen übereinstimmen, die sich theoretisch aufgrund der vorher geschätzten Koeffizienten ergeben müssten. Zusätzlich können die partiellen Autokorrelationskoeffizienten sowie das Spektrum analysiert werden.
3. Schritt: Schließlich erfolgt eine sorgfältige Analyse der Residuen. Die Residuen sollten keine Struktur mehr aufweisen. Dabei kann man die Zentriertheit der Residuen mit einem t-Test kontrollieren. Die Konstanz der Varianz kann visuell am Zeitreihengraphen oder durch Berechnung des Effekts verschiedener λ -Werte in einer BOX-COX-Transformation berechnet werden. Um die Autokorrelationsfreiheit der Residuen zu prüfen kann man jeden einzelnen Koeffizienten auf signifikanten Unterschied zu Null prüfen oder die ersten n Koeffizienten gemeinsam auf Signifikanz zu Null testen. Um Letzteres zu klären kann auf die so genannten PORTMANTEAU-Tests zurückgegriffen werden.

Hierfür bieten sich beispielsweise Informationskriterien an.

Einsatzphase

In der Einsatzphase gilt es aus der in der Identifikationsphase aufgestellten und als brauchbar befundenen Modellgleichung eine Prognosegleichung zu formulieren. Dabei muss vorher ein Optimalitätskriterium festgelegt werden. Dafür kann z.B. der minimal *mean squared error* (MMSE) genommen werden.

Methoden der Zeitreihenanalyse

Die Verlaufsmuster von Zeitreihen können in verschiedene Komponenten zerlegt werden. So gibt es systematische oder quasi-systematische Komponenten. Dazu gehören der Trend als allgemeine Grundrichtung der Zeitreihe, die Saison als eine zyklische Bewegung innerhalb

eines Jahres, der Zyklus (bei ökonomischen Zeitreihen auch Konjunktur genannt) mit einer Periodenlänge von mehr als einem Jahr sowie eine Kalenderkomponente, die auf Kalenderunregelmäßigkeiten zurückzuführen ist. Als weitere Komponente tritt noch eine Rest- bzw. irreguläre Komponente auf. Hierunter fallen Ausreißer und Strukturbrüche, die durch historische Ereignisse erklärt werden können, sowie Zufallsschwankungen, deren Ursachen im Einzelnen nicht identifiziert werden können.

Die genannten Komponenten sind nicht direkt beobachtbar. Sie entspringen vielmehr der menschlichen Vorstellung. Somit stellt sich die Frage, wie man diese Komponenten modelliert. Es kann unterschieden werden in:

- traditionelle Ansätze: diese betrachten Zufallsschwankungen als strukturneutral und fassen die systematischen Komponenten als deterministische Funktionen der Zeit auf, z.B.: $Y_t = \beta_0 + \beta_1 t + Z_t$
- neuere Ansätze: Zufallsschwankungen haben eine dominierende Rolle bei der Modellierung der systematischen Komponente. Damit wird die Zeitreihe durch einen stochastischen Prozess modelliert, z.B. einen MA(1)-Prozess:

$$Y_t = \theta_1 Z_{t-1} + Z_t$$

Dabei ist t der Zeitindex und Z_t eine Zufallsvariable für die Eigenschaft „Weißes Rauschen“ angenommen werden kann. Einen dazu konträren Ansatz der Zeitreihenmodellierung stellt die Chaostheorie dar. In der Zeitreihenanalyse stehen einige allgemeine mathematische Instrumente zur Verfügung, wie Transformation (z.B. BOX-COX-Transformation), Aggregation, Regression, Filterung und gleitende Durchschnitte).

Im Folgenden wird davon ausgegangen, dass die Zeitreihe als stochastischer Prozess modelliert werden kann. Dieser Ansatz wird auch als BOX-JENKINS-Methode bezeichnet. Für stochastische Prozesse gibt es weitere spezielle Methoden und Instrumente. Hierzu zählen die:

- Analyse im Frequenzbereich (FOURIER-Theorie und Spektralanalyse),
- Autokovarianz- und Autokorrelationsfunktion,
- Partielle Autokorrelationsfunktion,
- MA- und AR-Darstellung.

Inferenzstatistische Analyse von Zeitreihen

In der Inferenzstatistik schätzt man die Größe der untersuchten Effekte auf der Basis von Stichproben. Neben den schon genannten Verfahren, bei denen man inferenzstatistisch

dann die Fehler der gefundenen Ergebnisse abschätzt, können komplexe Zeitreihen-Modelle spezifiziert und geschätzt werden.

Quellenverzeichnis

Assenmacher W: Einführung in die Ökonometrie, Oldenburg 2002;
Greene WH: Econometric Analysis, US Imports & PHIPs 2002;
Metz R: Trend, Zyklus und Zufall, Wiesbaden 2002;
Oppitz V, Nollau V: Taschenbuch Wirtschaftlichkeitsrechnung, Carl Hanser Verlag 2003, 400 f;
Oppitz V: Gabler Lexikon Wirtschaftlichkeitsberechnung, Gabler-Verlag 1995, 629 f;
Rinne H, Specht K: Zeitreihen: Statistische Modellierung, Schätzung und Prognose, München 2002;
Schlittgen R, Streitberg B: Zeitreihenanalyse In: Möller I: Nichtlineare Abhängigkeiten bei finanzwirtschaftlichen Zeitreihen. Aktuelle Testverfahren am Beispiel einer Wechselkursanalyse; Gabler-Verlag 2003; 37 f;

I.2 Symbolische Dynamik (¹)

Symbolische Dynamik ist ein Zweig der Theorie dynamischer Systeme, in dem Methoden der Formalen Sprachen (Grammatiktheorie, Automatentheorie, Komplexitätstheorie) und der Theorie Stochastischer Prozesse zur Anwendung kommen.

Der Ausgangspunkt der symbolischen Dynamik ist ein zeitdiskretes dynamisches System (X, Φ) mit Zustandsraum X und Fluss $\Phi : \mathbb{T} \times X \rightarrow X$, wobei \mathbb{T} entweder gleich \mathbb{N} oder für reversible Dynamik gleich \mathbb{Z} ist. Durch eine Partition des Zustandsraums X in eine endliche Anzahl von n Teilmengen A_1, A_2, \dots, A_n gewinnt man eine Vorschrift, wie eine Anfangsbedingung $x_0 \in X$ auf eine Symbolsequenz abzubilden ist:

Weise der Anfangsbedingung x_0 ein Symbol a_{k_0} zu, wenn $x_0 \in A_{k_0}$, weise dann dem Folgezustand $x_1 = \Phi(1, x_0)$ ein Symbol a_{k_1} zu, wenn $x_1 \in A_{k_1}$, kurz: Weise dem Zustand $x_t = \Phi(t, x_0)$ ein Symbol a_{k_t} zu, wenn $x_t \in A_{k_t}$. Die Folge der von der Bahnkurve $\{x_t | t \in \mathbb{T}\}$ durchzogenen Teilmengen kann dann als Symbolsequenz $s = a_{k_0} \cdot a_{k_1} a_{k_2} a_{k_3} \dots$ mit Symbolen $a_{k_t} \in \mathbf{A}$ angesehen werden. Dabei ist \mathbf{A} ein endliches Alphabet bestehend aus so vielen Symbolen wie es Teilmengen der Partition gibt.

Abhängig von der Zeitmenge \mathbb{T} erhält man entweder einseitig unendliche Symbolsequenzen $s = s_0 \cdot s_1 s_2 \dots$, wenn $\mathbb{T} = \mathbb{N}$ (engl. one-sided shifts), oder zweiseitig unendliche Symbolsequenzen $s = \dots s_{-2} s_{-1} s_0 \cdot s_1 s_2 \dots$, wenn $\mathbb{T} = \mathbb{Z}$ (engl. two-sided shifts). Der Punkt nach s_0 kennzeichnet üblicherweise die Anfangsbedingung. Die Menge der

Symboldsequenzen, der Zustandsraum der symbolischen Dynamik wird dann $\Sigma = \mathbf{A}^{\mathbb{N}}$ (einseitig), bzw. $\Sigma = \mathbf{A}^{\mathbb{Z}}$ geschrieben. Die obige Konstruktionsvorschrift einer Symboldsequenz entspricht dann einer Abbildung $\pi : X \rightarrow \Sigma$, so dass $\pi(x_0) = s$, wenn $\Phi(t, x_0) \in A_{k_t}$ wobei der Teilmenge A_{k_t} der Partition das Symbol $a_{k_t} \in \mathbf{A}$ zugeordnet ist.

Zwischen den symbolischen Darstellungen einer Anfangsbedingung x_0 und ihrer ersten Iteration $x_1 = \Phi(1, x_0)$ besteht ein simpler Zusammenhang: Während x_0 durch die Sequenz dargestellt wird, beginnt die Konstruktion der Symboldsequenz für x_1 mit dem Symbol s_1 . Daher wird x_1 durch die Folge $s' = s_1.s_2.s_3.s_4 \dots$ dargestellt. s' unterscheidet sich also von s dadurch, dass alle Symbole in s um eine Stelle nach links (oder der Punkt um eine Stelle nach rechts) gerückt sind. Daher gibt es eine Abbildung auf dem Raum der Symboldsequenzen $\sigma : \Sigma \rightarrow \Sigma$, mit $\sigma(s) = s'$. Die Abbildung σ wird Linksverschiebung (engl. left-shift) genannt. (Σ, σ) heißen symbolische Dynamik. Zwischen dem ursprünglichen System (X, Φ) und der symbolischen Dynamik (Σ, σ) besteht der Zusammenhang $\pi \circ \Phi = \sigma \circ \pi$.

¹ zitiert 05/2006 nach Internetseite: www.wikipedia.de – Wikipedia - Die freie Enzyklopädie;

II.1 Klassische Entropiemaße

Die Entropie ist ein Maß für die Menge an Zufallsinformation, die in einem System oder einer Informationsfolge steckt, d.h. es ist ein Maß der Unsicherheit bzw. Unordnung einer Verteilung. Das informationstheoretische Verständnis des Begriffes Entropie geht auf Claude E. SHANNON zurück und existiert seit etwa 1948. In diesem Jahr veröffentlichte SHANNON seine fundamentale Arbeit *A Mathematical Theory of Communication* und prägte damit die moderne Informationstheorie [1,2].

SHANNON definierte die Entropie H einer gegebenen Information I über einem Alphabet Z durch:

$$H(I) = - \sum_{j=1}^{|Z|} p_j \cdot \log_{|Z|}(p_j) \quad (1)$$

Wobei p_j die Wahrscheinlichkeit ist, mit der das j -te Symbol z_j des Alphabets Z im Informationstext I auftritt. Zur Berechnung wählt man oft eine andere Basis als Z , z.B. e . Für die Basis 2 lautet (1):

$$H(I) = - \frac{1}{\log_2(|Z|)} \cdot \sum_{j=1}^{|Z|} p_j \cdot \log_2(p_j) \quad (2)$$

H multipliziert mit der Anzahl der Zeichen im Informationstext ergibt dann die mindestens notwendige Anzahl von Symbolen, die zur Darstellung der Information notwendig sind.

Der Begriff Alphabet wird hier in einem verallgemeinerten Sinne gebraucht. Die 26 Groß- und Kleinbuchstaben, das Leerzeichen und einige Satzzeichen bilden z.B. ein Alphabet zur Darstellung von Texten. Zur Darstellung der natürlichen Zahlen bilden die Ziffern 0 bis 9 ein häufig benutztes Alphabet. Zahlen können auch mit 8 Ziffern im Oktalsystem, 16 "Ziffern" 0-9A-F im Hexadezimalsystem oder nur durch 2 Ziffern im Binärsystem dargestellt werden. Im Binärsystem wird der Logarithmus zur Basis 2 gebildet. Eine Information lässt sich mit jedem Alphabet mit mindestens 2 Symbolen darstellen.

Die Einheit der Zufallsinformation (1 Shannon) ist definiert als die Informationsmenge, die in einer Zufallsentscheidung eines idealen Münzwurfes enthalten ist. Ein idealer Münzwurf hat nur zwei Möglichkeiten – Kopf oder Zahl –, die beide mit der gleichen Wahrscheinlichkeit $p = 0,5$ auftreten.

SHANNONS ursprüngliche Absicht, die Entropie als das Maß der benötigten Bandbreite eines Übertragungskanals zu nutzen, wurde schnell verallgemeinert. Die Entropie wurde generell als ein Maß für den Informationsgehalt betrachtet. Wenn die Entropie etwa einen Wert von

„1“ hat, dann gilt die Information als zufällig. Bei einer kleinen Entropie enthält der Informationstext Redundanzen oder statistische Regelmäßigkeiten. Die Zahl $H(I)$ gibt intuitiv die durchschnittliche Information an, die in einem Symbol der Quelle enthalten ist.

Die rein statistische Berechnung der informationstheoretischen Entropie nach obiger Formel ist gleichzeitig ihre Beschränkung. Beispielsweise ist die Wahrscheinlichkeit, eine 0 oder 1 in einer geordneten Zeichenkette "1010101010..." zu finden, genauso groß, wie in einer Zeichenkette, die durch statistisch unabhängige Ereignisse (etwa wiederholten Münzwurf) entstanden ist. Daher ist SHANNONS Entropie für beide Zeichenketten identisch, obwohl man intuitiv die erste Kette als weniger zufällig bezeichnen würde. Eine konkretisiertere Definition der Entropie einer Zeichenkette liefert die bedingte Entropie und Quellentropie, die beide auf Verbundwahrscheinlichkeiten aufbauen.

In engem Zusammenhang zur bedingten Entropie steht auch die Transinformation, die die Stärke des statistischen Zusammenhangs zweier Zufallsgrößen angibt.

Maximaler Entropiewert und Normierung

Möchte man ein normiertes Maß für die Entropie einer beliebigen diskreten Verteilung haben, ist es von Vorteil, die maximal mögliche Entropie, die bei Gleichverteilung der p_j erreicht wird, zur Normierung heranzuziehen. Sei $z = |Z|$ die Anzahl der erlaubten Symbole in I über dem Alphabet Z , dann ist die maximale Entropie H_{max} gegeben durch:

$$H_{\max}(I) = - \sum_i \frac{1}{z} \log_2 \frac{1}{z} = \log_2 z, \text{ falls } \forall p_j = \frac{1}{|Z|}$$

Daraus folgt beispielsweise $H_{max} = 1$ für eine Binärverteilung ($Z = \{0,1\}$), also benötigt man 1 Bit pro Zeichen und $|I|$ Zeichen für die komplette Information I . Dieser Wert wird erreicht, wenn 0en und 1en gleich häufig vorkommen. Normiert man nun die Entropie einer beliebigen Verteilung mit z verschiedenen Symbolen mit H_{max} erhält man:

$$\frac{H(I)}{H_{\max}} = - \sum_{j=1}^b p_j \cdot \frac{\log_2 p_j}{\log_2 b} = - \sum p_j \cdot \log_b p_j \leq 1$$

Die so erhaltene Entropie wird immer maximal gleich 1.

Um die Entropien von Nachrichten unterschiedlicher Länge vergleichen zu können, hat man die Entropierate eingeführt, die die Entropie auf das einzelne Zeichen bezieht.

Bei der Berechnung und dem Vergleich der Entropien zweier Verteilungen ist die Schwierigkeit zu beachten, dass man die Entropien zweier Verteilungen nur vergleichen kann, wenn sie demselben dynamischen System bei gleicher Energie entspringen.

II.1.1 Anforderungen an ein Maß der Unsicherheit

Seien p_1, \dots, p_n die Wahrscheinlichkeiten eines Experiments mit den möglichen Ausgängen A_1, \dots, A_n . Die Wahrscheinlichkeiten p_1, \dots, p_n bilden dabei eine Wahrscheinlichkeitsverteilung, d.h. für sie gelten $\sum_{i=1}^n p_i = 1$; $p_i \geq 0, \dots, p_n \geq 0$.

Mit jedem Experiment das durchgeführt werden soll, ist eine gewisse Unsicherheit über dessen Ausgang verbunden. Jedes Maß der Unsicherheit H sollte folgende 8 Anforderungen erfüllen [3]:

- (i) H sollte eine Funktion von p_1, \dots, p_n sein, so dass es geschrieben werden kann als $H = H_n(p_1, \dots, p_n)$.
- (ii) Die Funktion H_n sollte stetig von p_1, \dots, p_n abhängen, d.h. kleine Änderungen der p_1, \dots, p_n bewirken nur kleine Änderungen in H_n .
- (iii) H_n sollte eine symmetrische Funktion ihrer Argumente sein.
- (iv) Wenn ein unmögliches Ereignis zum Wahrscheinlichkeitsschema addiert wird, sollte sich der Wert nicht ändern, d.h.

$$H_{n+1}(p_1, \dots, p_n, 0) = H_n(p_1, \dots, p_n).$$
- (v) Wenn keine Unsicherheit über den Ausgang des Versuches besteht, sollte H_n minimal und möglichst Null sein, also

$$H_n(p_1, \dots, p_n) = 0, \quad \text{wenn } p_i = 1, p_j = 0, j \neq i, \quad i = 1, \dots, n.$$
- (vi) Wenn maximale Unsicherheit über den Ausgang des Versuches herrscht, sollte H_n maximal sein, d.h. für $p_1 = p_2 = \dots = p_n = \frac{1}{n}$ nimmt die Funktion H_n ihr Maximum an.
- (vii) Das Maximum von H_n sollte mit n wachsen.
- (viii) Für zwei unabhängige Wahrscheinlichkeitsverteilungen

$$P = (p_1, p_2, \dots, p_n), \quad Q = (q_1, q_2, \dots, q_m); \quad \sum_{i=1}^n p_i = 1, \quad \sum_{i=1}^m q_i = 1, \quad \text{solte}$$

die Unsicherheit des Vereinigungsschemas $P \cup Q$ die Summe der einzelnen Unsicherheiten sein, d.h.

$$H_{n+m}(P \cup Q) = H_n(P) + H_m(Q).$$

(Seien $A_1, \dots, A_n; B_1, \dots, B_m$ die Ausgänge der Verteilungen P bzw. Q . Dann sind $A_i \cdot B_j$ die Ausgänge des Vereinigungsschemas mit den Wahrscheinlichkeiten $p_i \cdot q_j$; $i = 1, \dots, n; j = 1, \dots, m$.)

II.1.2 Shannon-Entropie

SHANNON schlug folgendes Maß vor:

$$H_n(p_1, \dots, p_n) = -\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i. \quad (1)$$

Er wollte dieses Maß nicht 'Information' nennen, da dieser Begriff schon existierte und so konsultierte er den berühmten Mathematiker John VAN NEUMANN, welcher ihm riet, dieses Maß doch 'Entropie' zu nennen:

"Firstly you have got the same expression $-\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i$ as is used for entropy in thermodynamics and secondly and more importantly, since even after one hundred years, nobody understands what entropy is, if you use the word entropy you will always win in an argument!"

[Tribus (1979)]

So wird auch hier Shannons Maß der Unsicherheit 'Shannon-Entropie' genannt. Die Anforderungen (i), (iii), (iv) und (v) sind offenbar erfüllt. Die Forderung (ii) ist ebenfalls erfüllt, wenn man $0 \cdot \ln 0$ immer durch 0 ersetzt. Dies bedeutet jedoch keine Einschränkung der Allgemeinheit, denn nach der Regel von L'HOSPITAL erhält man $\lim_{x \rightarrow 0} (x \cdot \ln x) = 0$. Um zu zeigen, dass die Shannon-Entropie auch die Anforderung (vi) erfüllt, benutzt man die JENSENSche Ungleichung, welche für eine reelle Zufallsgröße $X: \Omega \rightarrow [\alpha, \beta] \subset \mathfrak{R}$ und eine reelle konvexe Funktion $\Phi: [\alpha, \beta] \rightarrow \mathfrak{R}$ aussagt:

$$E[\Phi(X)] \geq \Phi[E(X)].$$

Die Funktion $x \cdot \ln x$ ist konvex (1. Ableitung ist wachsend), demzufolge ist die Funktion $\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i$ ebenfalls konvex. Damit ist die Shannon-Entropie eine konkave Funktion der Argumente p_1, \dots, p_n und damit gilt, dass ein lokales Maximum auch ein globales Maximum ist. Sei $\Phi(x) = x \cdot \ln x$ und nehme die Zufallsgröße X die Werte p_1, p_2, \dots, p_n je mit Wahrscheinlichkeit $\frac{1}{n}$ an. Dann gilt nach JENSENScher Ungleichung:

$$E[\Phi(X)] = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i \geq \Phi[E(X)] = \Phi\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i\right), \text{ hieraus folgt sofort}$$

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i \geq \Phi\left(\frac{1}{n}\right) = \frac{1}{n} \cdot \ln \frac{1}{n}, \text{ woraus man ableiten kann}$$

$$-\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i \leq \ln n = -\sum_{i=1}^n \frac{1}{n} \cdot \ln \frac{1}{n}.$$

Damit erfüllt die Shannon-Entropie auch die Forderungen (vi) und (vii), da der Logarithmus eine monoton steigende Funktion ist. Der Nachweis der Forderung (viii) für die Shannon-Entropie ist leicht nachzuvollziehen:

$$\begin{aligned}
 H_{n+m}(P \cup Q) &= -\sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n (p_i q_j) \cdot \ln(p_i q_j) && [\ln(a \cdot b) = \ln a + \ln b] \\
 &= -\sum_{j=1}^m q_j \left[\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i \right] - \sum_{i=1}^n p_i \left[\sum_{j=1}^m q_j \cdot \ln q_j \right] \\
 &= \sum_{j=1}^m q_j \cdot H_n(P) + \sum_{i=1}^n p_i \cdot H_m(Q) \\
 &= H_n(P) + H_m(Q).
 \end{aligned}$$

II.1.3 Renyi-Entropie

RENYI [5] leitete 1961 eine Verallgemeinerung der Shannon-Entropie für unvollständige Verteilungen $\left(0 < \sum_{i=1}^n p_i \leq 1; \quad p_1 \geq 0, \dots, p_n \geq 0\right)$ her:

$$H_{\alpha,n}(P) = \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i}, \quad \alpha \text{ reell, } \alpha \neq 1, \quad \alpha > 0, \quad (2)$$

welche *Renyi-Entropie der Ordnung α* genannt wird. Es gilt:

$$\lim_{\alpha \rightarrow 1} H_{\alpha,n}(P) = -\frac{\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i}{\sum_{i=1}^n p_i}. \quad (3)$$

Denn:

$$\lim_{\alpha \rightarrow 1} \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i} = \lim_{\alpha \rightarrow 1} \frac{\ln \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i}}{1-\alpha} = \lim_{\alpha \rightarrow 1} \frac{\left(\frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i} \right) \cdot \left(\frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha \cdot \ln p_i}{\sum_{i=1}^n p_i} \right)}{-1} = -\frac{\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i}{\sum_{i=1}^n p_i}.$$

D.h. im Fall vollständiger Verteilungen erhält man die oben eingeführte Shannon-Entropie.

Es ist leicht einzusehen, dass für die Renyi-Entropie die Forderungen (i) bis (v) erfüllt sind.

Zum Nachweis von (vi) und (vii) wird folgender Satz (siehe [4,5]) formuliert.

Satz:

Es sei $P = (p_1, p_2, \dots, p_n)$ eine unvollständige Verteilung, $0 < \sum_{i=1}^n p_i = s \leq 1$.

Dann ist $H_{\alpha,n}(P)$ eine positive, monoton abnehmende Funktion von α .

Es gilt $H_{0,n}(P) = \ln \frac{n}{s}$ und damit $0 \leq H_{\alpha,n}(P) \leq \ln \frac{n}{s}$.

Beweis:

Es gilt $H_{\alpha,n}(P) = \ln \left(\frac{\sum_{i=1}^n p_i \left(\frac{1}{p_i} \right)^{1-\alpha}}{\sum_{i=1}^n p_i} \right)^{\frac{1}{1-\alpha}}$. Hieraus folgt die Behauptung, denn es gilt, dass

der Potenzmittelwert $\left(\sum_{k=1}^n \omega_k \cdot x_k^\beta \right)^{\frac{1}{\beta}}$; $\left(x_k > 0, \omega_k > 0, \sum_{k=1}^n \omega_k = 1 \right)$ eine monoton zunehmende Funktion von β ist.

Damit ist der Nachweis von (vi) und (vii) für vollständige Verteilungen erbracht. Um die Gültigkeit der Forderung (viii) für die Renyi-Entropie zu zeigen, ist folgende Rechnung nötig:

$$\begin{aligned} H_{\alpha,n+m}(P \cup Q) &= \frac{1}{1-\alpha} \ln \left(\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (p_i q_j)^\alpha}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m p_i q_j} \right) \\ &= \frac{1}{1-\alpha} \ln \left(\frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha \sum_{j=1}^m q_j^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i \sum_{j=1}^m q_j} \right) \\ &= \frac{1}{1-\alpha} \ln \left(\frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i} \right) + \frac{1}{1-\alpha} \ln \left(\frac{\sum_{i=1}^m q_i^\alpha}{\sum_{i=1}^m q_i} \right) \\ &= H_{\alpha,n}(P) + H_{\alpha,m}(Q). \end{aligned}$$

II.1.4 Shannon- und Renyi-Entropie für unvollständige Verteilungen

Sei $P = (p_1, p_2, \dots, p_n)$ eine unvollständige Verteilung $\left(0 < \sum_{i=1}^n p_i = s \leq 1; p_i \geq 0, \dots, p_n \geq 0\right)$.

Die Shannon-Entropie (siehe (3)) ist definiert durch:

$$H_n(P) = - \frac{\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i}{s} \quad (4)$$

und die Renyi-Entropie wie oben durch:

$$H_{\alpha,n}(P) = \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{s}, \quad \alpha \neq 1, \quad \alpha > 0. \quad (5)$$

Im Fall vollständiger Verteilungen entspricht Formel (4) der obigen Shannonschen Definition. Wie oben, so ist es auch hier leicht einzusehen, dass für beide Entropien die Forderungen (i) bis (iv) erfüllt sind. Forderung (v) wird durch folgende Forderung (v)' ersetzt:

(v)' Das Maß der Unsicherheit ist minimal, wenn minimale Unsicherheit über den Ausgang des Versuches besteht. Dies bedeutet, dass

$$H_n(p_1, \dots, p_n) \rightarrow \text{minimum} \quad \text{wenn } p_i = s, p_j = 0, j \neq i, \quad i = 1, \dots, n.$$

Der Nachweis dieser Eigenschaft für die Shannon-Entropie ist folgender Beweis:

Beweis: Es gilt offenbar $p_i \leq \sum_{j=1}^n p_j$. Da der Logarithmus eine monotone Funktion ist, gilt

$\ln p_i \leq \ln \left(\sum_{j=1}^n p_j \right)$. Durch Multiplizieren mit p_i und Aufsummieren über i bekommt

$$\text{man } \sum_{i=1}^n p_i \ln p_i \leq \sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln \left(\sum_{i=1}^n p_i \right) \text{ und damit } H_n(p_1, \dots, p_n) \geq -\ln s = H_n(s, 0, \dots, 0).$$

Der Nachweis für die Renyi-Entropie erfolgt durch Fallunterscheidung:

Beweis:

Fall 1: $0 < \alpha < 1$

$$s = \sum_{i=1}^n p_i \rightarrow s^\alpha \leq \sum_{i=1}^n p_i^\alpha \leftrightarrow s^{\alpha-1} \leq \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i} \leftrightarrow -\ln s \leq \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i}$$

Fall 2: $\alpha > 1$

$$s = \sum_{i=1}^n p_i \rightarrow s^\alpha \geq \sum_{i=1}^n p_i^\alpha \leftrightarrow s^{\alpha-1} \geq \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i} \leftrightarrow -\ln s \leq \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{\sum_{i=1}^n p_i^\alpha}{\sum_{i=1}^n p_i}$$

Da $-\ln s = H_{\alpha,n}(s,0,\dots,0)$ ist auch dieser Nachweis erbracht.

Forderung (vi) wird durch (vi)' ersetzt:

(vi)' Das Maß der Unsicherheit sollte maximal sein, wenn maximale Unsicherheit über den Ausgang des Versuches herrscht, d.h. H_n ist maximal, wenn

$$p_1 = p_2 = \dots = p_n = \frac{s}{n}.$$

Setzt man diese Wahrscheinlichkeiten in die Formeln (4) und (5) ein, so erhält man:

$$H_n(P) = -\frac{\sum_{i=1}^n \frac{s}{n} \cdot \ln \frac{s}{n}}{s} = -\frac{\frac{s}{n} \cdot n \cdot \ln \frac{s}{n}}{s} = \ln \frac{n}{s},$$

$$H_{\alpha,n}(P) = \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{s}{n}\right)^\alpha}{s} = \frac{1}{1-\alpha} \ln \frac{n \cdot \left(\frac{s}{n}\right)^\alpha}{s} = \ln \left(n \cdot s^{1-\alpha} \right) = \ln \frac{n}{s}.$$

Nach obigem Satz und Eigenschaft (3) folgt, dass die Shannon- und die Renyi-Entropie die Forderung (vi)' erfüllen. Damit ist automatisch auch Forderung (vii) für beide Entropien erfüllt. Die Forderung (viii) für die Renyi-Entropie wurde oben schon gezeigt, so bleibt sie noch für die Shannon-Entropie nachzuweisen:

$$H_{n+m}(P \cup Q) = \frac{-\sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n (p_i q_j) \cdot \ln(p_i q_j)}{\sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n p_i q_j}$$

$$= -\frac{\sum_{j=1}^m q_j \left[\sum_{i=1}^n p_i \cdot \ln p_i \right] + \sum_{i=1}^n p_i \left[\sum_{j=1}^m q_j \cdot \ln q_j \right]}{\sum_{j=1}^m q_j \sum_{i=1}^n p_i}$$

$$= H_n(P) + H_m(Q).$$

Bemerkung:

In den Definitionen (1), (2), (4) und (5) wurde der natürliche Logarithmus verwendet. Die aus der Informationstheorie stammenden Entropiedefinitionen wurden ursprünglich mit dem dualen Logarithmus formuliert. Da aber nach den Logarithmengesetzen eine lineare Abhängigkeit zwischen beiden Funktionen besteht, wurde in der vorliegenden Arbeit der in der Physik übliche natürliche Logarithmus verwendet.

¹ Johanneson, R: Informationstheorie, Addison-Wesley 1992;

² Shannon C, Weaver W: The Mathematical Theory of Communication, University of Illinois Press 1963;

³ Kapur JN: Maximum-entropy models in science and engineering, New York, John Wiley & Sons, 1989;

⁴ Wehrl A: The many facets of entropy, Rep. Math. Phys. 30, 1991, 1: 119-129;

⁵ Renyi A: Wahrscheinlichkeitsrechnung. Mit einem Anhang über Informationstheorie, Dt. Verlag der Wissenschaften, Berlin 1977;

Anlage Nr. 4

Tabellen mit den zusammengefassten Diskriminierungsergebnissen der optimistischen und realistischen Schätzungen

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Vergleichsdaten für die 10fach Kreuzvalidierung signifikanter Parameter anhand der ersten Messreihen (70% Randomisierung der Falleinschlüsse)

| | Diskriminierungsergebnisse Einschluss Verletzungszeitraum bis 12 Monate / Probandenalter ≤ 40 Jahre (Unterteilung 1) | | | | | | | | | | | Klassifikation |
|---------------------|--|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|--------------|---|
| | DA 1 | DA 2 | DA 3 | DA 4 | DA 5 | DA 6 | DA 7 | DA 8 | DA 9 | DA 10 | DA MW | |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=0 | 100,0% | 81,3% | 80,0% | 82,2% | 83,3% | 83,3% | 84,6% | 80,0% | 91,7% | 78,6% | 84,5% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | 57,1% | 50,0% | 66,7% | 100,0% | 83,3% | 66,7% | 60,0% | 66,7% | 83,3% | 75,0% | 70,9% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 90,9% | 81,3% | 80,0% | 82,2% | 66,7% | 83,3% | 84,6% | 80,0% | 75,0% | 78,6% | 80,3% | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | 87,5% | 77,8% | 90,0% | 81,8% | 80,0% | 80,0% | 90,9% | 81,8% | 81,8% | 100,0% | 85,2% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | 66,7% | 80,0% | 50,0% | 66,7% | 75,0% | 75,0% | 66,7% | 66,7% | 66,7% | 60,0% | 67,4% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 75,0% | 77,8% | 90,0% | 81,8% | 80,0% | 80,0% | 90,9% | 81,8% | 81,8% | 88,9% | 82,8% | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |

* es qualifizierten sich keine Parameter für die Analyse nach MANN WHITNEY U

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Vergleichsdaten für die 10fach Kreuzvalidierung signifikanter Parameter anhand der ersten Messreihen (70% Randomisierung der Falleinschlüsse)

| | Diskriminierungsergebnisse Einschluss Verletzungszeitraum bis 12 Monate / Probandenalter > 40 Jahre (Unterteilung 2) | | | | | | | | | | | Klassifikation |
|--------------|--|--------|--------|-------|-------|--------|--------|-------|-------|--------|--------------|---|
| | DA 1 | DA 2 | DA 3 | DA 4 | DA 5 | DA 6 | DA 7 | DA 8 | DA 9 | DA 10 | DA MW | |
| Sgroup=0 | 88,9% | 77,8% | 76,5% | 86,7% | 85,0% | 85,7% | 83,3% | 83,3% | 92,9% | 78,9% | 83,9% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | 75,0% | 100,0% | 100,0% | 85,7% | 50,0% | 87,5% | 100,0% | 75,0% | 75,0% | 100,0% | 84,8% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 83,3% | 77,8% | 76,5% | 80,0% | 85,0% | 85,7% | 83,3% | 83,3% | 92,9% | 78,9% | 82,7% | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | 92,9% | 85,7% | 92,3% | 92,3% | 93,3% | 100,0% | 90,9% | 90,9% | 91,7% | 91,7% | 92,2% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | 80,0% | 60,0% | 66,7% | 83,3% | 75,0% | 77,8% | 75,0% | 87,5% | 85,7% | 57,1% | 74,8% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 78,6% | 78,6% | 76,9% | 76,9% | 80,0% | 70,0% | 72,7% | 72,7% | 75,0% | 83,3% | 76,5% | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |

* es qualifizierten sich keine Parameter für die Analyse nach MANN WHITNEY U

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Vergleichsdaten für die 10fach Kreuzvalidierung signifikanter Parameter anhand der ersten Messreihen (70% Randomisierung der Falleinschlüsse)

| | Diskriminierungsergebnisse Einschluss aller Schleudertraumadaten / Probandenalter ≤ 40 Jahre (Unterteilung 3) | | | | | | | | | | | Klassifikation |
|---------------------|---|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------------|---|
| | DA 1 | DA 2 | DA 3 | DA 4 | DA 5 | DA 6 | DA 7 | DA 8 | DA 9 | DA 10 | DA MW | |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=0 | 81,0% | 83,3% | 72,7% | 83,3% | 76,5% | 78,9% | 78,9% | 73,7% | 75,0% | 73,7% | 77,7% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | 40,0% | 50,0% | 100,0% | 75,0% | 66,7% | 71,4% | 57,1% | 71,4% | 83,3% | 71,4% | 68,6% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 81,0% | 83,3% | 68,2% | 72,2% | 76,5% | 78,9% | 78,9% | 73,7% | 70,0% | 73,7% | 75,6% | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | 68,4% | 70,0% | 75,0% | 73,9% | 78,9% | 68,0% | 75,0% | 73,9% | 70,0% | 78,9% | 73,2% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | 66,7% | 63,6% | 57,1% | 62,5% | 58,3% | 66,7% | 66,7% | 62,5% | 63,6% | 58,3% | 62,6% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 68,4% | 70,0% | 75,0% | 73,9% | 78,9% | 68,0% | 75,0% | 73,9% | 70,0% | 78,9% | 73,2% | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |

* es qualifizierten sich keine Parameter für die Analyse nach MANN WHITNEY U

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Vergleichsdaten für die 10fach Kreuzvalidierung signifikanter Parameter anhand der ersten Messreihen (70% Randomisierung der Falleinschlüsse)

| | Diskriminierungsergebnisse Einschluss aller Schleudertraumadaten / Probandenalter > 40 Jahre (Unterteilung 4) | | | | | | | | | | | Klassifikation |
|---------------------|---|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------------|---|
| | DA 1 | DA 2 | DA 3 | DA 4 | DA 5 | DA 6 | DA 7 | DA 8 | DA 9 | DA 10 | DA MW | |
| Sgroup=0 | 93,3% | 82,4% | 91,7% | 89,5% | 76,5% | 94,1% | 85,7% | 88,2% | 92,3% | 85,0% | 87,9% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | 77,8% | 85,7% | 66,7% | 60,0% | 57,1% | 71,4% | 66,7% | 71,4% | 72,7% | 75,0% | 70,5% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 93,3% | 70,6% | 83,3% | 78,9% | 76,5% | 76,5% | 85,7% | 70,6% | 76,9% | 85,0% | 79,7% | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | 93,3% | 92,9% | 80,0% | 90,9% | 80,0% | 69,2% | 81,3% | 84,6% | 76,5% | 81,3% | 83,0% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | 42,9% | 50,0% | 57,1% | 63,6% | 57,1% | 66,7% | 50,0% | 44,4% | 40,0% | 50,0% | 52,2% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 80,0% | 85,7% | 60,0% | 54,5% | 66,7% | 69,2% | 56,3% | 84,6% | 64,7% | 68,8% | 69,1% | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |

* es qualifizierten sich keine Parameter für die Analyse nach MANN WHITNEY U

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Vergleichsdaten für die 10fach Kreuzvalidierung signifikanter Parameter anhand der ersten Messreihen (70% Randomisierung der Falleinschlüsse)

| | Diskriminierungsergebnisse Einschluss Verletzungszeitraum über 12 Monate / Probandenalter ≤ 40 Jahre (Unterteilung 5) | | | | | | | | | | | Klassifikation | |
|---------------------|---|--------|-------|-------|--------|--------|-------|-------|-------|-------|--------------|---|---|
| | DA 1 | DA 2 | DA 3 | DA 4 | DA 5 | DA 6 | DA 7 | DA 8 | DA 9 | DA 10 | DA MW | | |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | 90,9% | 87,5% | 90,9% | 92,9% | 85,7% | 82,2% | 92,3% | 88,2% | 85,7% | 93,8% | 89,0% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| Geschlecht=2 | 77,8% | 100,0% | 88,9% | 83,3% | 100,0% | 100,0% | 85,7% | 66,7% | 83,3% | 75,0% | 86,1% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | 90,9% | 81,3% | 81,8% | 92,9% | 85,7% | 82,2% | 92,3% | 88,2% | 85,7% | 87,5% | 86,9% | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |

*** es qualifizierten sich keine Parameter für die Analyse nach MANN WHITNEY U**

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Vergleichsdaten für die 10fach Kreuzvalidierung signifikanter Parameter anhand der ersten Messreihen (70% Randomisierung der Falleinschlüsse)

| | Diskriminierungsergebnisse Einschluss Verletzungszeitraum über 12 Monate / Probandenalter > 40 Jahre (Unterteilung 6) | | | | | | | | | | | Klassifikation |
|---------------------|---|--------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|--------|--------------|---|
| | DA 1 | DA 2 | DA 3 | DA 4 | DA 5 | DA 6 | DA 7 | DA 8 | DA 9 | DA 10 | DA MW | |
| Sgroup=0 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine Signifikanz der Diskriminanzfunktion nach WILK's LAMBDA | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=0 | 100,0% | 100,0% | 95,2% | 100,0% | 100,0% | 92,9% | 100,0% | 92,9% | 100,0% | 100,0% | 98,1% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | 100,0% | 85,7% | 100,0% | 77,8% | 100,0% | 88,9% | 60,0% | 100,0% | 100,0% | 90,0% | 90,2% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 80,0% | 93,8% | 95,2% | 78,6% | 95,0% | 71,4% | 94,4% | 85,7% | 83,3% | 92,3% | 87,0% | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=1 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=1 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Sgroup=2 | | | | | | | | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| Geschlecht=2 | * keine signifikanten Parameter | | | | | | | | | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | | | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |

*** es qualifizierten sich keine Parameter für die Analyse nach MANN WHITNEY U**

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Zusammenfassung der Ergebnisse der Anlagen 10-15 der realistischen Schätzung

Mittlere Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Referenzdaten

| Verletzungszeitraum Probandenalter | MW DA - realistische Schätzung | | | | | | Klassifikation | |
|---|--------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|---|---|
| | Sgroup=0 Geschlecht=1 | Sgroup=0 Geschlecht=2 | Sgroup=1 Geschlecht=1 | Sgroup=1 Geschlecht=2 | Sgroup=2 Geschlecht=1 | Sgroup=2 Geschlecht=2 | | |
| Unterteilung 1 ST bis 12 Monate 20 bis 40 Jahre | | 84,5% | 85,2% | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | * keine Variablen | 70,9% | 67,4% | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | 80,3% | 82,8% | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | * ₁ | * ₁ | | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz | |
| Unterteilung 2 ST bis 12 Monate über 40 Jahre | | 83,9% | | 92,2% | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | 84,8% | | 74,8% | | | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | 82,7% | | 76,5% | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | * ₁ | | * ₁ | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz | |
| Unterteilung 3 ST alle Monate 20 bis 40 Jahre | | 77,7% | | | | 73,2% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | * keine Variablen | 68,6% | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | 62,6% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | 75,6% | | | | 73,2% | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | * ₁ | | | | * ₁ | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz | |
| Unterteilung 4 ST alle Monate über 40 Jahre | | 87,9% | | 83,0% | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | 70,5% | * keine Variablen | * keine Variablen | 52,2% | * keine Variablen | * keine Variablen | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | 79,7% | | | 69,1% | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | * ₁ | | | | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| Unterteilung 5 ST über 12 Monate 20 bis 40 Jahre | | | | | | 89,0% | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | 86,1% | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | 86,9% | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | | | | | * ₁ | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz | |
| Unterteilung 6 ST über 12 Monate über 40 Jahre | | 98,1% | | | | | ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | * keine Variablen | 90,2% | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | nicht ausgewählte ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | 87,0% | | | | | ausgewählte Kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. | |
| | | * ₁ | | | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz | |

* keine Variablen für die Analyse qualifiziert
 *₁ Mittelwerte aus der 10fach Kreuzvalidierung
 (keine Angabe von WILK's LAMBDA möglich)

sgroup0 = beidbeiniger Stand
 sgroup1 = Einbeinstand links
 sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
 Geschlecht2 = weiblich

Zusammenfassung der Ergebnisse der Anlagen 10-15 der optimistischen Schätzung

Diskriminierungsergebnisse Schleudertraumadaten versus Referenzdaten

| Verletzungszeitraum Probandenalter | DA - optimistische Schätzung | | | | | | Klassifikation |
|---|------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|---|
| | Sgroup=0 Geschlecht=1 | Sgroup=0 Geschlecht=2 | Sgroup=1 Geschlecht=1 | Sgroup=1 Geschlecht=2 | Sgroup=2 Geschlecht=1 | Sgroup=2 Geschlecht=2 | |
| Unterteilung 1 ST bis 12 Monate 20 bis 40 Jahre | | 88,9% | 78,6% | | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | * keine Variablen | 77,8% | 78,6% | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | 0,017 | 0,020 | | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| Unterteilung 2 ST bis 12 Monate über 40 Jahre | 81,8% | | | 89,5% | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 81,8% | * keine Variablen | * keine Variablen | 78,9% | * keine Variablen | * keine Variablen | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 0,017 | | | 0,046 | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| Unterteilung 3 ST alle Monate 20 bis 40 Jahre | | 76,9% | | | | 71,0% | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | * keine Variablen | 73,1% | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | 71,0% | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | 0,028 | | | | 0,055 | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| Unterteilung 4 ST alle Monate über 40 Jahre | 87,5% | | | 68,2% | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 75,0% | * keine Variablen | * keine Variablen | 68,2% | * keine Variablen | * keine Variablen | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 0,011 | | | 0,040 | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| Unterteilung 5 ST über 12 Monate 20 bis 40 Jahre | | | | | | 90,0% | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | 85,0% | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | | | | 0,002 | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| Unterteilung 4 ST über 12 Monate über 40 Jahre | | 88,2% | | | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | * keine Variablen | 88,2% | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | * keine Variablen | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | 0,048 | | | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |

* keine Variablen für die Analyse qualifiziert

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Anlage Nr. 5: Tabelle der Ergebnisse einer randomisierten Gruppenzuordnung
Vergleich Diskriminierungsergebnisse optimistische Schätzung vs. randomisierter Gruppenzuordnung

| Verletzungszeitraum Probandenalter | DA - optimistische Schätzung | | | | | Klassifikation |
|--|-------------------------------------|--|--------------------------|--|--|---|
| | Sgroup=0 Geschlecht=2 | | Sgroup=1 Geschlecht=2 | | | |
| Unterteilung 1 ST bis 12 Monate 20 bis 40 Jahre | 88,9% | | | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 77,8% | | | | | ausgewählte kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 0,017 | | | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| | | | | | | |
| Unterteilung 2 ST bis 12 Monate über 40 Jahre | | | 89,5% | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | 78,9% | | | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | | | 0,046 | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| | | | | | | |
| | DA - randomisierte Gruppenzuordnung | | | | | Klassifikation |
| | Sgroup=0 Geschlecht=2 | | Sgroup=1 Geschlecht=2 | | | |
| zufällige Zuordnung der Gruppen ST oder RF (unabhängig Alter & Verletzungszeitraum) | 38,9% | | 77,8% | | | ursprünglich gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 27,8% | | 61,1% | | | kreuzvalidiert gruppierte Fälle wurden korrekt klassifiziert. |
| | 0,880 | | 0,702 | | | Wilks' Lambda Test auf Signifikanz |
| | keine Signifikanz | | keine Signifikanz | | | |

sgroup0 = beidbeiniger Stand
sgroup1 = Einbeinstand links
sgroup2 = Einbeinstand rechts

Geschlecht1 = männlich
Geschlecht2 = weiblich

Anlage 17

Ausgewählte anatomische und biomechanische Grundlagen der Halswirbelsäule

Zum besseren Verständnis zu den Auswirkungen des Pathomechanismus des Schleudertraumas, werden im Folgenden Erläuterungen zu ausgewählten Grundlagen der Anatomie und Mechanik der HWS gegeben.

Biomechanische Aspekte der HWS

Die Anatomie der HWS bietet günstige Voraussetzungen für eine hohe Dynamik und macht die Halsregion so zum beweglichsten, aber auch zugleich verletzungsanfälligsten Abschnitt der Wirbelsäule [KAPANDJI 1999]. KAPANDJI beschreibt eine Untergliederung der Halswirbelsäule in zwei sowohl anatomisch-morphologisch als auch funktionell unterschiedliche Abschnitte, die obere und die untere Halswirbelsäule [KAPANDJI 1999].

Innerhalb der HWS zeigt das untere Kopfgelenk eine höhere Beweglichkeit als die übrige Halswirbelsäulenregion. Die gelenkige Verbindung zwischen *Atlas* und *Occiput* erlaubt Bewegungen in der Sagittal- und Frontalebene. D.h. um eine transversale Achse können Nickbewegungen (Inklination und Reklination) mit einem Ausmaß zwischen 16,8° und 20,8° (vgl. auch [GRAF-BAUMANN et al. 1997, KAPANDJI 1999]) stattfinden. Weiterhin ist im oberen Kopfgelenk eine geringe Lateralflexion (ca. 5°) um eine dorsoventrale Achse möglich. Auf Grund der baulichen Besonderheiten im Bewegungssegment C_{0/1} und der ligamentären Limitierung ist die Rotation hier endgradig auf ca. 5° in beide Richtungen eingeschränkt [SACHSE 1997]. Die benannten Bewegungen des oberen Kopfgelenks sind in allen Kopfstellungen möglich und werden durch die Drehung des Kopfes auch nicht behindert.

Im unteren Kopfgelenk können Drehbewegungen im Sinne des „Neinsagens“ bis maximal 30° zu jeder Seite durchgeführt werden [GRAF-BAUMANN et al. 1997]. SACHSE et al. beschreiben das Segment C_{1/2} als wichtigstes Segment für die Kopfdrotation. Die Drehachse verläuft dabei in der Längsachse des *Axiszahns*, wobei die Gelenkflächen der *Articulationes atlantoaxiales laterales* gegeneinander gleiten und die Drehbewegungen erst durch die *Ligg. alaria* begrenzt werden. Die primäre Kopfdrehung geht demnach vom unteren Kopfgelenk aus und setzt sich sekundär im oberen Kopfgelenk fort [KAPANDJI 1999]. Neben der Rotation werden im unteren Kopfgelenk Anteflexionsbewegungen im Sinne einer Inklination und Retroflexionsbewegungen im Sinne einer Reklination mit einem Gesamtausmaß von ca. 20°-35° erlaubt. In der unteren HWS bietet die Anatomie besonders günstige Voraussetzungen für Ante- und Retroflexionsbewegungen im Sinne des Vor- und Rückwärtsbeugens der Halswirbelsäule, wobei das kranialste Segment der unteren HWS (C_{2/3}) die geringste Beweglichkeit für die Ante- und Retroflexion aufweist. SACHSE et al. gehen diesbezüglich

von einer Pufferfunktion dieses Übergangsegmentes zwischen der „eigentlichen“ HWS und den stark beweglichen Kopfgelenken aus [SACHSE 1997]. Die Autoren führen weiterhin aus, dass funktionelle Störungen in diesem Segment alle Etagen der HWS einschließlich des cervico-thoracalen Übergangs durch Hypomobilität beeinträchtigen. Die höchste Ante- und Retroflexionsbeweglichkeit weist das Segment C_{5/6} auf. Die Lateralflexion nimmt bis zum Segment C_{3/4} zu, um danach nach kaudal hin immer mehr abzunehmen. Die vollen

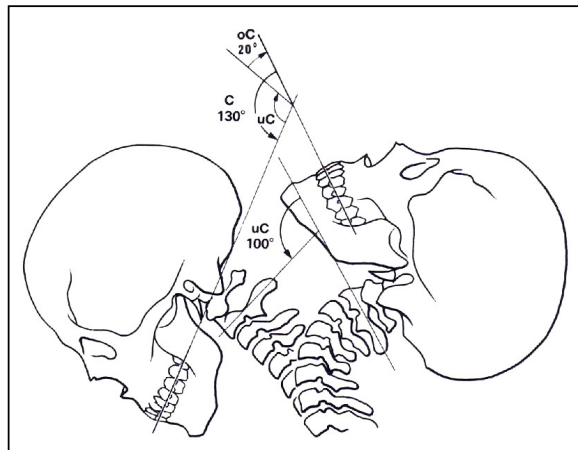


Abbildung A 17/1: Bewegungsumfänge bei maximaler Flexions- und Extensionsstellung der HWS; (Aus: KAPANDJI (1999))

Bewegungsumfänge des Kopfes, die zur koordinativen Fähigkeit der räumlichen Orientierung und damit auch zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts notwendig sind, werden jedoch erst durch die funktionelle Kombination aus den Bewegungen der oberen und unteren HWS erreicht. Insgesamt kann die Beugung und Streckung (Ante- und Retroflexion) so ein Bewegungsausmaß von ca. 125°-130° annehmen, wobei sich das Kinn bei maximaler Anteflexion der *Fossa jugularis* am *Manubrium sterni* annähert.

D.h. wird die Anteflexionsbewegung über die maximale Inklination im oberen Kopfgelenk hinaus fortgeführt, werden auch segmentale Abschnitte der unteren HWS-Region einbezogen und die oberen Segmente der unteren HWS anteflektiert [SACHSE 1997]. Wird in dieser Position der Kopf vorgeschoben, werden auch die unteren Segmente der HWS inklusive des cervico-thoracalen Übergangs isoliert in Anteflexion gebracht, was zwangsläufig zu einer Lordosierung der oberen HWS führt. Bei maximaler Retroflexion, bei der das Kopfgewicht nach hinten verlagert wird, verteilt sich die mechanische Mehrbelastung auf alle HWS-Segmente, sowie die Segmente des cervico-thoracalen Übergangs. Wird das Kinn bei aktiver Rückbeugung nach oben geführt, erfolgt die Reklination nur im oberen Kopfgelenk. KAPANDJI beschreibt diesbezüglich eine Flexion der unteren HWS als synkinetische Ausgleichsbewegung.

Die *Ligg. interspinalia* hemmen – ebenso wie die *Ligg. flava* und das *Lig. supraspinale* – eine übermäßige Vorwärtsneigung in der Wirbelsäule. Im Bereich der HWS gehen die nach anterokraniel gerichteten Fasern der *Ligg. interspinalia* nach dorsal in das Nackenband (*Lig. nuchae*) über. Sie wirken durch ihren Faserverlauf am stärksten einer Ventralflexion der HWS entgegen. Nach FRICK et al. hat das *Lig. nuchae*, das bei quadrupeden Säugern als kräftiges, elastisches Nackenband, den Kopf „tragen hilft“, beim Menschen unter physiologischen Bedingungen funktionell eine geringe mechanische Bedeutung. Kontrovers

dazu sind jedoch klinische Beobachtungen nach Distorsionsverletzungen einzuordnen, wonach ein Teil der bei der traumatisch bedingten extremen Ventralflexion der HWS frei werdenden Kräfte durch das *Lig. nuchae* abgefangen werden [FRICK et al. 1992].

Zusätzlich kann durch die funktionelle Bewegungseinheit von oberer und unterer HWS die Lateralflexion auf ca. 45° und die Rotation auf bis ca. 90° erweitert werden [GRAF-BAUMANN et al. 1997, KAPANDJI 1999].

Auch die aktive Kopfdrehung setzt sich

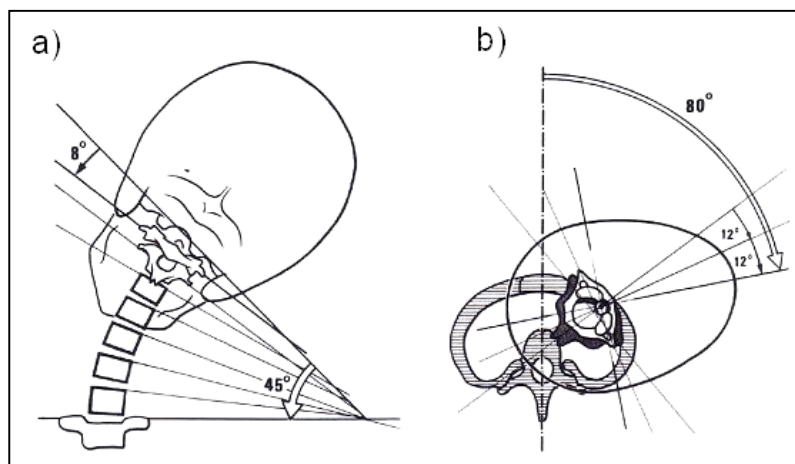


Abbildung A17/2: Bewegungsumfänge bei maximaler a) Lateralflexion; b) Rotationsstellung der HWS (Aus: KAPANDJI 1999)

bei aufrechter Körperhaltung bis in den cervico-thoracalen Übergangsbereich fort [SACHSE 1997]. Dadurch werden die Gesamtrotationsschläge von ca. 60°-90° erreicht, wobei die ersten 20° aktiver Kopfdrehung im Segment C_{1/2} ablaufen und erst bei größeren Drehungen nachfolgende Segmente mit einbezogen werden (siehe Abbildung A17/2)

Zwischen der Lateralflexion und der Rotation besteht in der gesamten HWS nach SACHSE et al. und KAPANDJI eine so genannte Rotations-Seitneige-Synkinese, für die kausal die Stellung der Facettengelenke verantwortlich ist. D.h. reine Seitneigungen und Rotationen sind isoliert nicht möglich.

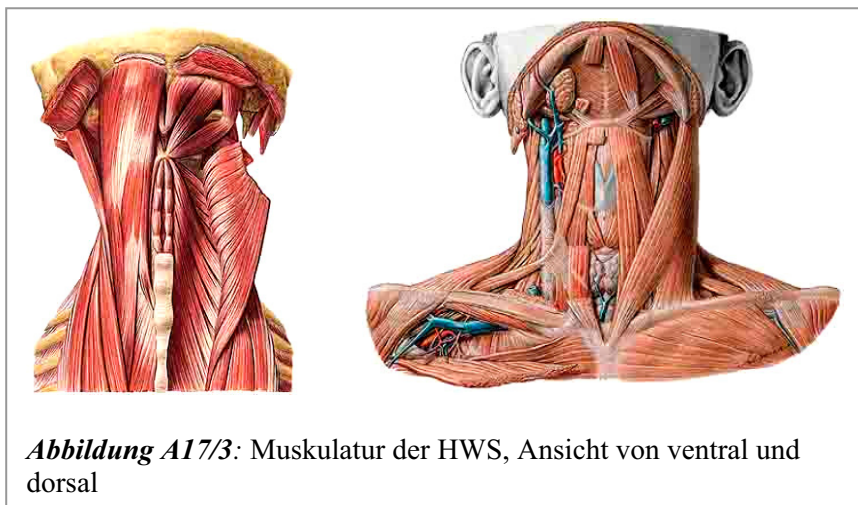
KAPANDJI beschreibt neben der Rotation-Seitneige-Synkinese weitergehend noch eine Extensionskomponente. Danach finden gleichzeitig Bewegungen in allen drei Raumrichtungen statt. Die untere HWS neigt sich zur Seite, gleichzeitig findet eine Extension in sagittaler sowie eine Rotation in transversaler Ebene statt [KAPANDJI 1999]. Betrachtet man die Halswirbelsäule in seinen Bewegungsausmaßen als funktionelle Einheit, so müssen nach SACHSE et al. auch die oberen thoracalen Segmente mit einbezogen werden. Die anatomischen Besonderheiten des siebten Halswirbels bedingen funktionell eine negative Beschleunigung der ausgeführten Kopfbewegungen innerhalb des cervico-thoracalen Übergangs. Die Stellung der Gelenkfacetten der unteren Halswirbel, die steiler gestellt sind als in der mittleren und oberen Halswirbelsäule, sowie die gelenkigen Verbindungen der Rippen an den Brustwirbelkörpern, schränken die Fortführung der Beweglichkeit aus der HWS in die BWS ein. Auf Grund dessen wird das Abbremsen der Bewegung im Übergangsbereich von HWS zu BWS notwendig. SACHSE et al. vertreten den Standpunkt, dass sich der Übergangsbereich oft nicht eindeutig abgrenzen lässt. Die Autoren führen aus,

dass sich ungestörte Rotations-, Ante- und Retroflexionsbewegungen des Kopfes in Abhängigkeit von der Beweglichkeit des Probanden bis zum Segment Th_{3/4} fortsetzen können. Die nach GRAF-BAUMANN et al., SACHSE et al. und KAPANDJI gekennzeichneten Bewegungsumfänge gelten für eine normale, physiologische Beweglichkeit der Wirbelsäule. Diese kann bspw. durch funktionelle Störungen, traumatische Ereignisse aber auch durch die mit fortschreitendem Alter zunehmenden Hypomobilitäten Einschränkungen unterliegen.

Muskulatur der Halswirbelsäule – ausgewählte anatomische Zusammenhänge

Der Schwerpunkt des Kopfes liegt relativ weit nasal vor der beschriebenen Drehachse für die Flexions- und Extensionsbewegung. Auf Grund dessen erklären sich die kräftiger ausgeprägten Nackenextensoren gegenüber den Flexoren, da sie einem – sich aus Gewichtskraft des Kopfes und Abstand zum Drehpunkt ergebenden – entsprechendem Drehmoment entgegenwirken müssen und nur so ein Ausbalancieren in Neutral-Null-Stellung möglich wird. Voraussetzung dafür ist eine intakte neuromuskuläre Versorgung, wie sie nach einer traumatischen Verletzung der HWS nicht mehr gegeben ist [GRAF-BAUMANN 1997, MOORAHREND 2003].

Die aus funktioneller Sicht bedeutsamen Muskelgruppen werden nachfolgend nur genannt. Zu den Muskelgruppen zählen, der cervicale Teil der autochthonen Rückenmuskulatur, die prävertebrale (tiefe) Muskulatur und die Scalenusgruppe sowie die der Branchialregion entstammenden *Mm. trapezius* und *sternocleidomastoideus*. Die Gruppe der spino-humeralen Muskeln sowie die *Mm. rhomboidei* und der *M. levator scapulae*, die funktionell betrachtet zum Schultergürtel gehören. Auf Grund ihres anatomischen Ursprungs am Achsenskelett haben sie jedoch auch an der Stabilisierung der cervicalen Region Anteil und



sind in ihrer Funktionalität ebenfalls nicht losgelöst von der Halsmuskulatur zu betrachten.

Hinzu kommt das *Platysma* – ein flacher Hautmuskel des Halses.

Die prävertebrale Muskulatur in ihrer Gesamtheit umfasst folgende Muskeln:

- *M. longus colli*
- *M. longus capitis*
- *M. rectus capitis anterior*
- *M. rectus capitis lateralis*
- *Mm. intertransversarii anteriores et posteriores*
- *M. scalenus anterior*
- *M. scalenus posterior*
- *M. scalenus medius*

Zur oberflächlichen Schicht der autochthonen HWS-Muskulatur zählen die *Mm. splenii capitis und cervicis*. Sie werden in der Fachliteratur auch oft als spinotransversales System zusammengefasst. Unter den *Mm. splenii* liegt der *M. semispinalis capitis*, der zum medialen System der autochthonen Rückenmuskulatur gezählt wird. Die tiefste Muskelschicht des Nackens wird einerseits durch die kurzen Nackenmuskeln, die sich zwischen *Atlas*, *Axis* und Hinterhaupt ausspannen, andererseits durch die transversospinalen *M. semispinalis cervicis*, *M. multifidus*, *Mm. rotatores*) und spinalen (*Mm. interspinalis* und *intertransversarii posteriores et anteriores cervicis*) HWS-Muskeln, die nach lateral von den *Mm. longissimus cervicis* und *capitis* begrenzt werden, gebildet. Die kurzen Nackenmuskeln sind für präzise Bewegungsabstufungen von großer Bedeutung, da sie über feine „Ausgleichsbewegungen“ unerwünschte Rotations- und Seitneigebewegungen der unteren HWS kompensieren [KAPANDJI 1999].

Zu den kurzen tiefen Nackenmuskeln gehören:

- *Mm. interspinalis*
- *M. rectus capitis posterior major*
- *M. rectus capitis posterior minor*
- *M. obliquus capitis inferior*
- *M. obliquus capitis superior*

Neben den dynamischen Eigenschaften der HWS-Muskulatur, ist die statische Funktionsweise nicht zu vernachlässigen. Die Bewegungssegmente der HWS weisen gegenüber den übrigen Wirbelsäulenabschnitten eine geringe Eigenstabilität auf. Demzufolge erlangt die vollständige Funktionalität, vor allem der direkt der HWS aufliegenden, tiefen autochthonen Muskulatur, besondere Bedeutung.

Quellenverzeichnis

Frick H, Leonhardt H, Starck D. Allgemeine Anatomie - Spezielle Anatomie Bd. 2 Extremitäten, Rumpfwand, Kopf, Hals. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag, 1992

Graf-Baumann T, Lohse-Busch H, (Hrsg.). Weichteildistorsionen der oberen Halswirbelsäule - Anatomie, Neurophysiologie, Diagnostik, Therapie und Begutachtung. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1997

Kapandji I. Funktionelle Anatomie der Gelenke; Band 3 - Rumpf und Wirbelsäule. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1999

Moorahrend U, (Hrsg.). Kontroverses zum HWS-Schleudertrauma - Unfallmechanik, Erstdiagnose, Neuroradiologie, Physikalische Therapie, OP-Indikation. Darmstadt: Steinkopff-Verlag, 2003

Sachse J, Schildt-Rudloff K. Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung der Wirbelsäule. Berlin: Ullstein Mosby-Verlag, 1997