

**Universitätsklinikum Ulm  
Zentrum für Chirurgie**

**Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie  
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Florian Gebhard**

**Einfluss von Alter, Geschlecht und Bewegungsgeschwindigkeit auf die  
elektrische Aktivität des Musculus semispinalis capitis und das  
Bewegungsausmaß der Halswirbelsäule bei Flexions-, Extensions- und  
Rotationsbewegungen**

**Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität Ulm**

**Miriam Ruth Pogrzeba  
Weingarten  
2008**

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: PD Dr. Michael Kramer

2. Berichterstatter: PD Dr. Roland Schmidt

Tag der Promotion: 19.06.2009

# **WIDMUNG**

---

**Meinen Eltern  
Hildegard & Josef Michael Pogrzeba**

---

# INHALTSVERZEICHNIS

---

INHALTSVERZEICHNIS	- I -
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	- III –

## 1. EINLEITUNG..... S. 01

1.1. Sozialpolitische Bedeutung von HWS-Verletzungen	S. 01
1.2. Symptome des HWS-Distorsionstraumas	S. 02
1.3. Klassifikation der HWS-Verletzungen	S. 03
1.4. Hypothese	S. 06
1.5. Fragestellung	S. 06

## 2. MATERIAL UND METHODIK..... S. 07

2.1. Probandenkollektiv	S. 07
2.2. Versuchsaufbau	S. 08
2.2.1. Virtual Reality Steuerung	S. 08
2.2.2. Bewegungsmessung	S. 09
2.2.3. EMG Messung	S. 09
2.3. Definition der Parameter	S. 10
2.3.1. Flexion-Extensionsbewegung	S. 10
2.3.2. Rotationsbewegung	S. 12
2.4. Auswertung	S. 14

## 3. ERGEBNISSE..... S. 15

3.1. Einfluss des <b>Alters</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 15
3.1.1. Flexion – Extension	S. 15
3.1.2. Rotation in 0° Flexion/Extension	S. 17
3.1.3. Rotation in maximaler Flexion	S. 18
3.1.4. Rotation in maximaler Extension	S. 19
3.2. Einfluss des <b>Geschlechts</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 20
3.2.1. Flexion – Extension	S. 20

3.2.2. Rotation in 0° Flexion/Extension	S. 21
3.2.3. Rotation in maximaler Flexion	S. 22
3.2.4. Rotation in maximaler Extension	S. 23
3.3. Einfluss der <b>Bewegungsgeschwindigkeit</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 24
3.3.1. Flexion – Extension	S. 24
3.3.2. Rotation in 0° Flexion/Extension	S. 25
<b>4. DISKUSSION</b> .....	<b>S. 26</b>
4.1. Einfluss des <b>Alters</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 29
4.2. Einfluss des <b>Geschlechts</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 32
4.3. Einfluss der <b>Bewegungsgeschwindigkeit</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 35
4.4. Einfluss der <b>Kopfhaltung</b> auf die Bewegungsumfänge der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC	S. 38
4.5. Schlussfolgerung	S. 40
<b>5. ZUSAMMENFASSUNG</b> .....	<b>S. 41</b>
<b>6. LITERATURVERZEICHNIS</b> .....	<b>S. 43</b>
<b>DANKSAGUNG</b> .....	<b>S. 53</b>

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

---

<b>Abkürzung</b>	<b>Bedeutung</b>
°	Grad
A1	Altersgruppe 1 (18-31 Jahre)
A2	Altersgruppe 2 (32-45 Jahre)
A3	Altersgruppe 3 (46-59 Jahre)
Abb.	Abbildung
Bsp.	Beispiel
Bzw.	beziehungsweise
C2	2. Cervicalwirbel
C3	3. Cervicalwirbel
C5	5. Cervicalwirbel
C6	6. Cervicalwirbel
ca.	circa
CEA	Comité Européen des Assurances
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DM	Deutsche Mark
EMG	Elektromyographie
EMG Ext	EMG-Amplitude bei Extension
EMG Flex	EMG-Amplitude bei Flexion
EMG Rot ipsi	EMG-Amplitude des ipsilateralen Muskels
EMG Rot kontra	EMG-Amplitude des kontralateralen Muskels
et al.	et alli beziehungsweise et aliae (und andere)
etc.	et cetera
evtl.	eventuell
ext	Extension
Ext max	maximale Extension
flex	Flexion
Flex max	maximale Flexion
HMD	Head Mounted Display
HWS	Halswirbelsäule
Hz	Hertz

Inc.	Incorporated
Kfz	Kraftfahrzeug
li	links
L-Rot max	maximale Linksrotation
M	Musculus
max	Maximum
med	Median
min	Minimum
mm	Milimeter
Mrd.	Milliarde
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MRT	Magnetresonanztherapie
ms	Milisekunden
mV	Milivolt
PJ	Praktisches Jahr
QTF	Quebek Task Force
re	rechts
Relax	Zeitpunkt der elektrischen Relaxation
R-Rot max	maximale Rechtsrotation
SAAQ	Société d'assurance automobile du Québec
sec.	Sekunde
SPC	Muskulus Semispinalis capitis
Tab.	Tabelle
USA	United States of America
Wa	Washington
WAD	Whiplash Associated Disorder
WADs	Whiplash Associated Disorders
z.B.	zum Beispiel

# 1. EINLEITUNG

---

## 1.1. Sozialpolitische Bedeutung von HWS-Verletzungen

In den letzten Jahren hat die Anzahl der HWS-Verletzungen stetig zugenommen. Auch wenn die angegebenen Zahlen zum Teil variieren wird klar, dass das Distorsionstrauma ein sehr häufig auftretendes Krankheitsbild darstellt. So wurden im Jahr 2002 laut Angaben des ADAC mehr als 300.000 Menschen bei Auffahrunfällen in Deutschland an der HWS verletzt [6]. Im Jahr 2000 ergab eine Analyse des Hauptverbandes der Gewerblichen Berufsgenossenschaften allein 67.292 Fälle von HWS-Distorsionstraumen auf dem Weg von oder zu der Arbeit. [30]. Insgesamt erleiden pro Jahr allein in den alten Bundesländern jedoch mindestens 200.000 Menschen ein HWS-Distorsionstrauma [14] [25].

Das HWS-Distorsionstrauma oder auch Schleudertrauma stellt in unserer Gesellschaft einen erheblichen Kostenfaktor dar. Die Haftpflichtversicherer entschädigten in Deutschland 1996 ca. 400.000 Anspruchsteller mit rund 1 Mrd. DM [41]. Die innereuropäischen Unterschiede den Schadenersatz betreffend sind jedoch enorm. Eine Studie von Chappuis aus dem Jahr 2008 basiert auf den Daten des Comité Européen des Assurances (CEA). Sie zeigt, dass in der Schweiz ein Schleudertrauma durchschnittlich einen Schadenaufwand von 35.000 Euro verursacht, während der europäische Durchschnitt bei 9.000 Euro liegt [12].

Eine Studie der Société d'assurance automobile du Québec (SAAQ) aus den Jahren 1989-1990 deckte ein großes Missverhältnis der Kosten zwischen akut und chronisch an einem Whiplash Associated Disorder (WAD) erkrankten Patienten auf [72].

Zum einen stellte sich heraus, dass vor allem der kleine Teil (12,5%) von Patienten mit isoliertem Schleudertrauma, der chronische Schäden entwickelt hatte, fast die Hälfte (46%) aller entstandenen Kosten verursachte.

Zum anderen wurde klar, dass durchschnittlich 75% aller entstehenden Kosten allein Lohnfortzahlungen zuzuschreiben waren. Kosten, die sich aus Diagnostik, Physiotherapie, Medikamenten, Rehabilitation, Krankenhauskosten, Schadenersatz etc. zusammensetzten, machten nur 25% des gesamten Kostenanteils aus.



Drei Monate nach einer HWS-Distorsion klagen noch bis zu 44% und 6 Monate danach noch ca. 30% der Patienten über persistierende Beschwerden. Nach einem Jahr sind immer noch bis zu 24% aller Patienten symptomatisch [59].

Die große finanzielle Belastung für unser medizinisches System durch vorwiegend chronifizierte HWS-Beschleunigungsverletzungen zeigt, dass vor allem die Chronifizierung verhindert und eine frühe Reintegration in den Arbeitsalltag angestrebt werden muss, um Kosten zu senken. Eine Chronifizierung des Krankheitsbildes kann vor allem dann verhindert werden, wenn bereits in der Frühphase der auftretenden Beschwerden optimal auf die entsprechenden Schweregrade der Verletzungen abgestimmte Therapien durchgeführt werden.

Die Diagnosestellung, aber vor allem die Klassifikation der Schweregrade der HWS-Beschleunigungsverletzungen, gestaltet sich im Moment jedoch noch sehr problematisch. Dies ist zum großen Teil auf die Vielzahl unterschiedlicher und unspezifischer Symptome zurück zu führen.

Nach einem akuten HWS-Trauma treten die im folgenden Abschnitt genannten Symptome auf.

## **1.2. Symptome des HWS-Distorsionstraumas**

Am häufigsten berichten Patienten über Nackenschmerzen (88-100%) [31] [51] [58], begleitet von Nackensteife (69%), die mit einer Bewegungseinschränkung einhergeht [31] und über Kopfschmerzen (54-66%) [31] [51] [58]. Diese treten im Mittel ca. 5 Stunden nach Trauma auf [38]. Vor Einsetzen akuter Nackenbeschwerden ist ein schmerzfreies Intervall von bis zu 36 Stunden möglich. Darauf einigte sich die Konsensuskonferenz der 8. Enzensberger Tage [47].

Außerdem werden ausstrahlende Schmerzen in die Schultern und Interskapulärregion(40-42%) [31] [58] sowie initial tief sitzende Kreuzschmerzen angegeben [33].

### **1.3. Klassifikation der HWS-Verletzungen**

Aufgrund der Vielzahl der Symptome war es bisher schwer, eine einheitliche Beschreibung verschiedener Schweregrade der Verletzung zu finden. Daher wurden mehrere Klassifikationssysteme entwickelt, die sich vor allem an den Hauptsymptomen Schmerz, Bewegungseinschränkung, neurologische Ausfälle und Fraktur bzw. Dislokation der HWS orientieren.

Eine Einteilung nach Erdmann [19], die drei Schweregrade der Schleudertrauma-Verletzung vorsieht und dabei röntgenologische und neurologische Merkmale sowie das evtl. Auftreten eines schmerzfreien Intervalls ins Klassifikationsschema mit einbezieht, hat sich im klinischen Gebrauch nicht durchgesetzt.

Auch die Einteilung nach Schröter [67], die versucht Faktoren wie Kfz-Schaden, Beschwerdeintervall, Beschwerdeursache und Differenzierung in mikro- oder makrostrukturelle Verletzungen in die Schweregradeinteilung zu integrieren, hat im klinischen Alltag keinen Nutzen gefunden.

Beide Einteilungsschemata erwiesen sich als für den klinischen Gebrauch nicht praktikabel, da sich viele Parameter als nur unvollständig oder gar nicht eruiert erwiesen. Es musste daher eine andere Einteilung gefunden werden.

Die in der Literatur und im klinischen Gebrauch gängige Einteilung ist die der „Quebec Task Force“ (QTF) [80]. In der 1995 von Spitzer et al. veröffentlichten „Scientific Monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: Redefining „Whiplash“ and its Management“ wurden die whiplash-associated-disorders (WADs) wie folgt eingeteilt (siehe Tabelle 1):

**Tab. 1 :** Einteilungsgrad und Klinische Symptome der Whiplash-associated Disorders (WADs) nach der Quebec Task Force (QTF).

<b>Grad</b>	<b>Klinische Symptome</b>
0	Keine Nackenbeschwerden, keine klinischen Befunde
I	Nackenbeschwerden wie Schmerz, Steifheitsgefühl, Muskelschmerz, aber keine klinischen Befunde
II	Nackenbeschwerden und muskuloskelettale Befunde (einschließlich Verminderung des Bewegungsausschlages und Muskelhartspann)
III	Nackenschmerzen und neurologische Befunde (Abschwächung der Muskeleigenreflexe, Schwäche, sensible Defizite)
IV	Nackenschmerzen und Fraktur bzw. Dislokation

Folgende Symptome können laut QTF in allen Stadien auftreten: Taubheit, Schwindel, Tinnitus, Kopfschmerzen, Gedächtnisstörungen, Schluckstörungen, temporo-mandibuläre Schmerzen [72].

Auf der Grundlage der oben genannten Einteilung ergibt sich folgende Situation:

#### **Patienten des QTF Grades IV:**

QTF Grad IV Patienten, können aufgrund der strukturellen Schäden von Knochen und Bandapparat anhand bildgebender Verfahren wie MRT, CT und Röntgen objektiv zugeordnet werden [4].

Patienten dieser Gruppe stellen jedoch nur einen sehr geringen Anteil des gesamten Patientenkollektivs dar. Münker et al. gibt in seiner Studie einen Anteil von 0,6% QTF Grad VI Patienten an. Weder Burke et al [8] noch Norris und Watt [51] konnten in ihren Studien Patienten des QTF Grades IV vorweisen.

#### **Patienten des QTF Grades III:**

Patienten mit neurologischen Defiziten, wie Abschwächung der Muskeleigenreflexe oder sensomotorischen Defiziten können durch Verfahren wie die Messung der Nervenleitgeschwindigkeit objektiv diagnostiziert werden.

Auch diese Patientengruppe hat nur einen geringen Anteil am gesamten Patientenkollektiv der HWS-Beschleunigungsverletzten. Burke et al. gibt in ihrer

Studie 3% Patienten des QTF Grad III an [8], während sich bei Norris und Watt 16% dieser Patientengruppe fanden [51].

Bei den beiden oben genannten Gruppen besteht aufgrund der Möglichkeit der klaren Diagnosestellung kein Klassifikationsproblem.

### **Patienten des QTF Grades II und I:**

Einen viel größeren Teil der Verletzungen der HWS stellt die Gruppe der Patienten der Quebec Task Force Grad II und I dar. Der Anteil von QTF Grad II Patienten betrug bei Norris und Watt 29% und bei Burke et al. bis zu 56% [8] [51]. Der Anteil von QTF Grad I Patienten betrug bei Norris und Watt 44% und bei Burke et al. bis zu 41% [8] [51].

Den definitionsgemäß einzigen Unterschied zwischen Patienten des QTF-Grades I und II stellt die Funktionseinschränkung dar. Laut verschiedener Studien stehen bei QTF Grad II Patienten diese funktionellen Störungen der HWS im Vordergrund [49] [66].

Ein Problem stellt bei QTF Grad II Patienten die Objektivierung von Befunden dar, da zwar die oben genannten Funktionseinschränkungen vorhanden sind, jedoch kein pathomorphologisches Korrelat in den bisher verwendeten klinischen Untersuchungsmöglichkeiten zu finden ist [2].

Welche Strukturen genau am Verletzungsbild der QTF II Patienten beteiligt sind, ist nach wie vor ungeklärt. Verschiedene Autoren beschreiben, dass vor allem Veränderungen der Muskulatur als Ursache für Schmerzen und Funktionseinschränkung in Frage kommen [5] [52] [54].

Da man nicht genau weiß, welcher Schaden die Beschwerden verursacht, bleibt dem Kliniker zum Nachweis der Existenz eines stattgehabten Traumas nur die Möglichkeit, die Funktionseinschränkungen möglichst genau zu beschreiben und im zeitlichen Verlauf zu dokumentieren.

Die Funktion der Halswirbelsäule kann durch den Bewegungsumfang und die muskuläre Aktivität der verschiedenen Muskeln beschrieben werden. Es ist wenig bekannt darüber, in wie weit der Bewegungsumfang der HWS und die muskuläre Aktivität der paravertebralen Muskeln durch Alter, Geschlecht und die

Geschwindigkeit der Bewegung beeinflusst sind. Dieser Fragestellung widmet sich diese Arbeit.

#### 1.4. Hypothese

Es wird vermutet, dass Alter, Geschlecht und die Bewegungsgeschwindigkeit eines Probanden den Bewegungsumfang der Halswirbelsäule und die elektrische Aktivität des M. semispinalis capitis beeinflussen.

#### 1.5. Fragestellung

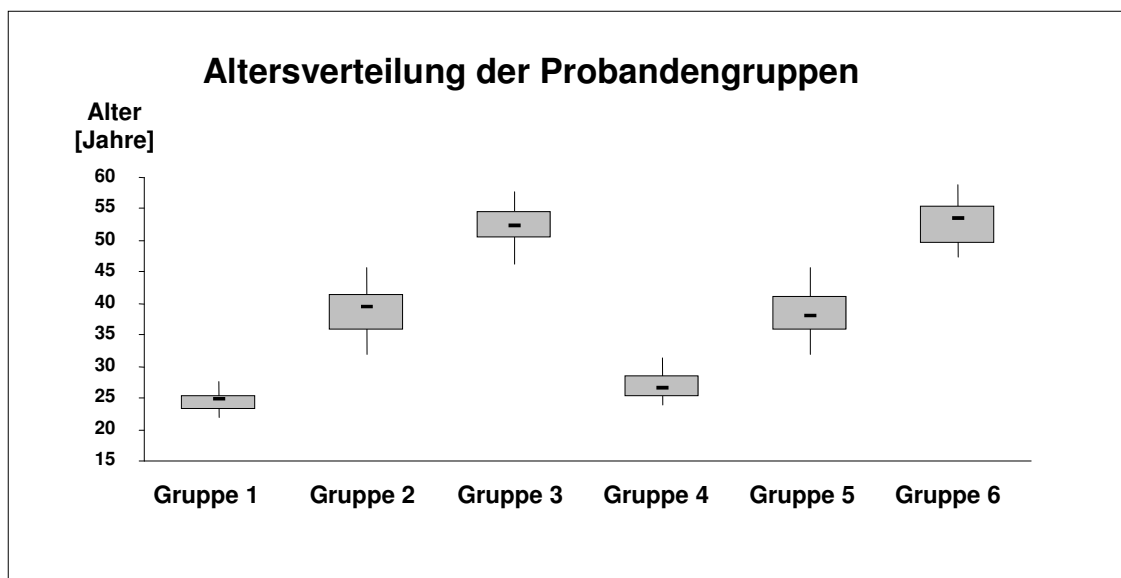
1. Nimmt das **Alter** Einfluss auf das elektrische Aktivitätsmuster des M. semispinalis capitis und die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule?
2. Nimmt das **Geschlecht** Einfluss auf das elektrische Aktivitätsmuster des M. semispinalis capitis und die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule?
3. Nimmt die **Bewegungsgeschwindigkeit** Einfluss auf das elektrische Aktivitätsmuster des M. semispinalis capitis und die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule?
4. Nimmt die **Kopfhaltung** bei Rotation Einfluss auf das elektrische Aktivitätsmuster des M. semispinalis capitis und die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule?

## 2. MATERIAL UND METHODEN

---

### 2.1. Probandenkollektiv

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 45 männliche und 45 weibliche Probanden im Alter von 18-59 Jahren rekrutiert. Die Rekrutierung erfolgte in jeweils drei Altersgruppen, 18-31 Jahre, 32-45 Jahre und 46-59 Jahre. So wurden sechs Gruppen gebildet, deren Altersverteilung in Abb. 1 dargestellt ist.



**Abb. 1: Altersverteilung der Probandengruppen mit Minimum (unteres Strichende), 1. Quartile (untere schwarze Linie der ■-markierten Box), Median (Querstrich in der Boxmitte), 3. Quartile (obere schwarze Linie der ■-markierten Box) und Maximum (oberes Strichende). Die Gruppen setzen sich wie folgt zusammen:**

Gruppe 1: weiblich, Alter 18-31 Jahre  
Gruppe 2: weiblich, Alter 32-45 Jahre  
Gruppe 3: weiblich, Alter 46-59 Jahre

Gruppe 4: männlich, Alter 18-31 Jahre  
Gruppe 5: männlich, Alter 32-45 Jahre  
Gruppe 6: männlich, Alter 46-59 Jahre

Ausschlusskriterien waren akute oder chronische Schmerzen im Schulter und HWS-Bereich, die die Einnahme von Schmerzmitteln erforderlich machten. Außerdem wurden Probanden mit anamnestisch bekanntem HWS-Distorsionstrauma oder degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen von der Studie ausgeschlossen. Nach Aufklärung und schriftlicher Einverständniserklärung erfolgte die Aufnahme in die Studie.

Für die Studie lag ein positives Votum mit der Nr. 174/2003 vom 25.11.2003 der Ethikkommission der Universität Ulm vor.

## 2.2. Versuchsaufbau

### 2.2.1. Virtual Reality Steuerung

Zur Steuerung der Kopfbewegungen wurden Techniken der virtuellen Realität verwendet. Die Probanden wurden aufgefordert, einem optischen Ziel (Erdkugel) in einer virtuellen Szene (Weltall) zu folgen. Hierzu wurden die Probanden über ein Head Mounted Display (HMD), einem Spezialhelm, in dem sich im Bereich der Augen zwei kleine Monitore befinden, in ein virtuelles Weltall versetzt. In dieser virtuellen Szene wurden die Probanden aufgefordert, den Bewegungsbahnen eines Zieles in Gestalt einer virtuellen Erdkugel zu folgen. Dies geschah, indem der Proband versuchte ein weißes Quadrat, dessen Position in der virtuellen Szene der Kopfposition entsprach, möglichst exakt dem Ziel nachzuführen. Aufgrund des geringen Abstands der Augen zu den Monitoren im HMD, war die Augenposition fixiert, so dass diese Aufgabe nur durch Bewegungen der HWS bzw. des Kopfes gelöst werden konnte. Das Bewegungstracking des Kopfes wurde durch ein 3 Space Fastrak System (Polhemus Incorporated, Colchester, Vermont USA) bewerkstelligt.



Abb. 2: Versuchsaufbau

Es handelt sich dabei um ein elektromagnetisches Trackingsystem, das die Position des Kopfes mit einer Frequenz von 40 Hz erfasst. Da die visuelle Wahrnehmungsfrequenz des Auges niedriger liegt, nimmt der Proband die virtuelle Szene wie einen Film wahr (Echtzeitvisualisierung).

### 2.2.2. Bewegungsmessung

Die Bewegungsamplitude der HWS wurde mit dem piezoelektrischen Messsystem Rotaceph (Orthotronic, Wedel, Deutschland) dreidimensional bestimmt. Hierzu wurde der Rotaceph fest mit dem Helm des HMD verbunden.

### 2.2.3. EMG Messung

Die EMG Messung erfolgte intramuskulär. Hierzu wurden in den M. semispinalis capitis rechts und links jeweils zwei Fadenelektroden in einem Abstand von 1 cm platziert.

Für die Elektrodenpositionierung wurden die Probanden zunächst auf einer Liege in Bauchlage positioniert. Dann erfolgte eine Rasur unterhalb des Haaransatzes und eine gründliche Hautdesinfektion. Anschließend wurden die teflonisolierten Platin/Iridium Drahtelektroden (0,12mm A-M System Inc., Wa, USA) mit Hilfe von Kanülen (Neopoint, Durchmesser 0,40mm, Länge 40mm (27Gx1,5“), ServoPharma Deutschland) positioniert.

Als Orientierung für die Einstichstellen wurde zunächst das Os hyoideum ertastet und die oberste Elektrode auf gleicher Höhe im rechten Muskel platziert. Die weiteren Elektroden wurden im Abstand von 0,5 cm untereinander abwechselnd links und rechts eingestochen.

Stichtiefe und Stichwinkel der Elektroden wurden nach der von Kramer et al. 1999 entwickelten Methode gewählt. Nach dieser Methode können Einstichwinkel und –tiefe in Kenntnis des Halsumfanges berechnet werden. Der Berechnung liegen folgende Formeln zugrunde.

$$\text{Winkel} = 11,65 + 0,8 * \text{Umfang}$$

$$\text{Tiefe} = -3,65 + 0,178 * \text{Umfang}$$



Nach Fixieren der Elektrodendrähte mit Klebepflastern wurden die Probanden auf einem Mess-Stuhl positioniert und mit Hilfe von gepolsterten Bügeln am Schulterbereich fixiert (siehe Abb.2).

Zunächst wurden die maximalen Bewegungsamplituden des Probanden in Flexion, Extension, Rechts- und Linksrotation des Kopfes und den Zwischenpositionen bestimmt. Mit Hilfe des HMD wurde der Proband in die oben beschriebene virtuelle Welt versetzt. Aufgabe des Probanden war es nun, durch Kopfbewegungen visuell den Bewegungsbahnen der Erdkugel wie oben beschrieben zu folgen.

Es wurden 6 Messungen in standardisierter Reihenfolge durchgeführt. Jede Messung bestand aus vier Bewegungszyklen. Zwischen den Messungen wurden die Bewegungsgeschwindigkeit und die Bewegungsrichtung variiert.

1. Schnelle Rotation	90°/sec.
2. Schnelle Flexion – Extension	90°/sec.
3. Langsame Rotation	30°/sec.
4. Langsame Flexion – Extension	30°/sec.
5. Rotation in Flexionshaltung	90°/sec.
6. Rotation in Extensionshaltung	90°/sec.

### **2.3. Definition der Parameter**

Der erste Zyklus eines Tests wurde nicht ausgewertet. Die verbleibenden 3 Zyklen wurden zur weiteren Auswertung herangezogen.

#### 2.3.1. Flexion-Extensionsbewegung

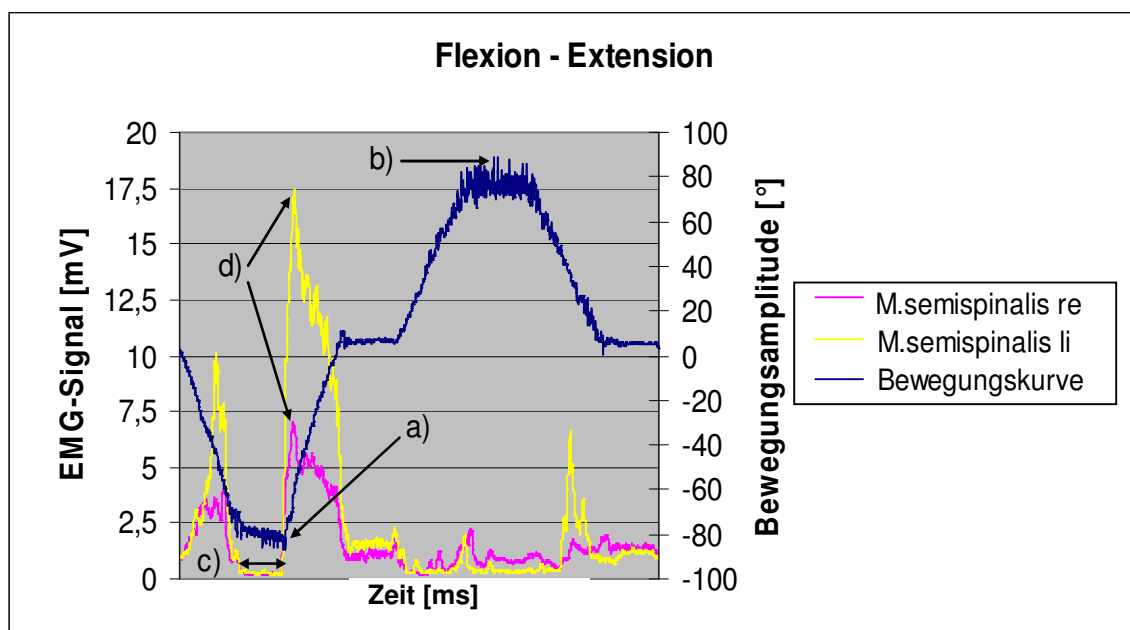
##### ***Bewegungsanalyse***

Als Parameter der Bewegungskurve wurden die maximale Flexion (Flex max) und die maximale Extension (Ext max) in Grad [°] bestimmt. Beide Parameter wurden im schnellen und im langsamen Test bestimmt. Dies wird in den Tabellen jeweils

vor der Aufzählung der Parameter mit SCHNELLE bzw. LANGSAME BEWEGUNG gekennzeichnet.

### **EMG-Analyse**

Aus der EMG Kurve wurde die EMG-Amplitude bei Flexion (EMG Flex) und bei Extension (EMG Ext) in Millivolt [mV] bestimmt. Die EMG Flex berechnet sich als Median der Messwerte der letzten 1000 ms in denen der Proband den Kopf in maximaler Flexion hält. Die EMG Ext entspricht der maximalen Amplitude des M. semispinalis capitis während der gesamten Extensionsbewegung. Beide Parameter wurden für den rechten und linken M. semispinalis capitis und während der langsamen und schnellen Tests bestimmt. Dies wird in den Tabellen jeweils vor der Aufzählung der Parameter mit SCHNELLE bzw. LANGSAME BEWEGUNG gekennzeichnet (siehe Abb. 3).



**Abb. 3: Darstellung der in EMG- und Bewegungskurve bestimmten Werte bei Flexions- und Extensionsbewegungen:**

a) = Flex max, b) = Ext max, c) = EMG Flex, d) = EMG Ext, [mV] = Millivolt, [ms] = Millisekunden, [°] = Grad, — =M. semispinalis capitis rechts, — =M. semispinalis capitis links, — =Bewegungskurve

### 2.3.2. Rotationsbewegung

#### ***Bewegungsanalyse***

Als Parameter der Bewegungskurve wurden die maximale Rotation nach rechts und links (R-Rot max; L-Rot max) in Grad [°] bestimmt. Beide Parameter wurden sowohl im schnellen und im langsamen Test bestimmt, als auch bei Rotation in maximaler Flexion und maximaler Extension. Dies wird in den Tabellen jeweils vor der Aufzählung der Parameter mit SCHNELLE bzw. LANGSAME BEWEGUNG gekennzeichnet. Bei der Rotationsbewegung in maximaler Flexion bzw. Extension wurde nur die schnelle Bewegungsgeschwindigkeit gemessen. In den Tabellen werden die unterschiedlichen Bewegungen mit der Überschrift Rotation in 0° Flexion/Extension oder Rotation in maximaler Flexion bzw. Extension gekennzeichnet.

#### ***EMG-Analyse***

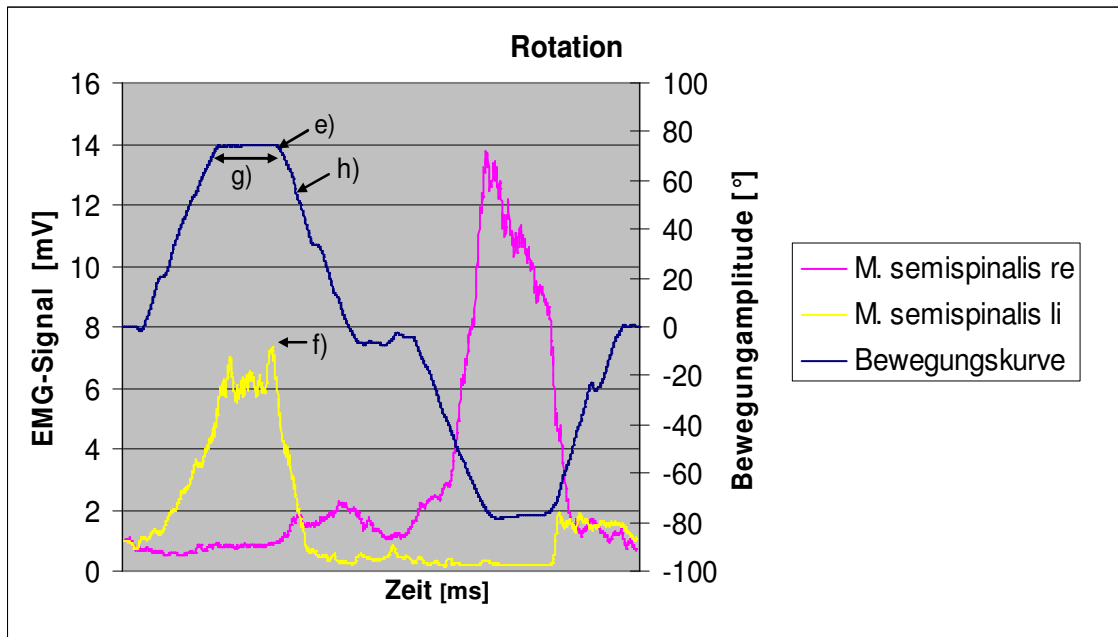
Aus der EMG Kurve wurde die EMG-Amplitude bei Rotation des ipsilateralen und des kontralateralen M. semispinalis capitis in Millivolt [mV] bestimmt.

Die EMG Amplitude des ipsilateralen Muskels (EMG Rot ipsi) entspricht der maximalen Amplitude des kontrahierten Muskels.

Die EMG Amplitude des kontralateralen (gedehnten) Muskels (EMG Rot kontra) entspricht dem Median der EMG Messwerte von 1000ms zum Zeitpunkt der maximalen Rotation.

Weiterhin wurde der Bewegungswinkel bestimmt, der dem Zeitpunkt der Relaxation des kontrahierten Muskels entspricht. Dieser Parameter wird Relax genannt. Der Zeitpunkt der elektrischen Relaxation wurde wie folgt definiert: Zeitpunkt, an dem die EMG Amplitude des kontrahierten Muskels erstmals den Wert der Ruheamplitude plus ein Zehntel der maximalen Amplitude annimmt.

Alle Parameter wurden im schnellen und im langsamen Test jeweils im rechten und linken M. semispinalis capitis bestimmt. Die Unterscheidung erfolgt durch die Anhängsel <sub>re</sub> und <sub>li</sub> bzw. wird in den Tabellen jeweils vor der Aufzählung der Parameter mit SCHNELLE bzw. LANGSAME BEWEGUNG gekennzeichnet (siehe Abb. 4).



**Abb. 4: Darstellung der in EMG- und Bewegungskurve bestimmten Werte bei Rotationsbewegungen:**  
 e) = L-Rot max, f) = EMG Rot ipsii, g) = EMG Rot kontraii, h) = Relax, [mV]= Millivolt, [ms] = Millisekunden,  
 [°] = Grad, —=M. semispinalis capitis rechts, —=M. semispinalis capitis links, —=Bewegungskurve

## 2.4. Auswertung

Aus den beschriebenen Parametern wurden noch weitere Parameter mathematisch bestimmt (siehe Tab.2). Alle Parameter wurden deskriptiv und teststatistisch ausgewertet. Als Test für die Prüfung, ob das Alter einen Einfluss ausübt, wurde der Kruskal-Wallis-Test verwendet. Der Einfluss des Geschlechts wurde mit dem Wilcoxon Two-Sample Test untersucht.

**Tab. 2 : Weitere mathematisch bestimmte Parameter und ihre Beschreibung**

<b>Parameter</b>	<b>Beschreibung</b>
<u>EMG Flex<sub>re</sub> - EMG Flex<sub>li</sub></u>	Differenz der muskulären Aktivität in mV zwischen rechtem und linkem SPC bei Flexion
<u>EMG Ext<sub>re</sub> - EMG Ext<sub>li</sub></u>	Differenz der muskulären Aktivität in mV zwischen rechtem und linkem SPC bei Extension
<u>R-Rot max - L-Rot max</u>	Differenz der maximalen Bewegungswinkel zwischen Rechts- und Linksrotation in °
<u>Relax*100/R-Rot max</u>	Relaxationswinkel / maximale Bewegungsamplitude rechts in %
<u>Relax<sub>re</sub> - Relax<sub>li</sub></u>	Seitendifferenz der Relaxations-winkel in °
<u>EMG Rot ipsi<sub>re</sub> – EMG Rot ipsi<sub>li</sub></u>	Differenz der Aktivitäten in mV des rechten SPC bei Rechtsrotation und des linken SPC bei Linksrotation
<u>EMG Rot kontra<sub>re</sub> – EMG Rot kontra<sub>li</sub></u>	Differenz der Aktivitäten in mV des rechten SPC bei Linksrotation und des linken SPC bei Rechtsrotation

### 3. ERGEBNISSE

#### 3.1. Einfluss des ALTERS auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des M. Semispinalis capitis

##### 3.1.1. Flexion – Extension

**Tabelle 3 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und Chi-Square verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter in drei Altersgruppen bei schneller und langsamer Flexions- und Extensionsbewegung: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 18-32 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 33-45 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 46-59 Jahre, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Flexion/Extensionsbewegung										
SCHNELLE BEWEGUNG										
	Alter 18 - 32 Jahre			Alter 33 - 45 Jahre			Alter 46 - 59 Jahre			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Chi-Square
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>										
Flex max	36,1	<b>90</b>	90	42,2	<b>90</b>	90	29,7	<b>90</b>	90	<b>0,577</b>
Ext max	27,4	<b>73,25</b>	90	37,9	<b>63,3</b>	90	23,2	<b>55,4</b>	90	<b>0,091</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>										
EMG Flex <sub>re</sub>	0,08	<b>0,45</b>	1,07	0,07	<b>0,54</b>	5,1	0,12	<b>0,41</b>	0,98	<b>0,536</b>
EMG Flex <sub>fi</sub>	0,19	<b>0,71</b>	1,75	0,19	<b>0,54</b>	1,35	0,09	<b>0,45</b>	0,92	<b>0,041</b>
EMG Ext <sub>re</sub>	1,57	<b>6,64</b>	136,83	1,97	<b>5,12</b>	28,33	1,57	<b>4,16</b>	26,44	<b>0,009</b>
EMG Ext <sub>fi</sub>	2,71	<b>7,09</b>	32,69	2,01	<b>5,73</b>	67,29	2,1	<b>4,31</b>	18,53	<b>0,033</b>
EMG Flex <sub>re</sub> - EMG Flex <sub>fi</sub>	-1,3	<b>-0,15</b>	0,33	-0,8	<b>-0,04</b>	4,31	-0,58	<b>0</b>	0,82	<b>0,17</b>
EMG Ext <sub>re</sub> - EMG Ext <sub>fi</sub>	-27,62	<b>0,9</b>	107,85	-63,6	<b>-0,11</b>	13,31	-16,2	<b>-0,23</b>	14,48	<b>0,215</b>
LANGSAME BEWEGUNG										
	Alter 18 - 32 Jahre			Alter 33 - 45 Jahre			Alter 46 - 59 Jahre			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Chi-Square
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>										
Flex max	41,4	<b>90</b>	90	21,1	<b>90</b>	90	29,1	<b>90</b>	90	<b>0,941</b>
Ext max	26,5	<b>71,7</b>	90	19	<b>59,3</b>	90	21,4	<b>52</b>	90	<b>0,003</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>										
EMG Flex <sub>re</sub>	0,06	<b>0,66</b>	1,22	0,17	<b>0,52</b>	9,35	0,16	<b>0,56</b>	1,94	<b>0,894</b>
EMG Flex <sub>fi</sub>	0,21	<b>0,65</b>	1,32	0,17	<b>0,71</b>	1,75	0,11	<b>0,46</b>	1,38	<b>0,148</b>
EMG Ext <sub>re</sub>	2,31	<b>7,75</b>	144,65	1,19	<b>3,81</b>	39,74	1,38	<b>3,92</b>	28,77	<b>0,007</b>
EMG Ext <sub>fi</sub>	2,75	<b>7,34</b>	38,55	0,82	<b>5,15</b>	58,8	0,89	<b>6,03</b>	28,97	<b>0,187</b>
EMG Flex <sub>re</sub> - EMG Flex <sub>fi</sub>	-0,67	<b>-0,06</b>	0,46	-0,79	<b>-0,07</b>	8,45	-0,78	<b>0,03</b>	1,19	<b>0,348</b>
EMG Ext <sub>re</sub> - EMG Ext <sub>fi</sub>	-14,71	<b>0,36</b>	76,94	-15,78	<b>-0,87</b>	16,13	-26,98	<b>-0,97</b>	8,82	<b>0,154</b>

##### 3.1.1.1. Bewegungsumfang

Die Flexionsbewegung zeigt keine Abhängigkeit vom Alter. Die Extension hingegen nimmt mit dem Alter ab. Dieser Zusammenhang ist im langsamen Bewegungstest signifikant im schnellen Bewegungstest wird das Signifikanzniveau knapp verfehlt.

#### 3.1.1.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die EMG Amplituden in Flexion zeigen ausschließlich bei der schnellen Bewegung und beim linken SPC eine signifikante Abnahme mit dem Alter. Die EMG Amplituden in Extension zeigen eine Abnahme mit ansteigendem Alter. Diese Beobachtung ist in drei von vier Parametern signifikant. Weiterhin zeigt sich in keiner Altersgruppe eine Seitendifferenz der EMG Amplituden.

### 3.1.2. Rotation in 0° Flexion/Extension

**Tabelle 4 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und Chi-Square verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter in drei Altersgruppen bei schneller und langsamer Rotationsbewegung in 0° Flexion/Extension: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 18-32 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 33-45 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 46-59 Jahre, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Rotation in 0° Flexion/Extension										
SCHNELLE BEWEGUNG										
	Alter 18 - 32 Jahre			Alter 33 - 45 Jahre			Alter 46 - 59 Jahre			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Chi-Square
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>										
R-Rot max	44,4	<b>76,2</b>	90,7	43,3	<b>74,4</b>	93,2	36,5	<b>68,9</b>	87,6	<b>0,144</b>
L-Rot max	37,7	<b>72,7</b>	92,7	49,8	<b>73,3</b>	90,7	38,1	<b>64,6</b>	82,2	<b>0,003</b>
R-Rot max - L-Rot max	-26,4	<b>-2,7</b>	16,8	-14,4	<b>-2,1</b>	15,1	-23,4	<b>-3,2</b>	8,6	<b>0,331</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	35	<b>68</b>	99	23	<b>71</b>	93	30	<b>75</b>	97	<b>0,312</b>
Relax <sub>ii</sub> *100/L-Rot max	31	<b>74</b>	93	24	<b>79</b>	98	44	<b>81</b>	93	<b>0,076</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>										
Relax <sub>re</sub> (in °)	76,3	<b>50,9</b>	19,9	78,2	<b>53,4</b>	18,7	76,9	<b>54,8</b>	20,1	<b>0,915</b>
Relax <sub>ii</sub> (in °)	23	<b>52,4</b>	72,2	18,6	<b>59,4</b>	83,9	25,7	<b>50,3</b>	74	<b>0,036</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>ii</sub>	-34,2	<b>-3,6</b>	27,7	-30,1	<b>4,4</b>	43,5	-30	<b>-1,8</b>	25	<b>0,282</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	2,86	<b>10,44</b>	54,8	4,55	<b>16,17</b>	65,55	4,69	<b>10,26</b>	52,4	<b>0,158</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,17	<b>0,68</b>	3,58	0,16	<b>1,25</b>	4,42	0,17	<b>0,66</b>	5,97	<b>0,574</b>
EMG Rot ipsi <sub>ii</sub>	2,9	<b>9,17</b>	52,59	1,8	<b>6,71</b>	58,79	2,7	<b>6,93</b>	32,92	<b>0,133</b>
EMG Rot kontra <sub>ii</sub>	0,17	<b>1,03</b>	5,8	0,23	<b>0,99</b>	5,83	0,13	<b>1,42</b>	8,37	<b>0,866</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>ii</sub>	-44,9	<b>-1,25</b>	41,83	-33,7	<b>4,91</b>	57,69	-10,3	<b>2,97</b>	45,87	<b>0,007</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>ii</sub>	-4,46	<b>-0,08</b>	2,52	-2,15	<b>-0,13</b>	2,18	-7,67	<b>-0,19</b>	2,21	<b>0,63</b>
<b>LANGSAME BEWEGUNG</b>										
	Alter 18 - 32 Jahre			Alter 33 - 45 Jahre			Alter 46 - 59 Jahre			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Chi-Square
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>										
R-Rot max	37,5	<b>76,6</b>	90,6	38,7	<b>64,8</b>	96,7	34	<b>68,4</b>	87,1	<b>0,073</b>
L-Rot max	35,6	<b>72,3</b>	92,9	44,1	<b>63,2</b>	90	27,6	<b>65,2</b>	81,6	<b>0,003</b>
R-Rot max - L-Rot max	-23,9	<b>-1,7</b>	14,4	-15,9	<b>-2,8</b>	20,8	-22,4	<b>-3,1</b>	11,2	<b>0,501</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	38	<b>70</b>	95	21	<b>72</b>	93	43	<b>79</b>	99	<b>0,161</b>
Relax <sub>ii</sub> *100/L-Rot max	37	<b>72</b>	90	27	<b>77</b>	98	48	<b>78</b>	97	<b>0,545</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>										
Relax <sub>re</sub> (in °)	73,2	<b>52,1</b>	22,8	77,7	<b>48,6</b>	15,1	84,9	<b>52,8</b>	22,4	<b>0,99</b>
Relax <sub>ii</sub> (in °)	28,1	<b>50,8</b>	81,6	21,3	<b>56,4</b>	87,9	18,7	<b>48,4</b>	74,8	<b>0,153</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>ii</sub>	-24,4	<b>-1,9</b>	31,9	-48,5	<b>1</b>	32,6	-36,5	<b>-0,7</b>	18,7	<b>0,46</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	2,5	<b>10,16</b>	83,54	4,12	<b>18,14</b>	102,6	1,98	<b>8,43</b>	41,82	<b>0,025</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,1	<b>0,79</b>	3,56	0,25	<b>1,34</b>	5,18	0,15	<b>0,78</b>	4,76	<b>0,277</b>
EMG Rot ipsi <sub>ii</sub>	2,42	<b>11,63</b>	60,57	2,02	<b>7,8</b>	91,16	2,55	<b>7,01</b>	38,63	<b>0,226</b>
EMG Rot kontra <sub>ii</sub>	0,14	<b>1,18</b>	5,16	0,31	<b>1,19</b>	5,44	0,11	<b>1,25</b>	4,82	<b>0,827</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>ii</sub>	-51,8	<b>-0,32</b>	68,77	-51,5	<b>5,26</b>	94,26	-19,6	<b>1,71</b>	30,6	<b>0,099</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>ii</sub>	-2,65	<b>-0,21</b>	1,9	-3,27	<b>0,01</b>	1,82	-4,5	<b>0,03</b>	7,94	<b>0,765</b>

#### 3.1.2.1. Bewegungsumfang

Die Rotationsbewegungen zeigen eine geringe Altersabhängigkeit, wobei mit dem Alter der Bewegungsumfang eher abnimmt. Diese Beobachtung ist auf der linken Seite signifikant auf der rechten Seite wird im schnellen und langsamen Test das



Signifikanzniveau knapp verfehlt. Seitendifferenzen in der Rotationsbewegung wurden bei einzelnen Probanden in allen Altersklassen beobachtet. Allerdings zeigt sich in keiner Altersklasse ein Gruppenunterschied.

### 3.1.2.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die EMG Parameter zeigen weitgehend keine Altersabhängigkeit.

### 3.1.3. Rotation in maximaler Flexion

**Tabelle 5 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und Chi-Square verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter in drei Altersgruppen bei Rotationsbewegung in maximaler Flexion: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 18-32 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 33-45 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 46-59 Jahre, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Rotation in maximaler Flexion										
	Alter 18 - 32 Jahre			Alter 33 - 45 Jahre			Alter 46 - 59 Jahre			Chi-Square
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>										
R-Rot max	26,6	<b>53,8</b>	108,1	23,5	<b>62,1</b>	99,5	26,3	<b>49,9</b>	97,5	<b>0,035</b>
L-Rot max	23,3	<b>49,1</b>	69,4	19,2	<b>39,7</b>	64,6	15,2	<b>39,9</b>	81,4	<b>0,052</b>
R-Rot max - L-Rot max	-82,2	<b>-4,3</b>	25,8	-71,8	<b>-18,5</b>	1,3	-72,2	<b>-9,4</b>	53,2	<b>0,003</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	26	<b>50</b>	81	27	<b>54</b>	95	15	<b>52</b>	81	<b>0,294</b>
Relax <sub>ii</sub> *100/L-Rot max	34	<b>57</b>	96	40	<b>75</b>	94	15	<b>67</b>	99	<b>0,149</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>										
Relax <sub>re</sub> (in °)	10,3	<b>17,5</b>	54,7	8,4	<b>36,7</b>	71	3,5	<b>18,7</b>	58,3	<b>0,0001</b>
Relax <sub>ii</sub> (in °)	13,5	<b>28,2</b>	56,3	6,3	<b>25,9</b>	53,8	7,5	<b>28</b>	80,7	<b>0,946</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>ii</sub>	-31,6	<b>1,7</b>	35,2	-47,5	<b>-2,2</b>	14,8	-23,4	<b>5,6</b>	58,5	<b>0,056</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	0,05	<b>3,71</b>	53,98	0,75	<b>4,54</b>	27,07	0,42	<b>2,81</b>	47,68	<b>0,444</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,1	<b>0,29</b>	1,48	0,06	<b>0,4</b>	1,08	0,07	<b>0,29</b>	2,57	<b>0,453</b>
EMG Rot ipsi <sub>ii</sub>	0,19	<b>2,8</b>	64,04	0,5	<b>2,38</b>	26,2	0,47	<b>2,37</b>	4,68	<b>0,062</b>
EMG Rot kontra <sub>ii</sub>	0,08	<b>0,69</b>	3,79	0,11	<b>0,65</b>	2,68	0,14	<b>0,6</b>	2,65	<b>0,693</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>ii</sub>	-10,1	<b>0,74</b>	17,08	-24,1	<b>1,85</b>	23,61	-2,02	<b>1,19</b>	44,43	<b>0,281</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>ii</sub>	-2,91	<b>-0,2</b>	0,69	-1,76	<b>-0,36</b>	0,7	-2,23	<b>-0,11</b>	1,83	<b>0,913</b>

#### 3.1.3.1. Bewegungsumfang

Die Bewegungsumfänge zeigen keine Altersabhängigkeit.

#### 3.1.3.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die EMG Parameter zeigen keine Altersabhängigkeit.

### 3.1.4. Rotation in maximaler Extension

**Tabelle 6 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und Chi-Square verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter in drei Altersgruppen bei Rotationsbewegung in maximaler Extension: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 18-32 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 33-45 Jahre, ■-markierte Zahl = Wert der Altersgruppe 46-59 Jahre, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Rotation in maximaler Extension										
	Alter 18 - 32 Jahre			Alter 33 - 45 Jahre			Alter 46 - 59 Jahre			Chi-Square
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>										
R-Rot max	20,8	<b>43,6</b>	73	20	<b>41,4</b>	72,5	15,7	<b>38,1</b>	50,1	<b>0,073</b>
L-Rot max	15,3	<b>40,9</b>	60,4	19,6	<b>32,1</b>	66,8	8,3	<b>31,4</b>	54,6	<b>0,002</b>
R-Rot max - L-Rot max	-30,9	<b>-5,1</b>	14,1	-52	<b>-9</b>	14,6	-22,2	<b>-6,9</b>	10,5	<b>0,441</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	50	<b>85</b>	98	14	<b>79</b>	99	31	<b>81</b>	99	<b>0,45</b>
Relax <sub>li</sub> *100/L-Rot max	60	<b>81</b>	98	60	<b>89</b>	96	66	<b>88</b>	99	<b>0,085</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>										
Relax <sub>re</sub> (in °)	62,5	<b>37,5</b>	10,9	53,9	<b>34</b>	4	46,9	<b>27,4</b>	10,8	<b>0,053</b>
Relax <sub>li</sub> (in °)	12	<b>32,8</b>	47,2	12,1	<b>28,4</b>	50,2	12	<b>27,3</b>	65,4	<b>0,181</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>li</sub>	-27,6	<b>-5,9</b>	16,1	-30,6	<b>-3,4</b>	23,7	-21	<b>1,3</b>	30,3	<b>0,142</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	1,93	<b>9,08</b>	127,7	1,83	<b>13,39</b>	54,99	1,53	<b>10,71</b>	78,45	<b>0,862</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,23	<b>1,1</b>	4,85	0,05	<b>1</b>	7,38	0,29	<b>1,15</b>	5,07	<b>0,852</b>
EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	2,16	<b>9,56</b>	70,3	1,76	<b>5,97</b>	38,07	1,16	<b>6,94</b>	15,72	<b>0,116</b>
EMG Rot kontra <sub>li</sub>	0,03	<b>1,12</b>	5,28	0,3	<b>1,01</b>	6,27	0,59	<b>1,2</b>	5,46	<b>0,922</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	-23,33	<b>-0,6</b>	41,83	-15,96	<b>2,42</b>	43,55	-11,54	<b>1,68</b>	70,21	<b>0,384</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>li</sub>	-3,85	<b>-0,01</b>	2,33	-3,8	<b>-0,13</b>	2,12	-3,85	<b>0,3</b>	5,57	<b>0,452</b>

#### 3.1.4.1. Bewegungsumfang

Bei der Rotation in Extension zeigt sich ein Zusammenhang des Bewegungsumfanges mit dem Alter, wobei die Bewegung mit dem Alter abnimmt. Diese Beobachtung ist links signifikant und verfehlt rechts knapp das Signifikanzniveau.

#### 3.1.4.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die Relaxationswinkel sinken mit zunehmendem Alter. Diese Beobachtung ist rechts und links nicht signifikant.

### 3.2. Einfluss des GESCHLECHTS auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des **M. Semispinalis capitis**

#### 3.2.1. Flexion – Extension

**Tabelle 7 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und P-Wert verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter der beiden Geschlechter bei schneller und langsamer Flexions- und Extensionsbewegung: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Männergruppe, ■-markierte Zahl = Wert der Frauengruppe, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Flexion-/Extensionsbewegung							
SCHNELLE BEWEGUNG							
	Männer			Frauen			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	P-Wert
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
Flex max	29,7	<b>90</b>	90	39,6	<b>90</b>	90	<b>0,097</b>
Ext max	23,1	<b>64,4</b>	90	34,8	<b>59,6</b>	90	<b>0,417</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
EMG Flex <sub>re</sub>	0,07	<b>0,47</b>	1,34	0,08	<b>0,48</b>	5,1	<b>0,545</b>
EMG Flex <sub>li</sub>	0,12	<b>0,66</b>	1,75	0,09	<b>0,49</b>	1,13	<b>0,426</b>
EMG Ext <sub>re</sub>	1,57	<b>4,5</b>	40,29	1,57	<b>5,79</b>	136,83	<b>0,063</b>
EMG Ext <sub>li</sub>	2,16	<b>5,23</b>	67,29	2,01	<b>5,91</b>	36,97	<b>0,493</b>
EMG Flex <sub>re</sub> - EMG Flex <sub>li</sub>	-1,3	<b>-0,1</b>	0,82	-0,8	<b>-0,02</b>	4,31	<b>0,365</b>
EMG Ext <sub>re</sub> - EMG Ext <sub>li</sub>	-63,6	<b>-0,09</b>	25,26	-32,53	<b>1,34</b>	107,85	<b>0,087</b>
LANGSAME BEWEGUNG							
	Männer			Frauen			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	P-Wert
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
Flex max	29,1	<b>90</b>	90	21,1	<b>90</b>	90	<b>0,006</b>
Ext max	21,4	<b>60,3</b>	90	19	<b>58</b>	90	<b>0,441</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
EMG Flex <sub>re</sub>	0,16	<b>0,55</b>	1,22	0,06	<b>0,57</b>	9,35	<b>0,614</b>
EMG Flex <sub>li</sub>	0,16	<b>0,6</b>	1,38	0,11	<b>0,66</b>	1,75	<b>0,873</b>
EMG Ext <sub>re</sub>	1,19	<b>4,22</b>	37,49	1,58	<b>5,81</b>	144,65	<b>0,061</b>
EMG Ext <sub>li</sub>	0,82	<b>5,82</b>	28,97	0,89	<b>6,26</b>	58,8	<b>0,295</b>
EMG Flex <sub>re</sub> - EMG Flex <sub>li</sub>	-0,78	<b>-0,01</b>	0,61	-0,79	<b>-0,05</b>	8,45	<b>0,751</b>
EMG Ext <sub>re</sub> - EMG Ext <sub>li</sub>	-18,92	<b>-1,05</b>	28,15	-26,98	<b>0,05</b>	76,94	<b>0,327</b>

##### 3.2.1.1. Bewegungsumfang

Die Bewegungsausmaße sind geschlechtsunabhängig.

##### 3.2.1.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die EMG Parameter sind ebenfalls geschlechtsunabhängig.

### 3.2.2. Rotation in 0° Flexion/Extension

**Tabelle 8** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und P-Wert verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter der beiden Geschlechter bei schneller und langsamer Rotationsbewegung in 0° Flexion/Extension: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Männergruppe, ■-markierte Zahl = Wert der Frauengruppe, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Rotation in 0° Flexion/Extension							
SCHNELLE BEWEGUNG							
	Männer			Frauen			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	P-Wert
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
R-Rot max	36,5	<b>73,2</b>	90,7	43,3	<b>73</b>	93,2	<b>0,968</b>
L-Rot max	37,1	<b>69</b>	90,7	49	<b>71,8</b>	92,7	<b>0,065</b>
R-Rot max - L-Rot max	-26,4	<b>-4,2</b>	16,8	-21,2	<b>-1,6</b>	16,2	<b>0,035</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	30	<b>64</b>	93	23	<b>75</b>	99	<b>0,005</b>
Relax <sub>li</sub> *100/L-Rot max	24	<b>75</b>	98	50	<b>80</b>	97	<b>0,086</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
Relax <sub>re</sub> (in°)	76,9	<b>47,8</b>	20,1	78,2	<b>54,8</b>	18,7	<b>0,016</b>
Relax <sub>li</sub> (in°)	18,6	<b>49,2</b>	74,4	32	<b>57,4</b>	83,9	<b>0,004</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>li</sub>	-34,2	<b>-3,2</b>	30	-21,3	<b>-1,5</b>	43,5	<b>0,432</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	3,29	<b>9,91</b>	52,4	2,86	<b>13,69</b>	65,55	<b>0,054</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,16	<b>0,73</b>	4,42	0,17	<b>1,04</b>	5,97	<b>0,955</b>
EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	1,8	<b>6,52</b>	50,36	2,7	<b>8,81</b>	58,79	<b>0,124</b>
EMG Rot kontra <sub>li</sub>	0,13	<b>1,09</b>	5,83	0,17	<b>1</b>	8,37	<b>0,815</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	-34,58	<b>1,82</b>	45,87	-44,86	<b>3,56</b>	57,69	<b>0,282</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>li</sub>	-4,46	<b>-0,16</b>	2,52	-7,67	<b>0,13</b>	2,18	<b>0,823</b>
LANGSAME BEWEGUNG							
	Männer			Frauen			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	P-Wert
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
R-Rot max	34	<b>73,3</b>	88,7	38,9	<b>73,9</b>	96,7	<b>0,771</b>
L-Rot max	27,6	<b>69,5</b>	86,6	44,1	<b>70</b>	92,9	<b>0,129</b>
R-Rot max - L-Rot max	-23,9	<b>-3,2</b>	13,1	-18,3	<b>-1,2</b>	20,8	<b>0,099</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	21	<b>70</b>	97	38	<b>79</b>	99	<b>0,047</b>
Relax <sub>li</sub> *100/L-Rot max	27	<b>72</b>	96	33	<b>79</b>	98	<b>0,065</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
Relax <sub>re</sub> (in°)	84,9	<b>47,1</b>	15,1	77,7	<b>53,2</b>	22,8	<b>0,15</b>
Relax <sub>li</sub> (in°)	18,7	<b>48,4</b>	74,7	21,3	<b>46</b>	87,9	<b>0,011</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>li</sub>	-36,5	<b>-3,9</b>	32,6	-48,5	<b>0,3</b>	31,9	<b>0,278</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	2,94	<b>9,7</b>	37,4	1,98	<b>11,98</b>	102,57	<b>0,238</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,1	<b>0,83</b>	5,18	0,15	<b>1,07</b>	3,64	<b>0,349</b>
EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	2,02	<b>6,47</b>	91,16	2,55	<b>9,94</b>	60,57	<b>0,036</b>
EMG Rot kontra <sub>li</sub>	0,11	<b>1,19</b>	5,44	0,14	<b>1,29</b>	5,16	<b>0,854</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	-51,52	<b>1,91</b>	28,43	-51,8	<b>1,51</b>	94,26	<b>0,795</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>li</sub>	-3,27	<b>-0,01</b>	2,69	-4,5	<b>0,14</b>	7,94	<b>0,368</b>

#### 3.2.2.1. Bewegungsumfang

Es besteht für den schnellen Test eine Geschlechtsabhängigkeit der Differenz des Bewegungsausmaßes von Rechts- und Linksrotation, wobei die Linksrotation sowohl bei den Frauen als auch bei den Männern die Rechtsrotation überwiegt.

Bei den Frauen mehr als bei den Männern. Für den langsamen Test wird die Signifikanz nur knapp verfehlt.

Für den schnellen und langsamen Bewegungstest besteht eine Geschlechtsabhängigkeit des Quotienten Relaxationswinkel/Bewegungsamplitude bei Rechtsrotation, wobei dieser bei den Frauen höher liegt als bei den Männern.

### 3.2.2.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Der Relaxationswinkel ist für den schnellen Bewegungstest sowohl rechts als auch links bei Frauen signifikant größer als bei den Männern. Im langsamen Test wird ein signifikanter Unterschied nur für die linke Seite festgestellt, hier zeigen jedoch die Männer den größeren Relaxationswinkel.

Weiter besteht eine Geschlechtsabhängigkeit bei Rotation des ipsilateralen SPC beim langsamen Test, wobei die Männer eine geringere Aktivität zeigen als die Frauen.

### 3.2.3. Rotation in maximaler Flexion

**Tabelle 9 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und P-Wert verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter der beiden Geschlechter bei Rotationsbewegung in maximaler Flexion: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Männergruppe, ■-markierte Zahl = Wert der Frauengruppe, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Rotation in maximaler Flexion							
	Männer			Frauen			P-Wert
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
R-Rot max	26,3	<b>51,4</b>	81,3	23,5	<b>58,9</b>	108,1	<b>0,037</b>
L-Rot max	15,2	<b>42,6</b>	81,4	19,2	<b>42,7</b>	64,6	<b>0,463</b>
R-Rot max - L-Rot max	-48,3	<b>-9,2</b>	53,2	-82,2	<b>-12,2</b>	14,3	<b>0,259</b>
Relax <sub>re</sub> *100/R-Rot max	15	<b>52</b>	95	25	<b>52</b>	90	<b>0,77</b>
Relax <sub>li</sub> *100/L-Rot max	35	<b>74</b>	99	15	<b>62</b>	94	<b>0,266</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
Relax <sub>re</sub> (in °)	4,7	<b>22,6</b>	57,8	10,3	<b>22,3</b>	71	<b>0,385</b>
Relax <sub>li</sub> (in °)	10,3	<b>28,5</b>	80,7	-2,3	<b>26,8</b>	53,8	<b>0,57</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>li</sub>	-47,4	<b>2,1</b>	58,5	-40,3	<b>-2,1</b>	35,2	<b>0,12</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	0,26	<b>3,54</b>	47,68	0,05	<b>4,19</b>	53,98	<b>0,377</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,06	<b>0,3</b>	2,57	0,09	<b>0,39</b>	1,08	<b>0,313</b>
EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	0,19	<b>2,41</b>	13,99	0,47	<b>2,5</b>	64,04	<b>0,707</b>
EMG Rot kontra <sub>li</sub>	0,08	<b>0,65</b>	2,68	0,14	<b>0,65</b>	3,79	<b>0,62</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	-9,23	<b>0,29</b>	44,43	-24,07	<b>2,45</b>	38,83	<b>0,333</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>li</sub>	-1,76	<b>-0,16</b>	1,83	-2,91	<b>-0,14</b>	0,7	<b>0,897</b>

### 3.2.3.1. Bewegungsumfang

Es besteht eine Geschlechtsabhängigkeit bei der maximalen Rotationsbewegung nach rechts. Die Frauen sind hier beweglicher als die Männer. Alle weiteren Parameter sind geschlechtsunabhängig.

### 3.2.3.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die EMG Parameter bei Rotation in Flexion sind geschlechtsunabhängig.

### 3.2.4. Rotation in maximaler Extension

**Tabelle 10 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und P-Wert verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter der beiden Geschlechter bei Rotationsbewegung in maximaler Extension: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der Männergruppe, ■-markierte Zahl = Wert der Frauengruppe.

Rotation in maximaler Extension							
	Männer			Frauen			P-Wert
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
R-Rot max	73	<b>41,5</b>	20,8	69,5	<b>39,5</b>	15,7	<b>0,771</b>
L-Rot max	15,8	<b>35,3</b>	66,8	8,3	<b>33,4</b>	60,4	<b>0,951</b>
R-Rot max - L-Rot max	-52	<b>-6,5</b>	14,7	-28,8	<b>-6,1</b>	14,1	<b>0,971</b>
Relaxre*100/R-Rot max	14	<b>81</b>	95	47	<b>81</b>	99	<b>0,799</b>
Relaxli*100/L-Rot max	60	<b>87</b>	99	60	<b>85</b>	96	<b>0,76</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
Relaxre (in °)	62,5	<b>33,7</b>	4	61,8	<b>30,3</b>	12,1	<b>0,557</b>
Relaxli (in °)	12	<b>28,7</b>	65,4	12	<b>28,6</b>	47,2	<b>0,827</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>li</sub>	-30,6	<b>-3,5</b>	30,3	-17,6	<b>-2,7</b>	13	<b>0,806</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	1,53	<b>10,81</b>	78,45	2,02	<b>11,61</b>	127,65	<b>0,481</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,17	<b>1,12</b>	5,07	0,05	<b>1,08</b>	7,38	<b>0,709</b>
EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	1,16	<b>6,8</b>	44,95	1,66	<b>7,44</b>	70,3	<b>0,343</b>
EMG Rot kontra <sub>li</sub>	0,43	<b>1,16</b>	6,27	0,03	<b>0,99</b>	5,28	<b>0,287</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	-17,93	<b>0,25</b>	70,21	-23,33	<b>1,68</b>	43,55	<b>0,562</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>li</sub>	-3,85	<b>-0,11</b>	5,57	-3,85	<b>0,07</b>	3,42	<b>0,554</b>

### 3.2.4.1. Bewegungsumfang

Die Bewegungsausmaße bei Rotation in Extension sind geschlechtsunabhängig.

### 3.2.4.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Auch die EMG Parameter bei Rotation in Extension sind geschlechtsunabhängig.

### 3.3. Einfluss der BEWEGUNGSGESCHWINDIGKEIT auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des M. Semispinalis capitis

#### 3.3.1. Flexion – Extension

**Tabelle 11** : Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und P-Wert verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter aller 90 Probanden bei schneller und langsamer Flexions- und Extensionsbewegung: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der schnellen Bewegung, ■-markierte Zahl = Wert der langsamen Bewegung, ■-markierte Zahl = signifikanter Wert.

Flexion/Extension							
	Schnelle Bewegung			Langsame Bewegung			
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	P-Wert
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
Flex max	29,7	<b>90</b>	90	21,1	<b>90</b>	90	<b>0,83</b>
Ext max	23,1	<b>62,3</b>	90	19	<b>59,4</b>	90	<b>0,39</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
EMG Flex <sub>re</sub>	0,07	<b>0,48</b>	5,1	0,06	<b>0,57</b>	9,35	<b>0,04</b>
EMG Flex <sub>li</sub>	0,09	<b>0,55</b>	1,75	0,11	<b>0,64</b>	1,75	<b>0,13</b>
EMG Ext <sub>re</sub>	1,57	<b>5,13</b>	136,83	1,19	<b>5</b>	144,65	<b>0,89</b>
EMG Ext <sub>li</sub>	2,01	<b>5,75</b>	67,29	0,82	<b>5,95</b>	58,8	<b>0,75</b>
EMG Flex <sub>re</sub> - EMG Flex <sub>li</sub>	-1,3	<b>-0,05</b>	4,31	-0,79	<b>-0,05</b>	8,45	<b>0,36</b>
EMG Ext <sub>re</sub> - EMG Ext <sub>li</sub>	-63,6	<b>0,34</b>	107,85	-26,98	<b>-0,54</b>	76,94	<b>0,26</b>

#### 3.3.1.1. Bewegungsumfang

Die Bewegungsumfänge bei Flexion/Extension sind von der Bewegungsgeschwindigkeit unabhängig.

#### 3.3.1.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Auch die EMG Parameter bei Flexion/Extension sind von der Bewegungsgeschwindigkeit unabhängig.

### 3.3.2. Rotation in 0° Flexion/Extension

**Tabelle 12 :** Minimum (Min.), Median (Med.), Maximum (Max.) und P-Wert verschiedener Bewegungs- und EMG-Parameter aller 90 Probanden bei schneller und langsamer Rotationsbewegung in 0° Flexion/Extension: [°] = Grad, [mV] = Millivolt, ■-markierte Zahl = Wert der schnellen Bewegung, ■-markierte Zahl = Wert der langsamen Bewegung.

Rotation in 0° Flexion/Extension							
	Schnelle Bewegung			Langsame Bewegung			P-Wert
	Min.	Med.	Max.	Min.	Med.	Max.	
<b>Bewegungsparameter: Bewegungsumfang [°]</b>							
R-Rot max	93,2	<b>73,1</b>	36,5	96,7	<b>73,4</b>	34	<b>0,75</b>
L-Rot max	37,7	<b>70,7</b>	92,7	27,6	<b>69,5</b>	92,9	<b>0,9</b>
R-Rot max - L-Rot max	-26,4	<b>-2,6</b>	16,8	-23,9	<b>-2,6</b>	20,8	<b>0,81</b>
Relaxre*100/R-Rot max	23	<b>72</b>	99	21	<b>73</b>	99	<b>0,66</b>
Relaxli*100/L-Rot max	24	<b>78</b>	98	27	<b>75</b>	98	<b>0,36</b>
<b>EMG-Parameter: Elektrische Aktivität [mV]</b>							
Relaxre (in°)	78,2	<b>52,7</b>	18,7	84,9	<b>51,9</b>	15,1	<b>0,9</b>
Relaxli (in°)	18,6	<b>55,1</b>	83,9	18,7	<b>51,8</b>	87,9	<b>0,37</b>
Relax <sub>re</sub> - Relax <sub>li</sub>	-34,2	<b>-2,1</b>	43,5	-48,5	<b>-0,9</b>	32,6	<b>0,5</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub>	2,86	<b>12,13</b>	65,55	1,98	<b>10,79</b>	102,57	<b>0,72</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub>	0,16	<b>0,92</b>	5,97	0,1	<b>0,99</b>	5,18	<b>0,58</b>
EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	1,8	<b>7,54</b>	58,79	2,02	<b>8,2</b>	91,16	<b>0,53</b>
EMG Rot kontra <sub>li</sub>	0,13	<b>1,03</b>	8,37	0,11	<b>1,22</b>	5,44	<b>0,61</b>
EMG Rot ipsi <sub>re</sub> -EMG Rot ipsi <sub>li</sub>	-44,86	<b>2,58</b>	57,69	-51,8	<b>1,62</b>	94,26	<b>0,62</b>
EMG Rot kontra <sub>re</sub> -EMG Rot kontra <sub>li</sub>	-7,67	<b>-0,14</b>	2,52	-4,5	<b>-0,05</b>	7,94	<b>0,69</b>

#### 3.3.2.1. Bewegungsumfang

Die Bewegungsumfänge bei Rotation in 0° Flexion/Extension sind von der Bewegungsgeschwindigkeit unabhängig.

#### 3.3.2.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Auch die EMG Parameter bei Rotation in 0° Flexion/Extension sind von der Bewegungsgeschwindigkeit unabhängig.



## 4. DISKUSSION

---

In der hier vorgestellten Studie mit 90 Probanden wird der Einfluss von Alter, Geschlecht und Bewegungsgeschwindigkeit auf die elektrische Aktivität des M. semispinalis capitis (SPC) und das Bewegungsausmaß der Halswirbelsäule bei Flexions-, Extensions- und Rotationsbewegungen untersucht. Im Vergleich zu bisherigen Untersuchungen des SPC kann unsere Studie eine weitaus größere Probandenzahl vorweisen.

Rezasoltani untersuchte in seiner ultraschallgesteuerten Studie insgesamt 28 Personen [61]. Cromwells und Keshner werteten in ihren Untersuchungen 2001 und 1995 jeweils EMG-Daten von 8 Probanden aus [16] [39]. Vasavada schloss 2002 12 Probanden in die EMG-Untersuchung ein [79]. In der Fine-Wire-EMG Studie von Gabriel im Jahr 2004 wurden 18 Probanden gemessen [24].

Für unsere Untersuchung wurde als Vertreter der Nackenmuskeln der M. semispinalis capitis gewählt. Es konnte festgestellt werden, dass der SPC den größten Durchmesser der dorsalen Halsmuskulatur besitzt und dass sich sein Muskelquerschnitt während unterschiedlicher Körperpositionen kaum verändert [61]. Diese Eigenschaft erleichtert die Punktion des Muskels für die intramuskuläre Elektrodenlokalisierung. Weiterhin überspannt der SPC im Gegensatz zu anderen Nackenmuskeln die Halswirbelsäule über ihre gesamte Länge und ist somit an allen Bewegungen beteiligt. Zudem konnte die Beteiligung an verschiedenen neuromuskulären Reflexen festgestellt werden [16] [69] [39] [1]. Aufgrund der oben genannten Eigenschaften ist der SPC ein repräsentativer Vertreter der Nackenmuskulatur.

Der Muskel ist bei beidseitiger Kontraktion an Extensions- und bei einseitiger Kontraktion an Rotationsbewegungen zur ipsilateralen Seite beteiligt.

1988 stellt Nolan in einer biomechanischen Studie anhand von InVitro-Experimenten die Extensionsbewegung als Hauptfunktion des SPC fest. [50]. 1995 beweist dies auch Conley mit Hilfe eines MRI-Verfahrens. Dabei stellt er fest, dass der SPC sein größtes Kraftmoment in maximaler Extension entwickelt [15]. Auch Rezasoltani unterstützte mit einer sonographiegesteuerten Untersuchung

von 2002 die Aussage, dass der SPC bei der Extensionsbewegung des Kopfes beteiligt sein muss [62].

Über die Beteiligung des SPC an der Rotationsbewegung des Kopfes herrscht keine Einigkeit. Conley beschreibt 1995, dass sowohl der kontra- als auch ipsilaterale SPC bei Rotationsbewegungen des Kopfes beteiligt ist [15]. 1998 wird von Vasavada ausschließlich die Beteiligung des kontralateralen SPC bei Rotationsbewegungen des Kopfes gezeigt [78].

In bisherigen Untersuchungen des SPC wurden verschiedene Verfahren verwendet. Computer- oder biomechanische Modelle bzw. bildgebende Verfahren sind jedoch mit unterschiedlichen Problemen behaftet.

Sie stellen kein genaues Abbild der Realität dar. Es können weder alle anatomischen Details noch die Vorgänge im Muskel des Menschen exakt reproduziert werden. Bei InVitro-Experimenten, die oft in biomechanischen Studien zur Anwendung kommen, muss zur genauen Untersuchung immer ein Teil des Bindegewebes, der Muskulatur oder des Bandapparates entfernt werden, was Ergebnisse bis zu einem gewissen Grad beeinträchtigt. Zudem können in InVitro-Experimenten bzw. bildgebenden Verfahren auf die Muskulatur einwirkende Reflexe sowie die elektrische Aktivität der Muskeln nicht untersucht werden. Es bleibt damit unbekannt, ob ein Muskel aktiv oder passiv seine Größe verändert. Weiter kann die durch Muskulatur oder Bindegewebe verursachte Weichteilhemmung bei bestimmten Bewegungen während biomechanischer Untersuchungen nicht oder nur schlecht dargestellt werden.

Die Elektromyographie (EMG) misst die elektrische Aktivität einzelner Muskeln oder Muskelgruppen und erlaubt dadurch Rückschlüsse über deren Funktion bzw. Beteiligung an bestimmten Bewegungen. Jede Bewegung ist geprägt von typischen Aktivitätsmustern der beteiligten Muskeln. Die muskuläre Aktivität kann dabei deutlich von der in biomechanischen Tests erwarteten Funktionsrichtung abweichen.

## **Funktionsnachweis des M. semispinalis capitis im EMG-Verfahren:**

Um festzustellen wie sich die Aktivität des SPC bei Bewegungen der Halswirbelsäule verändert, wurden verschiedene statische und dynamische EMG-Untersuchungen durchgeführt [24] [62] [79].

### Flexions-/Extensionsfunktion des SPC:

Schon 1974 stellte Takebe fest, dass der SPC bei der Extensionsbewegung des Kopfes eine wichtige Rolle spielt. 1985 bewies Schultz et al. einen Aktivitätsverlust des SPC bei Flexion des Kopfes. Mayoux Benhamou bestätigte 1997 im dynamischen EMG-Verfahren zum einen, dass der SPC bei Extensionsbewegungen beteiligt ist und zum anderen, dass der SPC bei Flexionsbewegungen an Aktivität verliert [44]. Auch Vasavada wies die Extensionsbewegung als Funktion des SPC im Jahr 2002 nach, indem sie untersuchte wie sich die Aktivität des SPC bei statischer Kraftentwicklung in verschiedenen Positionen der HWS und des Kopfes verändert.

### Rotationsfunktion des SPC:

Abweichend von dem oben genannten Nicht-EMG-Verfahren Conleys, der sowohl die ipsi- als auch kontralaterale Beteiligung des SPC an der Rotationsbewegung feststellte, konnte durch die dynamische EMG-Untersuchung des SPC durch Mayoux Benhamou lediglich die Beteiligung des ipsilateralen SPC an der Rotation des Kopfes bewiesen werden [15] [44].

## **4.1. Einfluss des ALTERS auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des M. Semispinalis capitis**

### 4.1.1. Bewegungsumfang

Betrachtet man im Ergebnisteil die Werte der Bewegungsumfänge, so zeigt sich, dass bei der Flexionsbewegung keine Altersabhängigkeit vorliegt, jedoch die Extensions- und Rotationsbewegung mit steigendem Alter eher abnehmen.

Eine Multivarianzanalyse von Simpson et al. aus dem Jahr 2008 beschreibt die Abhängigkeit des Bewegungsausmaßes der HWS von Alter [71]. Simpson et al. gibt an, dass sich unabhängig vom Degenerationsgrad der Wirbelsäule das Bewegungsausmaß bei Flexion/Extension alle 10 Jahre um ca. 5 % reduziert [71]. Eine Studie von Demaille-Wlodyka aus dem Jahr 2007 bestätigt ebenfalls einen Zusammenhang zwischen Alter und Beweglichkeit. Er stellt eine signifikante Abnahme der Beweglichkeit bei Flexion, Extension und Rotation in Korrelation mit dem Alter der Probanden fest [17]. Zum gleichen Resultat gelangt auch Tederko 2004 in seiner Untersuchung von 99 gesunden Probanden und Sforza 2002 [68] [75], sowie weitere Untersucher [3] [75] [56].

Bei der Rotationsbewegung, die mit Flexion gekoppelt wurde, zeigt sich keine altersabhängige Bewegungseinschränkung. Hingegen ist die Rotation in Extension altersabhängig eingeschränkt. Offensichtlich wirkt sich bei dieser gekoppelten Bewegung der altersabhängige Effekt bei Extensionsbewegungen aus.

Die Ergebnisse in unserem Kollektiv unterscheiden sich von anderen Studien dahingehend, dass eine altersabhängige Einschränkung der Flexion nicht beobachtet werden konnte.

Die Ursache des geringeren Bewegungsausmaßes im Alter ist von vielen Faktoren abhängig.

Eine Studie von Hollmann et al. beschreibt unter anderem die folgenden Veränderungen im alternden Körper: Verlust an Muskelmasse, Abnahme des mitochondrialen Volumens und der Enzymaktivität in den Zellkernen, Verringerung des Myoglobin- und Glykogengehaltes in den Muskelzellen, geringere Kapillarisationsrate im Skelettmuskel, Reduktion von Knochendichte und Knochenmineralisierung [34]. Durch die genannten Faktoren ist unter Anderem eine Kraftminderung sowie eine schnellere Ermüdung der Muskulatur zu erwarten.

Candow beschreibt 2005 ebenfalls eine Verringerung der Muskelmasse, Kraftmomente und Bewegungsgeschwindigkeit des älteren im Vergleich zum jungen Menschen [9]. Auch Capranica et al. kann 2004 Veränderungen wie Muskelschwäche, verlängerte Reaktionszeiten und veränderte Reflexe bei der Muskeldehnung im Alter feststellen, die auf die gesamten Bewegungsabläufe Einfluss nehmen können [10].

Die von uns festgestellte altersabhängige geringere Beweglichkeit resultiert möglicherweise daraus, dass die verbleibende Kraft und Ausdauer der Muskulatur nicht mehr ausreicht um den bei zunehmender Bewegungsamplitude durch das Binde- und Stützgewebe steigenden Widerstand zu überwinden. Verstärkend wirkt auf den Widerstand sicher auch der mit dem Alter zunehmende Elastizitätsverlust, des Bandapparates und der Bandscheiben, den beispielsweise Roughley 2004 und Freemont 2007 in ihren Studien beschreiben. [64] [22]

Auch die Veränderung der Koordinationsfähigkeit könnte ein Grund für die Abnahme der Beweglichkeit im Alter darstellen. Verschiedene Studien konnten zeigen, dass ältere Menschen aufgrund der konstanten Abnahme von motorischen, sensorischen und integrativen Funktionen [28] [42] [53] [57] sowohl ihre Bewegungsamplitude als auch -geschwindigkeit reduzieren.

Strukturelle Veränderungen an Knochen und Gelenken wie osteophytäre Anbauten, Facettengelenksarthrose oder durch Spondylose veränderte Bewegungsabläufe könnten weitere Gründe für geringere Bewegungsausmaße im Alter sein. Andere mögliche Ursachen stellen degenerative Veränderungen der cervicalen Bandscheiben, die zu einer Höhenminderung und einem Elastizitätsverlust derselben führen, dar [55] [64]. Auch eine durch Osteoporose [36] bedingte Verformungen des Knochens könnte ein mechanisches Hindernis darstellen, das die geringere Beweglichkeit im Alter erklärt. Eine durch Arteriosklerose bedingte schlechtere Durchblutung der HWS-Strukturen könnte zur verminderten Elastizität des Bandapparates führen und somit die Beweglichkeit im Alter weiter verschlechtern. [22]

#### 4.1.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die EMG Parameter des SPC zeigen in unserer Studie für die Flexion und die Rotationsbewegungen keine eindeutige Altersabhängigkeit. Lediglich für die Extensionsbewegung besteht für drei von vier Parametern eine signifikante Abnahme der Aktivität des SPC mit zunehmendem Alter. Eine gewisse Altersabhängigkeit scheint somit für Parameter vorzuliegen, die eine konzentrische Aktivität des Muskels beschreiben, für Parameter, die das Relaxationsverhalten des Muskels beschreiben, scheint das Alter keinen relevanten Einfluss auszuüben.

Brown et al. beschreibt bereits 1988, dass sich die Anzahl der motorischen Einheiten beim über 60jährigen halbiert [7]. Verschiedene Autoren beschreiben den Verlust an Muskelmasse im alternden Menschen [34] [9] [23].

Es ist nachvollziehbar, dass eine Abnahme der Anzahl der motorischen Einheiten und des Muskelquerschnitts die muskuläre Aktivität negativ beeinflussen kann. Dies könnte die Abnahme der EMG Aktivität bei den Extensions-Parametern erklären.

## **4.2. Einfluss des GESCHLECHTS auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des M. Semispinalis capitis**

### 4.2.1. Bewegungsumfang

In unserer Studie zeigten sich keine relevanten geschlechtsabhängigen Unterschiede der einzelnen Bewegungsparameter zwischen Männern und Frauen. Teilweise kann bei Rotationsbewegungen eine minimal höhere Beweglichkeit und frühere Relaxation der Frauen gegenüber Männern festgestellt werden. Diese sind jedoch nicht signifikant und so gering, dass eine klinische Relevanz fraglich ist.

In bisher durchgeführten Studien konnte immer wieder festgestellt werden, dass Frauen eine größere Beweglichkeit der HWS sowohl bei Flexion und Extension, als auch bei Rotationsbewegungen aufweisen als Männer. Simpson et al. zeigt 2008 in seiner Multivarianzstudie einen signifikanten Zusammenhang zwischen Geschlecht und Bewegungsausmaß für den Bereich C2/C3. Das Bewegungsausmaß bei Männern liegt hier für die Flexion- und Extensionsbewegung um 1,3° niedriger als bei Frauen [71].

Chen beschreibt in seiner Meta-Analyse von 1999, dass Frauen eine generell größere Beweglichkeit der HWS aufweisen als Männer [13]. Auch McClure gelangt 1998 zu diesem Resultat [45]. Castro unterstützt die oben genannte Aussage in seiner Studie 2000, zeigt eine größere Beweglichkeit bei Frauen erst ab dem 70. Lebensjahr auf [11]. Ferrario stellt 2002 eine höhere Beweglichkeit von Frauen gegenüber Männern bei Flexion und Extension fest [21]. Dvorak findet bereits 1991 heraus, dass vor allem im Atlantooccipitlagelenk und Segment C5/C6 ein signifikant höheres Beweglichkeitsausmaß von Frauen gegenüber Männern [18] besteht. Auch Stemper et al. kommt im Jahr 2003 bei der Untersuchung von 10 vollständigen Kopf-Hals-Kadavern von je 5 Frauen und 5 Männern zum gleichen Ergebnis [73].

Bei den Rotationsbewegungen zeigt sich in unserer Studie bei der Untersuchung der Seitendifferenz konstant ein höheres Bewegungsausmaß bei Linksrotation gegenüber der Rechtsrotation sowohl bei Männern als auch bei Frauen. Zum gleichen Ergebnis kommt auch Demaille-Wlodyka in seiner Studie 2007. Einen geschlechtsabhängigen Unterschied bei der maximalen Bewegungsamplitude kann er jedoch nicht feststellen [17]. Weiter sind Frauen in unserer Studie in der

tiefen Rotation minimal beweglicher als Männer. Zum gleichen Ergebnis kommt auch Ferrario 2002. In seiner Studie erreichen Frauen durchschnittlich bei horizontaler Rotation ein Bewegungsausmaß von 162° während Männer nur 155° erzielen [21].

Obwohl viele Autoren eine größere Beweglichkeit der HWS von Frauen gegenüber Männern beschreiben, gibt es einige Autoren, die dies nicht bestätigen können. Tederko gibt an, in seiner Untersuchung im Jahr 2004 keine geschlechtsabhängigen Unterschiede in der aktiven Beweglichkeit festgestellt zu haben [75]. Auch Qi kommt 2000 zum Resultat, dass die Beweglichkeit der HWS nicht vom Geschlecht der Probanden abhängig ist [56]. Feipel kann 1999 ebenfalls keine geschlechtsabhängigen Unterschiede der Beweglichkeit der HWS nachweisen [20]. Bereits 1989 wird durch Lind und 1996 auch durch Trott diese Aussage unterstützt [46] [76].

Von Hayashi et al. wird festgestellt, dass sich im Bereich C5/C6 am häufigsten und auch am stärksten ausgeprägte degenerative Veränderungen der HWS finden lassen [29]. Sollte diese bei Männern nun schneller oder früher einsetzen als bei Frauen, könnte dies eine Ursache dafür darstellen, dass, wie in unserer Untersuchung gezeigt, die HWS bei Männern schneller als bei Frauen an Beweglichkeit verliert.

Ein möglicher Faktor, der diese Degeneration der HWS beeinflusst, stellt die postmenopausale Osteoporose dar, die bei Frauen zu Veränderungen im HWS-Bereich führt [48]. Denkbar wäre auch, dass junge Frauen evtl. durch eine höhere Elastizität im Band- und Muskelapparat oder generell geringer vorhandene Muskelmasse eine höhere Beweglichkeit aufweisen als Männer. Vasavada et al. beschreibt 2008, dass die weibliche HWS im Durchschnitt 9-16% kleiner ist als die des Mannes. Zudem wird angegeben, dass die Muskulatur der Frau bei Flexion (32%) und Extension (20%) signifikant schwächer ist als beim Mann [77]. Auch dies könnte die Beweglichkeit der HWS geschlechtsabhängig beeinflussen. Gegen die meist beschriebene höhere Beweglichkeit von Frauen gegenüber Männern spricht die Tatsache, dass Frauen häufiger an Nackenschmerzen leiden als Männer [32]. Eine Studie von Lee et al. aus dem Jahr 2005 zeigt eine um so stärker verminderte Beweglichkeit der HWS je häufiger Probanden über Nackenschmerzen klagten [40]. In unserer Untersuchung war jedoch ein Ausschlusskriterium unter chronischen Nacken- oder Schulterschmerzen zu



leiden, was eine mögliche Ursache für die fast identischen Bewegungsausmaße zwischen Männern und Frauen darstellen könnte.

#### 4.2.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

In unserer Studie konnten keine signifikanten geschlechtsabhängigen Unterschiede der muskulären Aktivität festgestellt werden. Harwood et al. hingegen beschreibt 2008 in einer Untersuchung des M. biceps femoris und des M. vastus lateralis verschiedene Veränderungen der Aktionspotentiale von Frauen gegenüber Männern. Der SPC wurde leider nicht untersucht. Harwood begründet die geschlechtlichen Unterschiede mit der Tatsache, dass Frauen im Vergleich zu Männern in Relation schwächer sind [27].

Rankin stellt 2005 in einer ultraschallgesteuerten Studie signifikante Geschlechtsunterschiede in Form und Größe des SPC fest. Wenn nun die Aktivität des Muskels mit seinem Querschnitt korreliert, kann davon ausgegangen werden, dass auch das Aktivitätsniveau bis zu einem gewissen Grad nicht nur vom Alter, sondern auch vom Geschlecht abhängig ist [60].

Generell ist die muskuläre Aktivität im EMG von verschiedenen Faktoren abhängig: die Platzierung der Elektroden, die intramuskuläre Ionenkonzentration und Spannung, der Kraftaufwand und die damit verbundene Rekrutierung motorischer Einheiten sowie die Art der Muskulatur. Alle genannten Faktoren können das gemessene elektrische Potential beeinflussen [35] [37] und variieren vermutlich individuell sehr stark. Von einer Geschlechtsabhängigkeit dieser Faktoren ist nicht auszugehen. Dies könnte der Grund sein, warum auch wir keine Geschlechtsabhängigkeit der elektrischen Aktivität des SPC nachweisen können.

### **4.3. Einfluss der BEWEGUNGSGESCHWINDIGKEIT auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des M. Semispinalis capitis**

#### 4.3.1. Bewegungsumfang

Beim Vergleich der schnellen und langsamen Bewegungsmuster können sowohl für die Flexions- und Extensions- als auch die Rotationsbewegung keine relevanten Unterschiede des Bewegungsumfangs bei den 90 Probanden festgestellt werden.

In der aktuellen Literatur liegen keine vergleichbaren Studien vor, die das Bewegungsausmaß der HWS und das elektrische Aktivitätsmuster des SPC in Abhängigkeit der Bewegungsgeschwindigkeit untersucht haben.

Denkbare Ursachen warum die Bewegungsgeschwindigkeit keinen Einfluss auf die Bewegungsumfänge der HWS nimmt, sind dass diese durch die knöcherne Form sowie die Elastizität des Band- und Muskelapparats der HWS limitiert sind. Durch eine schnell oder langsam ausgeführte Bewegung verändern sich diese strukturellen Gegebenheiten der HWS nicht. Somit können auch keine größeren Bewegungsumfänge dadurch erreicht werden, eine Bewegung schneller bzw. langsamer auszuführen. Vorstellbar ist, dass bei ausreichend großer Bewegungsgeschwindigkeit eine so große Kraft entwickelt würde, dass ligamentäre Strukturen kurzfristig überdehnt und dadurch ein höheres Bewegungsausmaß erreicht werden könnte. Um einen solchen Effekt zu beobachten war die Bewegungsgeschwindigkeit in unserer Studie jedoch nicht ausreichend. Ein solcher Versuch würde jedoch das Verletzungsrisiko der Probanden erhöhen und wäre ethisch daher bedenklich. Aus dem Sportbereich ist bekannt, dass Beweglichkeit in Gelenken durch intensives Dehntraining verbessert werden kann. Um dies zu erreichen müssen jedoch über längere Zeiträume wiederholt und gezielt Reize zur Umstrukturierung des Knochen-, Muskel- und Bandapparates gesetzt werden [26] [63] [65]. Die Geschwindigkeit einer durchgeführten Bewegung scheint hierbei keine Rolle zu spielen.

### 4.3.2. Elektrisches Aktivitätsmuster

Die Messung der elektrischen Aktivität ergibt keinen signifikanten Unterschied zwischen langsamer und schneller Bewegung bei der Rotation. Bei Flexion zeigt der SPC rechts isoliert einen signifikanten Unterschied zwischen langsamer und schneller Bewegung, wobei dies auf die extrem hohen Werte (9,35 und 5,01) von zwei Probandinnen der mittleren Altersklasse zurückgeführt werden kann.

Eine Geschwindigkeitsabhängigkeit der muskulären Aktivität war nur bei den Parametern zu erwarten, die während der Bewegung gemessen wurden (*für Flexion/Extension: EMG Ext<sub>re</sub>; EMG Ext<sub>li</sub>; EMG Ext<sub>re</sub> – EMG Ext<sub>li</sub> bzw. für Rotation: EMG Rot ipsi<sub>re</sub>; EMG Rot ipsi<sub>li</sub>; EMG Rot ipsi<sub>re</sub> – EMG Rot ipsi<sub>li</sub>*).

Im Gegensatz dazu war geschwindigkeitsabhängige Aktivitätsänderung bei Parametern, die am Ende einer jeweiligen Bewegung in Ruheposition bestimmt wurden, unwahrscheinlich (*EMG Flex<sub>re</sub>; EMG Flex<sub>li</sub>; EMG Flex<sub>li</sub> - EMG Flex<sub>re</sub> bzw. Relax<sub>re</sub>; Relax<sub>li</sub>; Relax<sub>re</sub> – Relax<sub>li</sub>; EMG Rot kontra<sub>re</sub>; EMG Rot kontra<sub>li</sub>; EMG Rot kontra<sub>re</sub> – EMG Rot kontra<sub>li</sub>*).

Tal'nov et al. finden 1997 einen Zusammenhang zwischen Bewegungsgeschwindigkeit und elektrischer Muskelaktivität. Er untersucht die Veränderung des elektrischen Potentials der Ellenbogenflexoren in statischer und dynamischer Flexion. Hierbei fällt ihm auf, dass bei schneller Flexion die Phase des Aktivitätsanstieges am Kontraktionsbeginn und des Aktivitätsabfalls am Ende der Kontraktion generell kürzer zu sein scheint, als bei der langsamen Bewegung. Dies gibt er als ein vorläufiges Ergebnis an, welches noch genauer untersucht werden müsste [74]. Diese Phänomene konnten auch in unserer Studie beobachtet werden. Allerdings werden diese nicht explizit in einem Parameter repräsentiert.

Masakado untersucht 1995 den Einfluss der Bewegungsgeschwindigkeit auf das elektrische Potential der einzelnen motorischen Einheit. Dabei zeigen sich gewisse geschwindigkeitsabhängige Veränderungen der Reizschwelle und Feuerrate der einzelnen motorischen Einheit. Masakado entdeckte, dass die Feuerrate der motorischen Einheit mit der erhöhten Bewegungsgeschwindigkeit steigt [43]. Hieraus ließe sich nun schließen, dass das elektrische Potential des Muskels durch die höhere Bewegungsgeschwindigkeit und die in der Summe der motorischen Einheiten erhöhte Feuerrate ebenfalls ansteigen müsste.

Ein Grund, warum die Muskelaktivität bei den in Bewegung bestimmten Parametern dennoch keine geschwindigkeitsabhängige Veränderung zeigt, ist möglicherweise, dass die Geschwindigkeitsdifferenz zwischen langsam und schnell durchgeführter Bewegung nicht groß genug war. Für die Bewegung des Kopfes ist eine gewisse Muskelspannung und Kraft notwendig. Diese ist bei einer Bewegung gleich, wenn sie nicht z.B. gegen Widerstand oder mit einer zusätzlichen Last auf dem Kopf ausgeführt wird. Verändert man die Bewegungsgeschwindigkeit, so erfordert die Überwindung der Massenträgheit des Kopfes eine höhere Muskelspannung und damit vielleicht auch eine höhere Muskelaktivität. Ist diese nun bei den unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten nicht stark genug verändert, kann auch keine geschwindigkeitsabhängige Aktivitätsveränderung festgestellt werden.

#### **4.4. Einfluss der KOPFHALTUNG auf die Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und das elektrische Aktivitätsmuster des M. Semispinalis capitis**

Betrachtet man die Ergebnisse unserer Bewegungstests, so wird deutlich, dass ein Zusammenhang zwischen Kopfhaltung und dem elektrischen Aktivitätsniveau des SPC bzw. der Bewegungsumfänge der HWS besteht.

Bei der Rotation in maximaler Flexionshaltung sind die Bewegungsumfänge und das elektrische Aktivitätsniveau des SPC insgesamt deutlich kleiner als bei der Rotation in 0° Flexion/Extension. Das Gleiche gilt für die Bewegungsumfänge der Rotation in maximaler Extension. Vergleicht man diese mit den Werten der Rotation in 0° Flexion/Extension, so sieht man auch hier ein konstant geringeres Bewegungsausmaß als in neutraler Kopfhaltung. Auffällig ist, dass sich die elektrische Aktivität bei Rotation in maximaler Extensionshaltung kaum von der in 0° Flexion/Extension unterscheidet.

Die Ursache für das deutlich geringere Bewegungsausmaß in maximaler Flexion verglichen zur Rotation in 0° Flexion/Extension liegt vermutlich am strukturellen Aufbau der HWS. Durch die flektierte Haltung des Kopfes ist die Muskulatur im Nacken vorgespannt. Möglicherweise kann dadurch nur noch eine gewisse Rotation der HWS erreicht werden, bevor die maximale Ausdehnung des SPC erreicht ist. Zudem wird die Rotationsbewegung in maximaler Flexion sowohl durch den knöchernen Aufbau der HWS als auch die Flexibilität des Kapsel-Band-Apparates limitiert. Eventuell könnte auch hier durch Beweglichkeitstraining eine gewisse Vergrößerung des Bewegungsausmaßes erreicht werden [26] [63] [65].

Die Ursache des geringeren Bewegungsausmaßes in maximaler Extension ist vermutlich ähnlich. Begrenzt ist auch hier die Beweglichkeit durch strukturelle Gegebenheiten der HWS.

Anders als bei Flexion besteht hier jedoch keine Vorspannung des SPC, da dieser durch die Extensionshaltung nicht gedehnt, sondern kontrahiert wird [15] [50] [62]. Begrenzt wird die Bewegung muskulär hier ventral vor allem durch den M. sternocleidomastoideus, das Platysma oder die hyoidale Muskelgruppe. Eine

weitere Ursache der verminderten Beweglichkeit stellt hier möglicherweise auch ein Mangel an Koordinationsfähigkeit und Kraft dar. Diese Bewegung wird im Alltag von vielen Probanden nur äußerst selten ausgeführt und auch während der Messung als sehr anstrengend und unangenehm empfunden.

Die Begründung der geringeren elektrischen Aktivität des SPC bei Rotation in maximaler Flexion kann durch die bereits zuvor beschriebenen Funktionen des SPC erklärt werden. Es wurde gezeigt, dass der SPC bei der Flexionsbewegungen an Aktivität verliert und vor allem bei Extension und Rotation in 0° Flexion beteiligt ist [44]. Die Rotationsfunktion in Flexionsstellung des Kopfes übernimmt demnach größtenteils die ventrale und laterale Halsmuskulatur wie der M. Sternocleidomastoideus und M. Trapezius [70].

Die Ursache für das fast identische elektrische Potential des SPC bei Rotation in maximaler Extension liegt am ehesten darin, dass sich trotz subjektiv empfundener höherer Kraftanstrengung der Probanden die tatsächlich aufzubringende Spannung und Kraft des SPC nicht von der bei Rotation in 0° Flexion/Extension unterscheidet. Dadurch zeigt sich ein fast identisches Aktivitätsmuster bei den beiden Bewegungen.

#### **4.5. Schlussfolgerung:**

Eine konstant signifikante Altersabhängigkeit des Bewegungsausmaßes und der Aktivität des SPC kann in unserer Studie nicht bewiesen werden. Es zeigt sich aber auch bei uns, im Einklang mit etlichen Studien, eine deutliche Tendenz zur Abnahme der Beweglichkeit bei steigendem Alter [3] [18] [58] [68] [71]. Dieser Trend war auch bei der Aktivität, vor allem bei aktiver Kontraktion des SPC, jedoch nicht signifikant bemerkbar.

Relevante geschlechtsabhängige Unterschiede der Bewegungsparameter liegen nicht vor. In der Literatur finden sich hierzu keine einheitlichen Studienergebnisse. Die Elektrische Aktivität des SPC ist nicht geschlechtsabhängig.

Eine Abhängigkeit des Bewegungsumfanges und der elektrischen Aktivität des SPC von der Bewegungsgeschwindigkeit ist von uns nicht nachzuweisen. In zwei Studien wird eine Geschwindigkeitsabhängigkeit der elektrischen Aktivität beschrieben [41] [74], Untersuchungen zum Bewegungsumfang in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit liegen aktuell nicht vor.

Ein Einfluss der Kopfhaltung auf Bewegungsausmaß und elektrische Aktivität des SPC war klar erkennbar, Signifikanzen wurden jedoch nicht erreicht. Sowohl Aktivität als auch Bewegungsausmaß waren in flektierter bzw. extendierter Kopfhaltung deutlich geringer als bei Rotation in 0° Flexion/Extension.

## 5. ZUSAMMENFASSUNG

---

Leichtgradige Schleuderverletzungen der Halswirbelsäule, Quebec Task Force Grad I und II haben in den letzten Jahren stark zugenommen. Sie stellen, da sie häufig mit einer längeren behandlungsbedürftigen Krankheitsperiode verbunden sind, medizinisch und auch ökonomisch ein bedeutendes Krankheitsbild unserer Gesellschaft dar.

Nur 3% der Schleuderverletzungen zeigen radiologisch nachweisbare Veränderungen. Der Großteil der Verletzten bietet lediglich Funktionseinschränkungen der HWS (Halswirbelsäule). Diese sind abgesehen von der Bestimmung des Bewegungsumfangs kaum untersucht, geschweige denn verstanden.

Diese Studie untersucht den Einfluss der Faktoren Alter, Geschlecht und Bewegungsgeschwindigkeit auf den Bewegungsumfang der Halswirbelsäule und die elektrische Aktivität des SPC (Musculus semispinalis capitis) in 90 gesunden Probanden. Zunächst wurden Fadenelektroden in den rechten und linken SPC eingebracht. Die Probanden wurden mittels eines Head-Mounted-Display, in eine virtuelle Szene versetzt. Die Szene zeigte eine Erdkugel, die in einem virtuellen Weltall definierte Bahnen beschrieb. Die Aufgabe bestand darin mit dem Blick den Bewegungen der Erdkugel zu folgen. Während der Proband dabei Extensions-, Flexions- und Rotationsbewegungen durchführte, wurden die elektromyographischen Potentiale des SPC mittels Fine-Wire-Elektroden abgeleitet und das Bewegungsausmaß der Halswirbelsäule bestimmt.

Eine **Altersabhängigkeit** des Bewegungsausmaßes und der Aktivität des SPC konnte in unserer Studie nicht beobachtet werden. Es zeigte sich aber in Übereinstimmung mit anderen Studien eine tendenzielle Abnahme der Beweglichkeit mit steigendem Alter der Probanden. Die EMG (Elektromyographie) Amplituden zeigten bei der konzentrischen Aktivität während Extension eine signifikante Abnahme mit dem Alter, während die exzentrischen Muskelaktivitäten während Flexion keine Abhängigkeit vom Alter, zeigen. Als Ursache des Beweglichkeits- und Aktivitätsverlustes kommen altersbedingte Veränderungen der Muskulatur wie Kraftminderung, schnellere Ermüdung, Verlust an



Muskelmasse, Abnahme der motorischen Einheiten, des mitochondrialen Volumens, der Enzymaktivität, des Myoglobin- und Glykogengehaltes der Muskelzellen und eine geringere Kapillarisationsrate der Muskulatur in Frage. Außerdem könnten der Elastizitätsverlust von Binde- und Stützgewebe, sowie strukturelle Veränderungen an Knochen und Gelenken wie Osteoporose, Osteophytenbildung oder Arthrose der Facettengelenke für oben genannte Ergebnisse verantwortlich sein.

Ein Einfluss des **Geschlechts** auf die elektrische Aktivität wurde nicht beobachtet. Die Beweglichkeit von Frauen war gegenüber der von Männern tendenziell etwas größer, jedoch nicht signifikant. Begründet werden kann dies damit, dass Frauen weniger Muskelmasse, sowie eine höhere Elastizität des Binde- und Stützgewebes vorweisen als Männer. Zudem sind bei Frauen die Gelenke und Knochen im HWS-Bereich kleiner als bei Männern. Weiter beginnen bei Männern degenerative Veränderungen früher, da Frauen durch den Östrogengehalt im Körper länger vor Osteoporose und degenerativen Veränderungen der HWS geschützt sind. Die Elektrische Aktivität ist von verschiedenen Parametern wie Elektrodenplatzierung, intramuskulärer Ionenkonzentration, Muskelspannung und Kraftaufwand, sowie der Rekrutierung motorischer Einheiten abhängig. Die individuellen Variationen scheinen zu ausgeprägt zu sein um einen geschlechtsabhängigen Unterschied feststellen zu können.

Auch die **Bewegungsgeschwindigkeit** hatte keinen Einfluss auf einen der untersuchten Parameter. Die Ursache für dieses Ergebnis besteht vermutlich darin, dass die Beweglichkeit durch die knöchernen Form der HWS und die Elastizität des Binde- und Stützgewebes, sowie des Muskelapparats limitiert wird. Diese Parameter ändern sich durch die Veränderung der Geschwindigkeit nicht. Zudem konnte keine geschwindigkeitsabhängige Aktivitätsänderung festgestellt werden. Vermutlich weil die Geschwindigkeitsdifferenz zwischen langsamer und schneller Bewegung nicht groß genug war.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass der Bewegungsumfang und die EMG Aktivität eher bei konzentrischen Muskelaktivitäten durch das Alter beeinflusst werden. Das Geschlecht und die Bewegungsgeschwindigkeit nehmen keinen relevanten Einfluss auf die untersuchten Funktionsparameter der HWS.

## 6. LITERATURVERZEICHNIS

---

- [1] Barlow D, Freedman W: Cervico-ocular reflex in the normal adult. *Acta Otolaryngol* 89: 487-496 (1980)
- [2] Berger M, Lechner-Steinleitner S, Hoffmann F, Schönegger J: Diagnose schmerzbedingter und simulierter zervikaler Bewegungsstörungen nach Akzelerations-Dezelerations-Trauma der Halswirbelsäule. *Schmerz* 12: 400-405 (1998)
- [3] Board D, Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA, Shender B, Paskoff G: Biomechanics of the aging spine. *Biomed Sci Instrum* 42: 1-6 (2006)
- [4] Borchgrevink G, Kaasa A, McDonald D, Stiles T, Haraldseth O, Lereim I: Acute Treatment of whiplash neck sprain injuries. A randomized treatment during the first 14 days after a car accident. *Spine* 23: 25-31 (1998)
- [5] Brault JR, Siegmund GP, Wheeler JB: Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. *Clin Biomech* 15: 426-435 (2000)
- [6] Brieter K: Es geht um Kopf und Kragen. Heckaufprall: Zehn Kleinwagensitze im ADAC-Crashtest. *ADAC Motorwelt* 10: 32-35 (2003)
- [7] Brown WF, Strong MJ, Snow R: Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle Nerve* 11: 423-432 (1988)
- [8] Burke JP, Orton HP, West J, Strachan IM, Hockey MS, Ferguson DG: Whiplash and its effect on the visual system. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 230: 335-339 (1992)
- [9] Candow DG, Chilibeck PD: Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60: 148-156 (2005)

- [10] Capranica L, Tessitore A, Olivieri B, Minganti C, Pesce C: Field evaluation of cycled coupled movements of hand and foot in older individuals. *Gerontology* 50: 399-406 (2004)
- [11] Castro WH, Sautmann A, Schilgen M, Sautmann M: Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination. *Spine* 25: 443-449 (2000)
- [12] Chappuis G, Soltermann B: Number and cost of claims linked to minor cervical trauma in Europe: results from the comparative study by CEA, AREDOC and CEREDOC. *Eur Spine J* 17: 1350-1357 (2008)
- [13] Chen J, Solinger AB, Poncet JF, Lantz CA: Meta-analysis of normative cervical motion. *Spine* 24: 1571-1578 (1999)
- [14] Claussen CF, Claussen E: Neurootological contributions to the diagnostic follow-up after whiplash injuries. *Acta Otolaryngol Suppl* 520: 53-56 (1995)
- [15] Conley MS, Meyer RA, Bloomberg JJ, Feedback DL, Dudley GA: Noninvasive analysis of human neck muscle function. *Spine* 20: 2505-2512 (1995)
- [16] Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, Stern-Sylvestre SM, Seder B: Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther* 31: 255-262 (2001)
- [17] Demaille-Wlodyka S, Chiquet C, Lavaste JF, Skalli W, Revel M, Poiraudau S: Cervical range of motion and cephalic kinesthesia: ultrasonographic analysis by age and sex. *Spine* 32: 254-261 (2007)
- [18] Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, Antinnes JA: In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. *J Orthop Res* 9: 828-834 (1991)

- [19] Erdmann H: Die versicherungsrechtliche Bewertungen des Schleudertraumas. In: Hohmann D, Kügelgen B, Liebig K, Schirmer M (Hrsg) Neuroorthopädie 1: Halswirbelsäulenerkrankungen mit Beteiligung des Nervensystems, Springer, Heidelberg, S. 245-250 (1983)
- [20] Feipel V, Rondelet B, Le Pallec J, Rooze M: Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. Clin Biomech 14: 462-470 (1999)
- [21] Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Grassi G, Mossi E: Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults. J Orthop Res 20: 122-129 (2002)
- [22] Freemont AJ, Hoyland JA: Morphology, mechanisms and pathology of musculoskeletal ageing. J Pathol 211: 252-259 (2007)
- [23] Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R: Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. J Appl Physiol 88: 1321-1326 (2000)
- [24] Gabriel DA, Matsumoto JY, Davis DH, Currier BL, An KN: Multidirectional neck strength and electromyographic activity for normal controls. Clin Biomech 19: 653-658 (2004)
- [25] Giebel GD, Edelmann M, Huser R: Sprain of the cervical spine: early functional vs. immobilization treatment. Zentralbl Chir 122: 517-521 (1997)
- [26] Halbertsma JP, van Bolhuis AI, Goeken LN: Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. Arch Phys Med Rehabil 77: 688-692 (1996)
- [27] Harwood B, Edwards DL, Jakobi JM: Age- and sex-related differences in muscle activation for a discrete functional task. Eur J Appl Physiol 103: 677-86 (2008)

- [28] Hay L, Bard C, Fleury M, Teasdale N: Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp Brain Res* 108: 129-139 (1996)
- [29] Hayashi H, Okada K, Hashimoto J, Tada K, Ueno R: Cervical spondylotic myelopathy in the aged patient. A radiographic evaluation of the aging changes in the cervical spine and etiologic factors of myelopathy. *Spine* 13: 618-625 (1988)
- [30] Hehling W: Relevanz der Früherkennung und Behandlung von Unfallfolgezuständen im berufsgenossenschaftlichen Heilverfahren - dargestellt am Beispiel der HWS Distorsion. Vortrag auf der Fachtagung "Optimierung der Diagnostik und Therapie von Weichteildistorsionen der Halswirbelsäule", Berlin-Marzahn (2002)
- [31] Hildingsson C, Toolanen G: Outcome after soft-tissue injury of the cervical spine. A prospective study of 93 car-accident victims. *Acta Orthop Scand* 61: 357-359 (1990)
- [32] Hogg-Johnson S, van der Velde G, Carroll LJ, Holm LW, Cassidy JD, Guzman J, Cote P, Haldeman S, Ammendolia C, Carragee E, Hurwitz E, Nordin M, Peloso P: The burden and determinants of neck pain in the general population: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Spine* 33: 39-51 (2008)
- [33] Hohl M: Soft-tissue injuries of the neck in automobile accidents. Factors influencing prognosis. *J Bone Joint Surg Am* 56: 1675-1682 (1974)
- [34] Hollmann W, Struder HK, Tagarakis CV, King G: Physical activity and the elderly. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 14: 730-739 (2007)
- [35] Huppertz HJ, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, Heimann G: Diagnostic yield of noninvasive high spatial resolution electromyography in neuromuscular diseases. *Muscle Nerve* 20: 1360-1370 (1997)

- [36] Hyder JA, Allison MA, Criqui MH, Wright CM: Association between systemic calcified atherosclerosis and bone density. *Calcif Tissue Int* 80: 301-306 (2007)
- [37] Kaufmann DM: High-Spatial-Resolution-Elektromyographie bei gesunden Probanden: Einfluss von Alter und Kraft. Med Dissertation, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik Aachen (2000)
- [38] Keidel M: Der posttraumatische Verlauf nach zervikozephaler Beschleunigungsverletzung. Klinische, neuropsychologische Aspekte. In: Krügelgen, B. (Hrsg) *Neuroorthopädie 6: Distorsionen der Halswirbelsäule*, Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 874-890 (1995)
- [39] Keshner EA, Cromwell RL, Peterson BW: Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *J Neurophysiol* 73: 2302-2312 (1995)
- [40] Lee H, Nicholson LL, Adams RD, Bae SS: Proprioception and rotation range sensitization associated with subclinical neck pain. *Spine* 30: 60-67 (2005)
- [41] Lucka J: Neue Erkenntnisse zum sogenannten HWS-Schleudertrauma. *Versicherungsmedizin* 50: 124-130 (1998)
- [42] Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O: Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol* 44: 118-127 (1989)
- [43] Masakado Y, Akaboshi K, Nagata M, Kimura A, Chino N: Motor unit firing behavior in slow and fast contractions of the first dorsal interosseous muscle of healthy men. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 97: 290-295 (1995)
- [44] Mayoux Benhamou MA, Revel M, Vallee C: Selective electromyography of dorsal neck muscles in humans. *Exp Brain Res* 113: 353-360 (1997)

- [45] McClure P, Siegler S, Nobilini R: Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. *Spine* 23: 216-223 (1998)
- [46] McKinney LA: Early mobilisation and outcome in acute sprains of the neck. *Br Med J* 299: 1006-1008 (1989)
- [47] Moorahrend U: Interdisziplinärer Konsensus zur HWS-Beschleunigungsverletzung. Vortrag der 8. Enzensberger Tage, Hopfen (1991)
- [48] Mosekilde L: Sex differences in age-related loss of vertebral trabecular bone mass and structure - biomechanical consequences. *Bone* 10: 425-432 (1989)
- [49] Nederhand MJ, Hermens HJ, Jzerman MJ, Turk DC, Zilvold G: Cervical muscle dysfunction in chronic whiplash-associated disorder grade 2: the relevance of the trauma. *Spine* 27: 1056-1061 (2002)
- [50] Nolan JP, Sherk HH: Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical spine. *Spine* 13: 9-11 (1988)
- [51] Norris SH, Watt I: The prognosis of neck injuries resulting from rear-end vehicle collisions. *J Bone Joint Surg Br* 65: 608-611 (1983)
- [52] Panjabi MM, Ito S, Pearson AM, Ivancic PC: Injury mechanisms of the cervical intervertebral disc during simulated whiplash. *Spine* 29: 1217-1225 (2004)
- [53] Paquette C, Paquet N, Fung J: Aging affects coordination of rapid head motions with trunk and pelvis movements during standing and walking. *Gait Posture* 24: 62-69 (2006)
- [54] Pearson AM, Ivancic PC, Ito S, Panjabi MM: Facet joint kinematics and injury mechanisms during simulated whiplash. *Spine* 29: 390-397 (2004)

- [55] Prescher A: Anatomy and pathology of the aging spine. *Eur J Radiol* 27: 181-195 (1998)
- [56] Qi Q, Dang G, Chen Z, Pan L, Ma S: Radiographic studies of cervical spine motion range in normal Chinese subjects with computer-assisted image analysis: full flexion and extension. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi* 38: 134-136 (2000)
- [57] Quoniam C, Hay L, Roll JP, Harlay F: Age effects on reflex and postural responses to propriomuscular inputs generated by tendon vibration. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50: 155-165 (1995)
- [58] Radanov BP, Di Stefano G, Schnidrig A, Ballinari P: Role of psychosocial stress in recovery from common whiplash. *Lancet* 338: 712-715 (1991)
- [59] Radanov BP, Di Stefano G, Schnidrig A, Sturzenegger M: Psychosocial stress, cognitive performance and disability after common whiplash. *J Psychosom Res* 37: 1-10 (1993)
- [60] Rankin G, Stokes M, Newham DJ: Size and shape of the posterior neck muscles measured by ultrasound imaging: normal values in males and females of different ages. *Man Ther* 10: 108-115 (2005)
- [61] Rezasoltani A, Malkia E, Vihko V: Neck muscle ultrasonography of male weight-lifters, wrestlers and controls. *Scand J Med Sci Sports* 9: 214-218 (1999)
- [62] Rezasoltani A, Ylinen J, Vihko V: Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. *J Rehabil Res Dev* 39: 423-428 (2002)
- [63] Roberts JM, Wilson K: Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med* 33: 259-263 (1999)



- [64] Roughley PJ: Biology of intervertebral disc aging and degeneration: involvement of the extracellular matrix. *Spine* 29: 2691-2699 (2004)
- [65] Sady SP, Wartman M, Blanke D: Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Arch Phys Med Rehabil* 63: 261-263 (1982)
- [66] Schnabel M, Vassiliou T, Schmidt T, Basler HD, Gotzen L, Junge A, Kaluza G: Ergebnisse der frühfunktionellen krankengymnastischen Übungsbehandlung nach HWS-Distorsion. *Schmerz* 16: 15-21 (2002)
- [67] Schröter F: Bedeutung und Anwendung verschiedener Einteilungsschemata der HWS-Verletzungen. In: B. Kügelgen (Hrsg) *Neuroorthopädie 6: Distorsion der Halswirbelsäule*. Springer, S.117-128 (1995)
- [68] Sforza C, Grassi G, Fragnito N, Turci M, Ferrario V: Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion: effect of age in healthy male subjects. *Clin Biomech* 17: 611-614 (2002)
- [69] Shinoda Y, Sugiuchi Y, Futami T, Ando N, Yagi J: Input patterns and pathways from the six semicircular canals to motoneurons of neck muscles. II. The longissimus and semispinalis muscle groups. *J Neurophysiol* 77: 1234-1258 (1997)
- [70] Siegmund GP, Blouin JS, Brault JR, Hedenstierna S, Inglis JT: Electromyography of superficial and deep neck muscles during isometric, voluntary, and reflex contractions. *J Biomech Eng* 129: 66-77 (2007)
- [71] Simpson AK, Biswas D, Emerson JW, Lawrence BD, Grauer JN: Quantifying the effects of age, gender, degeneration, and adjacent level degeneration on cervical spine range of motion using multivariate analyses. *Spine* 33: 183-186 (2008)

- [72] Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, Zeiss E: Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine* 20: 1-73 (1995)
- [73] Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA: Gender dependent cervical spine segmental kinematics during whiplash. *J Biomech* 36: 1281-1289 (2003)
- [74] Tal'nov AN, Cherkassky VL, Kostyukov AI: Movement-related and steady-state electromyographic activity of human elbow flexors in slow transition movements between two equilibrium states. *Neuroscience* 79: 923-933 (1997)
- [75] Tederko P, Krasuski M, Marcinkowska A, Kiwerski J: Active range of cervical motion in healthy subjects and in spinal disorders. DBC equipment validity in complex cervical motion evaluation. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 69: 159-166 (2004)
- [76] Trott PH, Pearcy MJ, Ruston SA, Fulton I, Brien C: Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender. *Clin Biomech* 11: 201-206 (1996)
- [77] Vasavada AN, Danaraj J, Siegmund GP: Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. *J Biomech* 41: 114-121 (2008)
- [78] Vasavada AN, Li S, Delp SL: Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* 23: 412-422 (1998)
- [79] Vasavada AN, Peterson BW, Delp SL: Three-dimensional spatial tuning of neck muscle activation in humans. *Exp Brain Res* 147: 437-448 (2002)

- [80] Weber M, Vassiliou T, Mann D, Kirschner M, Gotzen L, Kaluza G:  
Diagnostics and therapy of acute complaints after whiplash injury Results of  
a representative survey at surgical and trauma departments in Germany.  
Unfallchirurg 107: 300-306 (2004)

## DANKSAGUNG

---

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Florian Gebhard für die Überlassung des Themas und für die Möglichkeit, diese Arbeit in der Abteilung für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Universität Ulm durchführen zu können.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Michael Kramer und Dr. med. Christoph Dehner für die hervorragende Unterstützung und Betreuung meiner Doktorarbeit.

Ein herzlicher Dank geht an Herrn Prof. Dr. med. Hartwig, Herrn PD Dr. med. Schmidt, und an Herrn PD Dr. med. Schelzig, die sich freundlicherweise als Zweitgutachter bzw. Berichterstatter meiner Arbeit zur Verfügung gestellt haben.

Weiter möchte ich ganz herzlich meiner Mutter Hildegard Pogrzeba und Frau Gisa Leibfarth für die Korrektur meiner Arbeit, sowie Torsten Proch für seine außerordentliche Unterstützung und Hilfsbereitschaft während der letzten Jahre danken.

Zuletzt geht ein großes Dankeschön an all die vielen Probanden unserer Studie, die sich freiwillig für die Messungen zur Verfügung gestellt haben.