

Aus dem Institut für Rechtsmedizin
Institut der Ludwig-Maximilians-Universität München

**Muskelaktivität in schlafnahen Bewusstseinszuständen zur Validierung
von aktiven Menschmodellen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Luca Baur

aus

Bad Tölz

Jahr

2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Erstes Gutachten: Prof. Dr. Steffen Peldschus

Zweites Gutachten: Prof. Dr. Stefan Milz

Drittes Gutachten: Priv. Doz. Dr. Elisabeth Frieß

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 06.12.2024

Abstract

Restraint systems and occupant protection in automobiles need to be improved regularly. Therefore finite-element (FE) human body models (HBM) are used in the form of passive and active HBM. The application of active HBM is gaining importance especially in the development and evaluation of new safety technologies of future fully automated vehicles. Compared to passive HBM active HBM enable the simulation of different states of muscle activation. Braced, relaxed and sleeping occupants can be simulated with different levels of muscle activation in case of a virtual accident. Currently, muscle activation of sleeping occupants is defined as 0 % [1] due to depressed muscle reflexes during non-REM sleep [2]. However, muscle activation above 0 % of maximum voluntary contraction (MVC) has already been detected by superficial electromyography (EMG) in awake and healthy volunteers [3]. The present experimental study aims to investigate the muscle activation level of healthy volunteers in sleep-like states of consciousness for the validation of active HBM.

An ethical approval was obtained prior to the start of the study. Twenty healthy subjects, nine female and eleven males, with a mean age of 25.0 ± 6.39 years were included. Superficial EMG was used to determine muscle activity in awake and sleep-like states of consciousness at different times. Measurements were conducted in a future reclining seat position in autonomous vehicles [4]. The main neck, trunk and leg muscles were measured bilaterally. The release of a tennis ball in the left hand due to increased muscle relaxation was used to determine the point of falling asleep. The measurements in sleep-like states of consciousness were recorded during a 30-minutes sleeping period three times at intervals of ten minutes in between per measurement for about one minute each. A ten second interval from each measurement was extracted without artifacts to analyze a clean signal. Two measurements, immediately before and after sleep, in an awake and relaxed state of consciousness served as reference in addition to the determination of the respective MVC. EMG data were cleaned of ECG artifact, bandpass filtered, rectified, and smoothed.

Seventeen out of twenty subjects fell asleep (positive ball sign detected or personal feedback given). Overall low muscle activation level was determined with values ranging from 0.24 % MVC to 4.81 % MVC in all measured muscles except neck extensors (ranging from 0.47 % to 15.65 % MVC). Trunk and leg muscles

showed low inter- and intraindividual variability, whereas head stabilization muscles showed higher differences in activation. No global trend in muscle activation levels could be demonstrated after sleep onset. Based on visual representation, subjects could be assigned to either a relaxed or a less relaxed activation type.

The experimental design proved to be suitable for deriving data for the validation of active HBM. The subjects rated the reclining seat position as comfortable. Contrary to the state-of-the-art assumption that muscle activation during sleep resembles no activity [1], the present study demonstrates that muscle activity is measurable by superficial EMG in sleep-like states of consciousness, albeit with low activation level related to MVC. This study provides important data to improve active HBM.

Further studies need to be conducted for the validation of active HBM, especially in the immediate period before an accident. Furthermore, it remains to be seen whether and to what extent other circumstances (e.g., alcohol consumption, medication, etc.) influence muscle activity during sleep.

Zusammenfassung

Zur Bewertung von Rückhaltesystemen im Automobil und zur Verbesserung des Insassenschutzes werden unter anderem Finite-Elemente (FE) Modelle zur Abbildung des menschlichen Körpers in Form von passiven und insbesondere aktiven Menschmodellen herangezogen. Die Anwendung von aktiven FE Menschmodellen gewinnt insbesondere in der Entwicklung und Bewertung neuer Sicherheitstechnologien zukünftiger vollautomatisierter Fahrzeuge an Bedeutung. Aktive Menschmodelle ermöglichen im Vergleich zu passiven Menschmodellen verschiedene Muskelaktivitätszustände in der virtuellen Simulation wiederzugeben. So lassen sich beispielsweise Rückhaltesysteme mit muskulär stark angespannten Insassen gegen schlafende entspannte Insassen in einem Unfallszenario abgrenzen. Derzeit wird die Muskelaktivität von schlafenden Insassen mit 0 % definiert [1], da die Muskeleigenreflexe während des Nicht-REM-Schlafs unterdrückt werden [2]. Allerdings wurde bereits experimentell eine Muskelaktivität von über 0 % der maximalen willkürlichen Kontraktionskraft (MVC) mittels oberflächlicher Elektromyographie (EMG) bei freiwilligen, gesunden Probanden im wachen Zustand gemessen [3]. Die vorliegende experimentelle Beobachtungsstudie soll das Muskelaktivitätsniveau von gesunden Freiwilligen im schlafnahen Bewusstseinszustand untersuchen und zum wachen entspannten Zustand hin abgrenzen, um aktive Menschmodelle zu verbessern.

Für die Rekrutierung und Durchführung der Studie lag vorab ein positives Ethikvotum vor. Es nahmen zwanzig gesunde Probanden, davon neun weibliche sowie elf männliche, mit einem Durchschnittsalter von $25,0 \pm 6,39$ Jahren teil. Mittels oberflächlicher EMG wurde die Muskelaktivität im wachen und im schlafnahen Bewusstseinszustand zu verschiedenen Zeitpunkten bestimmt. Die Messungen erfolgten in einer zukünftig möglichen Liegesitzposition in autonomen Fahrzeugen [4]. Es wurden die wichtigsten Nacken-, Rumpf- und Beinmuskeln jeweils bilateral gemessen. Zur Bestimmung des Einschlafzeitpunkts diente ein Tennisball, welcher nach ausreichender Entspannung der Muskulatur aus der linken Hand fallen sollte. Die Messungen im schlafnahen Bewusstseinszustand wurden, während eines 30-minütigen Schlafzeitraums, dreimal im Abstand von zehn Minuten für jeweils eine Minute aufgezeichnet, wovon aus jeder Messung ein zehn Sekunden Intervall ohne Artefakte extrahiert und analysiert wurde. Zwei Messun-

gen, direkt vor und nach dem Schlaf, im wachen und entspannten Bewusstseinszustand dienten neben der Bestimmung der jeweiligen MVC als Referenz. Die EMG Daten wurden vom EKG-Artefakt bereinigt, Bandpass-gefiltert, gleichgerichtet und geglättet.

Siebzehn von zwanzig Testpersonen schliefen ein (positives Ball-Zeichen oder persönliches Feedback). Es konnte eine insgesamt geringe Muskelaktivität mit Werten zwischen 0,24 % MVC und 4,81 % MVC in allen gemessenen Muskeln mit Ausnahme der Nackenextensoren (zwischen 0,47 % MVC und 15,65 % MVC) bestimmt werden. Die Rumpf- und Beinmuskulatur wies eine geringe inter- und intraindividuelle Variabilität auf, wohingegen die Muskeln zur Kopfstabilisierung höhere Unterschiede in der Aktivität zeigten. Es ließ sich kein globaler Trend der Muskelaktivitätsniveaus nach Einsetzen des Schlafs nachweisen. Anhand der visuellen Darstellung konnten die Probanden entweder einem *entspannten* oder einem *weniger entspannten* Aktivierungstyp zugeordnet werden.

Der Versuchsaufbau erwies sich als geeignet, um Daten für die Validierung aktiver Menschmodelle abzuleiten. Die Testpersonen bewerteten die Liegesitzposition als *bequem*. Entgegen der bisherigen Annahme, dass eine Muskelaktivität im Schlaf einer Nullaktivität gleicht [1], konnte die vorliegende Studie zeigen, dass im schlafnahen Bewusstseinszustand Muskelaktivität mittels oberflächlicher EMG messbar ist, wenngleich sich diese in einem sehr geringen Aktivitätsniveau bezogen auf die MVC bewegt.

Weitere Studien sind notwendig, um aktive Menschmodelle insbesondere im unmittelbaren Zeitraum vor einem Unfall validieren zu können. Darüber hinaus bleibt offen ob und inwiefern weitere Umstände (Alkoholkonsum, Medikamenteneinnahme, etc.) die Muskelaktivität im Schlaf beeinflussen.

Inhaltsverzeichnis

ABSTRACT	III
ZUSAMMENFASSUNG	V
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	IX
TABELLENVERZEICHNIS	XI
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	XII
1 EINLEITUNG	14
1.1 STAND DER FORSCHUNG	15
1.1.1 <i>Mehrkörpermodell</i>	16
1.1.2 <i>Finite-Elemente Methode</i>	16
1.1.3 <i>Validierung</i>	19
1.2 FORSCHUNGSFRAGE	20
2 MATERIAL UND METHODEN	22
2.1 UNTERSUCHUNGSKOLLEKTIV	22
2.2 VERSUCHSAUFBAU	23
2.3 STUDIENDURCHFÜHRUNG UND DATENERHEBUNG	25
2.3.1 <i>Probandenvorbereitung</i>	25
2.3.2 <i>Elektromyographie</i>	26
2.3.3 <i>Elektrodenpositionierung</i>	27
2.3.4 <i>Referenzmessungen</i>	29
2.3.5 <i>Messungen im schlafnahen Bewusstseinszustand</i>	30
2.3.6 <i>Messungen der maximalen isometrischen Muskelkontraktion</i>	31
2.4 DATENAUFBEREITUNG	32
2.4.1 <i>EKG-Elimination</i>	33
2.4.2 <i>Normalisierung</i>	35
2.4.3 <i>Bestimmung der maximalen isometrischen Muskelkontraktion</i>	35
2.4.4 <i>Darstellung</i>	36
3 ERGEBNISSE	38
3.1 SUBJEKTIVE SCHLAFBEWERTUNG	38
3.2 MUSKELSPEZIFISCHE ERGEBNISSE	39
3.2.1 <i>Kopfstabilisatoren</i>	40

3.2.2	<i>Rumpfmuskulatur</i>	45
3.2.3	<i>Untere Extremitäten</i>	52
3.2.4	<i>Übersicht aller Muskeln</i>	57
3.3	PROBANDENSPEZIFISCHE ERGEBNISSE	59
3.3.1	<i>Schlafende Probanden mit positivem Ball-Signal</i>	59
3.3.2	<i>Schlafende Probanden ohne positives Ball-Signal</i>	73
3.3.3	<i>Nicht-schlafende Probanden</i>	78
3.3.4	<i>Übersicht aller Probanden</i>	82
3.4	AKTIVITÄTSBEREICHE NORMALISIERT ZUR MAXIMALEN ISOMETRISCHEN MUSKELKONTRAKTION	85
4	DISKUSSION	87
4.1	BEANTWORTUNG DER FORSCHUNGSFRAGE	87
4.2	DISKUSSION DER METHODEN	88
4.3	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	91
4.3.1	<i>Einordnung der Aktivitätsniveaus</i>	91
4.3.2	<i>Bewertung der muskelspezifischen Ergebnisse</i>	93
4.3.3	<i>Bewertung der probandenspezifischen Ergebnisse</i>	95
4.3.4	<i>Bewertung der Sitzposition</i>	95
4.4	AUSBLICK	96
5	FAZIT	98
	LITERATUR	99
	ANHANG	106

Abbildungsverzeichnis

ABB. 1: THUMS VERSION 6 SIMULATIONSVERGLEICH EINES NICHT AKTIVIERTEN (OBEN) ZU EINEM AKTIVIERTEN INSASSEN BEI EINEM FRONTALAUFPRAILL (QUELLE: TOYOTA MOTOR CORPORATION).	17
ABB. 2: THUMS VARIATIONEN IN ALTER UND ANTHROPOMETRIE (QUELLE: TOYOTA MOTOR CORPORATION).	18
ABB. 3: THUMS ENTWICKLUNGSPROZESS (QUELLE: TOYOTA MOTOR CORPORATION)	19
ABB. 4: WINKELVERSTELLBARER TESTSTUHL ROHVERSION.	24
ABB. 5: EINGESTELLTER TESTSTUHL MIT DARSTELLUNG DER VERSTELLBAREN WINKEL.	25
ABB. 6: VERWENDETE OBERFLÄCHLICHE EMG ELEKTRODE (QUELLE: AMBU GMBH).	26
ABB. 7: ELEKTRODENPOSITIONIERUNG AM BEISPIEL VON PROBAND 19 MIT ANSICHT VON ANTERIOR, POSTERIOR UND BEIDSEITS LATERAL.	29
ABB. 8: AUSGANGSLAGE EINES PROBANDEN IM LIEGESITZ.	30
ABB. 9: EKG ELIMINATION AM BEISPIEL DES M. STERNOCLEIDOMASTOIDEUS.	34
ABB. 10: ROHDATEN DER MVC MESSUNG AM BEISPIEL DES RECHTEN M. TIBIALIS ANTERIOR VON PROBAND 04.	35
ABB. 11: MUSKELAKTIVITÄT DES RECHTEN M. STERNOCLEIDOMASTOIDEUS VON PROBAND 01 – 20... 40	
ABB. 12: MUSKELAKTIVITÄT DES LINKEN M. STERNOCLEIDOMASTOIDEUS VON PROBAND 01 – 20.	41
ABB. 13: MUSKELAKTIVITÄT DER RECHTEN NACKENEXTENSOREN VON PROBAND 01 – 20.	43
ABB. 14: MUSKELAKTIVITÄT DER LINKEN NACKENEXTENSOREN VON PROBAND 01 – 20.	44
ABB. 15: MUSKELAKTIVITÄT DES RECHTEN M. OBLIQUUS EXTERNUS ABDOMINIS VON PROBAND 01 – 20.	45
ABB. 16: MUSKELAKTIVITÄT DES LINKEN M. OBLIQUUS EXTERNUS ABDOMINIS VON PROBAND 01 – 20.47	
ABB. 17: MUSKELAKTIVITÄT DES RECHTEN M. RECTUS ABDOMINIS VON PROBAND 01 - 20.	48
ABB. 18: MUSKELAKTIVITÄT DES LINKEN M. RECTUS ABDOMINIS VON PROBAND 01 - 20.	49
ABB. 19: MUSKELAKTIVITÄT DES RECHTEN M. ERECTOR SPINAE VON PROBAND 01 – 20.	50
ABB. 20: MUSKELAKTIVITÄT DES LINKEN M. ERECTOR SPINAE VON PROBAND 01 – 20.	51
ABB. 21: MUSKELAKTIVITÄT DES RECHTEN M. VASTUS LATERALIS VON PROBAND 01 – 20.	53
ABB. 22: MUSKELAKTIVITÄT DES LINKEN M. VASTUS LATERALIS VON PROBAND 01 – 20.	54
ABB. 23: MUSKELAKTIVITÄT DES RECHTEN M. TIBIALIS ANTERIOR VON PROBAND 01 – 20.	55
ABB. 24: MUSKELAKTIVITÄT DES LINKEN M. TIBIALIS ANTERIOR VON PROBAND 01 – 20.	56
ABB. 25: ÜBERSICHTSDARSTELLUNG DER MUSKELAKTIVITÄTSMESSUNGEN ALLER MUSKELN.	58

ABB. 26: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 04.	60
ABB. 27: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 06.	61
ABB. 28: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 07.	62
ABB. 29: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 08.	63
ABB. 30: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 10.	64
ABB. 31: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 11.....	65
ABB. 32: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 12.	66
ABB. 33: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 13.	67
ABB. 34: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 14.	68
ABB. 35: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 15.	69
ABB. 36: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 16.	70
ABB. 37: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 17.	71
ABB. 38: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 19.	72
ABB. 39: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 02.	73
ABB. 40: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 03.	75
ABB. 41: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 05.	76
ABB. 42: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 18.	77
ABB. 43: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 01.	79
ABB. 44: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 09.	80
ABB. 45: MUSKELAKTIVITÄTEN ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 20.	81
ABB. 46: ÜBERSICHTSDARSTELLUNG DER MUSKELAKTIVITÄTSMESSUNGEN ALLER PROBANDEN.	83
ABB. 47: PROTOKOLL CHECKLISTE UND ABLAUF.	106
ABB. 48: PROTOKOLL MARKIERUNG UND VERMESSUNG.	107
ABB. 49: PROTOKOLL CHECKLISTE MATERIAL UND VERSUCHSAUFBAU.....	108
ABB. 50: FRAGEBOGEN ALLGEMEIN.....	109
ABB. 51: FRAGEBOGEN SCHLAFQUALITÄT.....	110
ABB. 52: PROTOKOLL MESSUNGEN.	111
ABB. 53: MAßE DES VERWENDETEN TESTSTUHL.....	113

Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: DEMOGRAPHISCHE UND ANTHROPOMETRISCHE PROBANDENDATEN (MD=MEDIAN).	23
TABELLE 2: ELEKTRODENPOSITIONIERUNG DER MUSKELN.	28
TABELLE 3: ÜBUNGS AUSFÜHRUNG ZUR ISOMETRISCHEN MAXIMALKRAFTBESTIMMUNG DER MUSKELN.	32
TABELLE 4: ZUORDNUNG DER FARBEN ZU DEN MUSKELPAAREN.....	37
TABELLE 5: SUBJEKTIVE BEWERTUNG DER LIEGEPOSITION UND ERHOLSAMKEIT DURCH DIE PROBANDEN	39
TABELLE 6: MUSKELAKTIVITÄTSWERTE NORMALISIERT ZUR MAXIMALEN ISOMETRISCHEN MUSKELKONTRAKTION BEI DEN WACH- UND SCHLAFMESSUNGEN.	86
TABELLE 7: ERHOBENE ANTHROPOMETRISCHE MAßE (IN CM) VON PROBAND 01 - PROBAND 20.	112
TABELLE 8: GEMESSENE WINKELEINSTELLUNGEN IM TESTSTUHL VON PROBAND 01 - PROBAND 20.	112
TABELLE 9: ABSOLUTE GEMITTELTE MVC WERTE IN VOLT ALLER GEMESSENEN MUSKELN VON PROBAND 01 - PROBAND 20.	114
TABELLE 10: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN VL VON PROBAND 01 - PROBAND 20.	114
TABELLE 11: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN TA VON PROBAND 01 – PROBAND 20.....	115
TABELLE 12: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN SCLM VON PROBAND 01 – PROBAND 20.....	115
TABELLE 13: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN RA VON PROBAND 01 – PROBAND 20.....	116
TABELLE 14: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN OE VON PROBAND 01 – PROBAND 20.....	116
TABELLE 15: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN NE VON PROBAND 01 – PROBAND 20.....	117
TABELLE 16: ABSOLUTE MESSWERTE IN VOLT (RUHE, W1, N1 – N3, W2) DES RECHTEN UND LINKEN ES VON PROBAND 01 – PROBAND 20.....	117

Abkürzungsverzeichnis

3YO	– 3 Years Old
6YO	– 6 Years Old
10YO	– 10 Years Old
Abb.	– Abbildung
A/D	– Analog/Digital
AF05	– Adult Female 5. Perzentile
Ag	– Argentum (Silber)
AM50	– Adult Male 50. Perzentile
AM95	– Adult Male 95. Perzentile
ATD	– Anthropomorphic Test Devices
Cl	– Chlorid
cm	– Zentimeter
BMI	– Body Mass Index
EEG	– Elektroenzephalographie
EKG	– Elektrokardiogramm
EMG	– Elektromyographie
EOG	– Elektroofulographie
ES	– Musculus erector spinae
FE	– Finite Elemente
HBM	– Human Body Models
HF	– Herzfrequenz
Hz	– Hertz
HWS	– Halswirbelsäule
k.A.	– keine Angabe
M.	– Musculus
Max.	– Maximum

Min.	– Minimum
Mm	– Musculi
ms	– Millisekunde(n)
MW	– Mittelwert
MD	– Median
NASA	– National Aeronautics and Space Administration
NE	– Nackenextensoren
OE	– Musculus obliquus externus
PMHS	– Post Mortem Human Subjects
RA	– Musculus rectus abdominis
REM	– rapid eye movement
SCLM	– Musculus sternocleidomastoideus
SA	– Standardabweichung
TA	– Musculus tibialis anterior
Tab.	– Tabelle
V	– Volt
VL	– Musculus vastus lateralis

1 Einleitung

Automatisiertes Fahren als Chance den Straßenverkehr noch sicherer zu gestalten? Ein Grund von vielen weshalb der Wettkampf zwischen Ingenieuren, Programmierern und Entwicklern seit Jahrzehnten in vollem Gange ist das erste autonome Fahrzeug auf den freien Markt zu bringen. Mit etwa 2500 Verkehrstoten erreichte die Zahl der Verunglückten im Straßenverkehr 2021 in Deutschland einen neuen Tiefstwert [5]. Dennoch sterben umgerechnet durchschnittlich sieben Menschen täglich im Straßenverkehr, zusätzlich gibt es mehrere hundert Verletzte pro Tag. Bei über zwei Drittel der ereigneten Unfälle mit Personenschaden im Jahr 2021 lag ein Fehlverhalten des Fahrzeugführers als Unfallursache vor [6]. Und genau darin liegt das Potenzial eines automatisiert fahrenden Autos. Diese „menschlichen Fehler“ sollen durch Technik vermieden werden. Winkle et al. [7] sehen in der Entwicklung automatisierter Fahrzeuge einen gesellschaftlichen Nutzen besonders durch die verbesserte Sicherheitslage, dessen gewinnbringendes Ausmaß sich aktuell aber nur beschränkt einschätzen lässt.

Über die seit Jahren eingesetzten Fahrerassistenzsysteme hingegen lassen sich bereits positive Auswirkungen auf die Verkehrssicherheit nachweisen. Diese Technologien, wie beispielsweise das elektronische Stabilitätsprogramm oder der Notbremsassistent, sind bereits in gewissen Situationen in der Lage „menschliche Fehler“ zu verhindern und bilden so einen Grundstein in der Entwicklung des vollautomatisierten Fahrens [8].

Bereits im öffentlichen Personennahverkehr gibt es zahlreiche Projekte, die sich mit der Umsetzung der automatisierten Personenbeförderung beschäftigen [9]. Das Arbeiten, Entspannen und Schlafen im eigenen selbstfahrenden Automobil dürften folglich immer näher rücken. Eine verlockende Vorstellung bei der dennoch einige Fragen unbeantwortet bleiben.

Neben ethischen, rechtlichen und politischen Herausforderungen stehen auch die Entwickler vor Problemen, die gelöst werden müssen. Neue Fahrzeuginnenräume und veränderte Sitzpositionen, speziell für die Umsetzung des autonomen Fahrens, beschäftigen bereits seit mehreren Jahren die Automobilbranche. Dabei werden kommunikative, arbeitsorientierende oder entspannende Konzepte hauptsächlich für erwachsene Insassen diskutiert [10, 11, 12]. Doch die Wissenschaft beschäftigt sich neuerdings auch mit Ideen für den Transport von Kindern beispielsweise bei einem Familienausflug [13].

Wie sich die herkömmlichen Sicherheitssysteme wie beispielsweise der 3-Punkt-Gurt oder klassische Airbags in veränderten Sitzpositionen verhalten wurde bereits untersucht. Studien zeigen, dass durch eine zurückgelehnte Sitzposition ein adäquater Schutz durch die beschriebenen Sicherheits- und Rückhaltesysteme nicht mehr gewährleistet wird und insbesondere das Problem des *Submarining* nicht ausreichend verhindert werden kann [14]. *Submarining* beschreibt ein Untertauchen des Beckens unter den Gurt [15]. Dadurch kann ein Beckengurt in der beschriebenen Situation zu abdominelle Verletzungen führen [16].

In einer aufrechten Sitzposition erholsamen Schlaf zu finden ist für viele sicherlich undenkbar, zumal eine liegeähnliche Position keineswegs abwegig klingt, wo man doch das Fahrzeug selbst nicht mehr steuern müsste. Was so bequem und entspannend klingt wirft wiederum eine entscheidende neue Frage auf. Die Auswirkungen im Falle eines Unfalls müssen vorab ausreichend untersucht und entsprechend angepasste Sicherheitssysteme entwickelt werden. Die Bevölkerung scheint in einer ersten Studie neuen und zusätzlichen Rückhaltesystemen nicht abgeneigt zu sein, sollten diese eine veränderte und flexible Innenraumlösung ermöglichen [12]. An der Umsetzung neuer Transportkonzepte mit sicheren Rückhaltesystemen wird bereits akribisch geforscht, jedoch immer vor dem Hintergrund, dass auch die Sicherheitssysteme möglichst hohen Komfort für den Insassen bedeuten.

1.1 Stand der Forschung

Neu entwickelte Sicherheitskonzepte müssen stets angepasst, getestet und immer wieder aufs Neue geprüft werden, um den hohen Sicherheitsstandards zu genügen. Hierfür bedient sich die Wissenschaft der Computersimulation mittels Menschmodellen. Diese bieten den Entwicklern die Möglichkeit virtuell verschiedene Unfallszenarien realitätsgetreu abbilden zu können.

Neben der virtuellen Simulation bedient sich die Wissenschaft auch realer Testdurchführungen. Hierfür werden als Surrogate für den lebenden menschlichen Körper Post Mortem Human Subjects (PMHS), Tiermodelle oder Anthropomorphic Test Devices¹ (ATD) herangezogen, welche eine hohe Biofidelität aufweisen [17].

¹ Sog. „Crashtest-Dummy“

Eine gängige Methode in der Unfall- und Sicherheitssystemforschung ist die Simulation mittels Menschmodellen, welche entweder als Mehrkörpermodelle oder mittels komplexer Finite-Elemente (FE) Modelle konstruiert werden [18]. Neben den realen Crashtestversuchen mittels ATD können dadurch virtuell am Rechner Fragestellungen simuliert werden.

1.1.1 Mehrkörpermodell

Mehrkörpermodelle versuchen einen Gesamtkörper aus einzelnen kleineren unverformbaren Körpern zu definieren. Es entsteht eine Kette von starren Körpern, welche zusammengesetzt ein kinetisches System ergibt, beispielsweise das eines Insassen. Diese vereinfachte Darstellung lässt Bewegungen (translatorisch und rotatorisch) der einzelnen Körper gegeneinander zu und simuliert so virtuell einen Bewegungsablauf [16]. Die Mehrkörpersimulation kann lediglich nicht deformierbare Körper abbilden.

1.1.2 Finite-Elemente Methode

Die Methode der FE Modellierung bedient sich hingegen einer endlichen (finiten) Anzahl an Elementen, welche verbunden über Punkte miteinander interagieren. Durch zahlreiche kleine Elemente sollen unterschiedliche Gewebearten und Gewebeeigenschaften eines Körpers virtuell präziser abgebildet werden und diese ein möglichst realitätsnahes Verhalten auf Krafterwirkungen liefern [19]. So ist bei der FE Modellierung eine Abbildung von deformierbaren Körpern möglich [16]. Um die Genauigkeit eines FE Modells zu verbessern benötigt man eine große Anzahl an einzelnen Teilelementen, was wiederum mit einer erhöhten Rechenleistung einhergeht [20].

Die FE Methode findet nicht nur in der Verletzungs- und Unfallforschung Anwendung. Neben der Untersuchung von Fragestellungen in der Biomechanik und Medizin wird auch beispielsweise im Fahrzeugbau oder der Raum- und Luftfahrttechnik auf die FE Methode zurückgegriffen [21].

Insbesondere die Entwicklung von aktiven Menschmodellen konnte durch die FE Modellierung verbessert werden. Aktive FE Menschmodelle haben den Vorteil in der Simulation verschiedene Muskelaktivitätszustände abbilden zu können, wohingegen passive Menschmodelle ohne eine spezifische Muskelantwort auskommen [22]. So lassen sich die Unterschiede zwischen stärker angespannten und entspannten Muskelzuständen in den einzelnen Muskelgruppen detailreich und spezifisch nachbilden. Muggenthaler et al. [23] zeigten, dass eine voraktivierte Muskulatur im Gegensatz zu

einer entspannten Muskulatur mit einer veränderten Kinematik einhergeht. Iwamoto et al. [24] konnten mithilfe des aktiven FE Menschmodells THUMS¹ nachweisen, dass ein Unterschied in der Insassenkinematik im *aktivierten* Muskelzustand verglichen zum *nicht aktivierten* Muskelzustand beim Fahrzeugführer in der Simulation eines Frontalaufpralls besteht (siehe Abb. 1) [25].

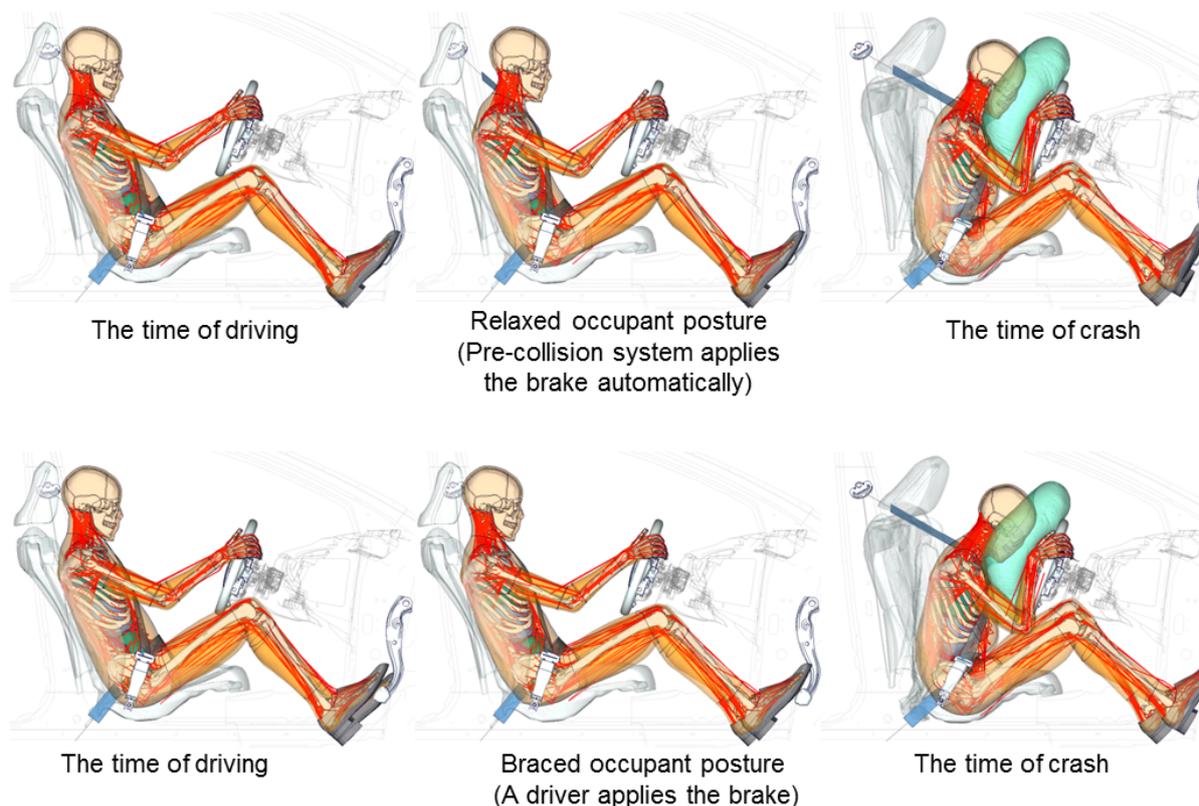


Abb. 1: THUMS Version 6 Simulationsvergleich eines nicht aktivierten (oben) zu einem aktivierten Insassen bei einem Frontalaufprall (Quelle: Toyota Motor Corporation).

Weiters wird von Iwamoto et al. [24] beschrieben, dass die Muskelaktivierung signifikante Auswirkungen auf das Verletzungsmuster bei einem Frontalaufprall hat. Dies bestätigt den Nutzen der Anwendung von aktiven Menschmodellen, um den Insassenschutz stetig zu verbessern. Neben der Berücksichtigung verschiedener Muskelaktivitätszustände können auch individuelle körperliche Unterschiede in Größe, Geschlecht, Alter und Gewicht abgebildet werden (siehe Abb. 2) [26].

¹ „Total HUMAN Model for Safety“

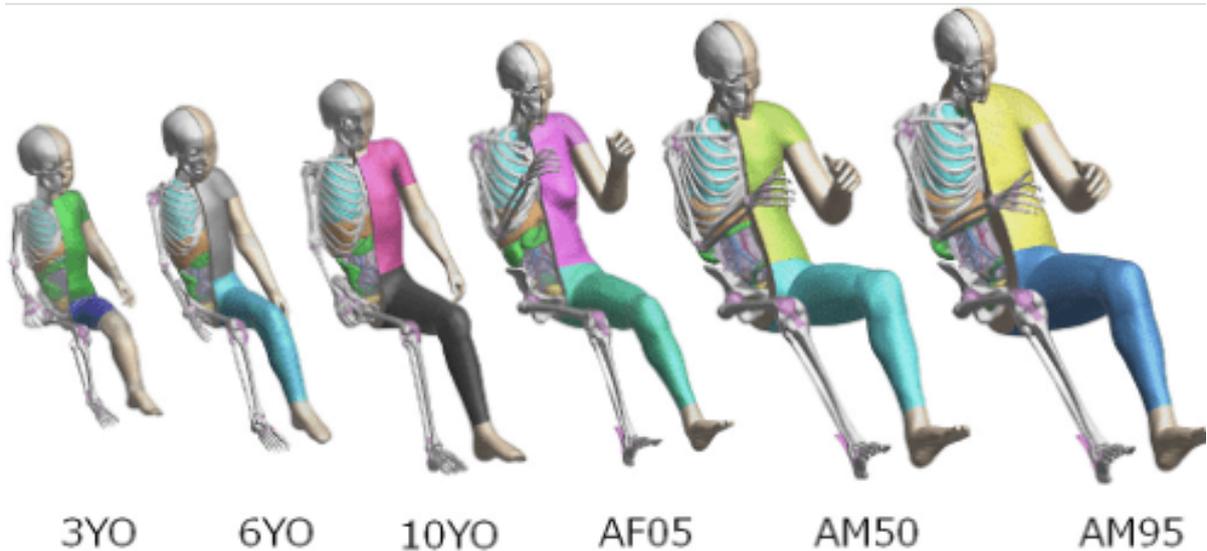


Abb. 2: THUMS Variationen in Alter und Anthropometrie (Quelle: Toyota Motor Corporation).

Durch die verbesserte Analyse und Entwicklung des Insassenschutzes konnte ein vorliegender Geschlechterunterschied im Verletzungsrisiko bei Autounfällen zwischen weiblichen und männlichen Insassen reduziert werden, wobei man insbesondere als junge Frau einem erhöhten Risiko von schwerwiegenden Verletzungen den männlichen Insassen gegenüber ausgesetzt war [27]. Noh et al. [28] beschreiben einen stetigen Rückgang des weiblichen Sterberisikos bei einem Autounfall verglichen zum männlichen Sterberisiko insbesondere in den letzten Jahren aufgrund verbesserter Sicherheits- und Rückhaltesystemen.

Neben dem beschriebenen numerischen FE Menschmodell THUMS, welches im Jahr 2000 mit der ersten Version veröffentlicht und über die Jahre immer wieder weiterentwickelt wurde (siehe Abb. 3) [29], existieren noch weitere aktive FE Menschmodelle wie beispielsweise HUMOS¹ oder GHBMC².

Ziel dieser Projekte besteht jeweils darin ein geeignetes aktives Menschmodell zu entwickeln, welches zur Verbesserung des Insassenschutzes und der Fahrzeugsicherheit beitragen kann ([30], [31]).

¹ HUman MOdel for Safety

² Global Human Body Models Consortium

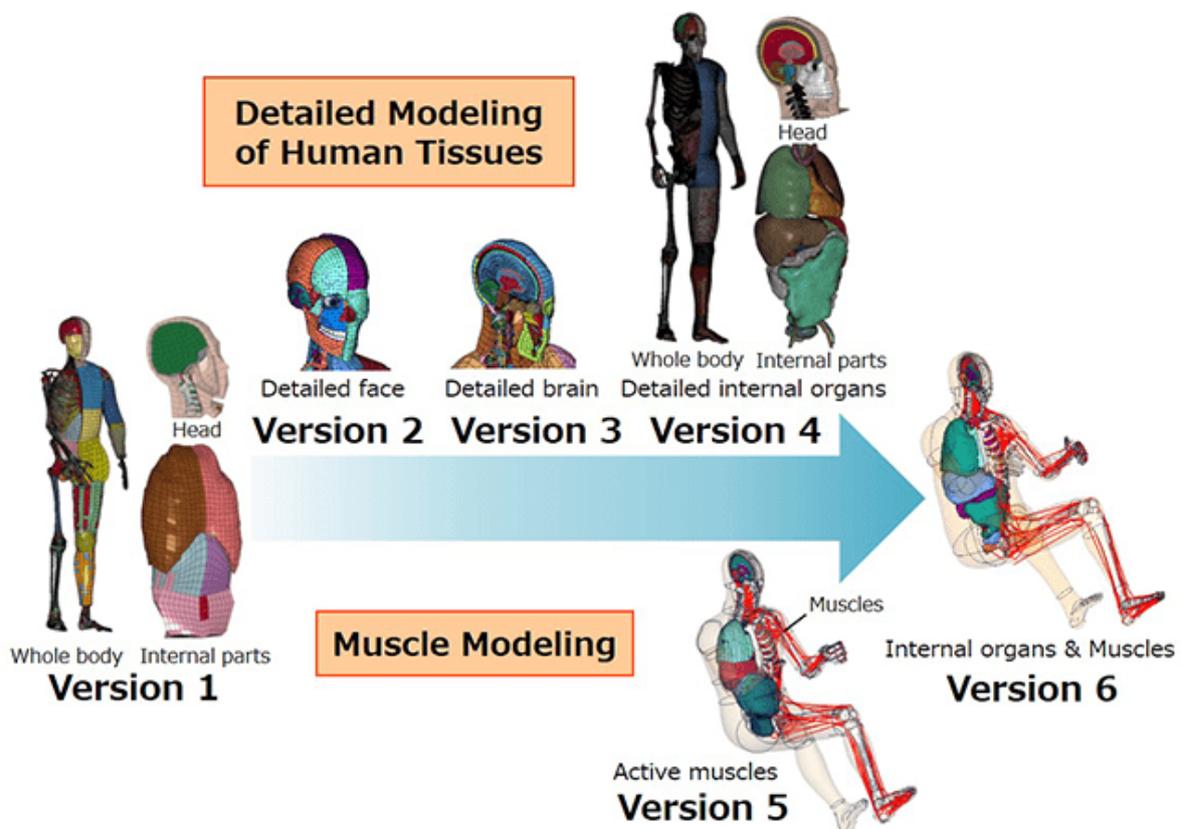


Abb. 3: THUMS Entwicklungsprozess (Quelle: Toyota Motor Corporation)

1.1.3 Validierung

Biologische Modelle sollen grundsätzlich eine mechanische Verhaltensweise von verschiedenen Gewebestrukturen simulieren. Unabhängig des Anwendungsgebiets können Ergebnisse eines Modellversuchs nur dann für realitätsnah gewertet werden, wenn fundierte Datensätze für die mathematische Berechnung des Problems zugrunde liegen [32]. Um beispielsweise die unterschiedlichen Muskelaktivitätszustände in einer Simulation exakt definieren zu können, bedarf es valider Referenzwerte. Um genau diese Referenzwerte zu bestimmen, müssen Validierungsexperimente durchgeführt werden. Unter festgelegten Rahmenbedingungen werden physikalische Systeme experimentell getestet und somit Datensätze für die Validierung eines Modells gesammelt [32]. Schwer [33] definiert die Validierung als einen Bewertungsprozess „inwieweit ein Modell die reale Welt aus der Perspektive der beabsichtigten Verwendungszwecke des Modells genau darstellt“. Bei unzureichender Validierung eines Modells kann dies laut Henninger et al. [32] zu falschen Schlussfolgerungen in der Bewertung eines betrachteten Systems führen.

1.2 Forschungsfrage

Mit Blick auf das (voll)automatisierte Fahren wird es immer wahrscheinlicher, dass die Menschen die Zeit im Automobil nutzen werden, um sich beispielsweise mit einem kurzen Mittagsschlaf auf dem Weg zum nächsten Termin vom stressigen Arbeitsvormittag zu erholen. Bereits 2007 zeigte Walzl [34], dass sich Personen nach einem 20-minütigen Mittagsschlaf deutlich konzentrierter und wacher fühlten als diejenigen, die keinen Mittagsschlaf gemacht hatten. So könnte also bald der sonst lästige Weg von A nach B zum effektiven Erholen genutzt werden.

Bevor selbstfahrende Autos auf den Straßen unterwegs sein werden, müssen besonders die bereits beschriebenen Fragen geklärt und Lösungen dafür gefunden werden, um neben den gesellschaftlichen Fragestellungen auch die Insassen zuverlässig vor Verletzungen zu schützen. Besonders die Simulation von Unfällen mit schlafenden Probanden wurde bisher aufgrund fehlender Daten kaum untersucht. So nehmen Kato et al. [1] für die FE Modellierung an, dass bei schlafenden Probanden keine Aktivität im Muskel vorherrscht. Als Begründung hierfür ziehen Kato et al. aufgrund einer unterdrückten Reflexantwort im Schlaf [2] eine Schlussfolgerung hinsichtlich des muskulären Aktivitätsstatus. Die Einstellung einer „Nullaktivität“ wird den Autoren zufolge ebenfalls im Simulationsvergleich von PMHS Versuchen verwendet.

Dass Muskelaktivität, wenn auch in einem niedrigen Aktivitätsniveau, im entspannten und wachen Zustand mittels oberflächlicher Elektromyographie (EMG) nachzuweisen ist, zeigte Welsch 2018 [3] in der Untersuchung verschiedener Sitzpositionen. Ob Muskelaktivität auch im schlafnahen Bewusstseinszustand mittels oberflächlicher EMG messbar ist, wurde bisher in einer solchen bzw. der vorliegenden Versuchsanordnung nicht untersucht.

Die vorliegende experimentelle Beobachtungsstudie soll zu diesem Zweck Muskelaktivitätswerte an gesunden Probanden erheben, um aktive Menschmodelle zu validieren und Muskelaktivitätsdaten im schlafnahen Bewusstseinszustand zu erheben. Hierfür liegt das Ziel der Studie darin, einen geeigneten Versuchsaufbau zu erarbeiten. Genauer soll untersucht werden, inwieweit sich das Muskelaktivitätsniveau von gesunden Probanden im schlafnahen Bewusstseinszustand zum wachen, entspannten Zustand hin abgrenzt.

Einleitung

Inwieweit sich mittels oberflächlicher EMG gemessene Muskelaktivitäten im entspannten und wachen Zustand vom schlafnahen Zustand unterscheiden, soll diese Arbeit klären. Die gewonnenen Daten können einen wichtigen Beitrag zur Validierung aktiver Menschmodelle liefern.

2 Material und Methoden

In dieser experimentellen Beobachtungsstudie wurden ausgewählte Muskelaktivitätswerte im wachen und schlafnahen Bewusstseinszustand mittels oberflächlicher EMG erhoben. Die Muskelaktivitätsdaten wurden ausgewertet und graphisch aufbereitet, um mögliche Unterschiede zwischen einem wachen und schlafnahen Bewusstseinszustand bestimmen zu können. Die Durchführung der Versuchsreihe wurde vorab durch eine Ethikkommission auf ihre Unbedenklichkeit geprüft. Die Zustimmung der Ethikkommission lag vor Beginn der Studienreihe vor (Referenznummer 18-644).

2.1 Untersuchungskollektiv

Die Stichprobengröße betrug insgesamt zwanzig Personen. Dabei waren die Geschlechter nahezu gleichverteilt. Es nahmen neun weibliche und elf männliche Probanden an der Studie teil. Alle Versuchsteilnehmer wurden über Ablauf, Ziel der Studie und etwaige Risiken aufgeklärt. Auch wurde über das Recht informiert, die Teilnahme an der Studie jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen zu können. Sämtliche Probanden gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme und die Zustimmung zur Verwendung ihrer Daten für wissenschaftliche Zwecke. Zum Zeitpunkt der Teilnahme waren die Probanden zwischen 20 und 51 Jahre alt, wobei neunzehn der zwanzig Freiwilligen das 30. Lebensjahr noch nicht erreicht hatten. Alle Versuchspersonen befanden sich in Bezug auf ihren Body Mass Index (BMI) innerhalb des 5. und 95. Perzentils der deutschen Bevölkerung [35] (siehe Tab.: 1).

Tabelle 1: Demographische und anthropometrische Probandendaten (MD=Median).

Probanden Nr.	Geschlecht [m/w]	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI
1	w	20	169	53,2	18,6
2	m	23	169	67,3	23,6
3	w	21	160	53,7	21,0
4	w	29	169	55,7	19,5
5	w	24	165	63,3	23,3
6	w	25	169	57,0	20,0
7	m	24	177	71,0	22,8
8	w	51	169	62,1	21,7
9	w	21	161	47,2	18,2
10	w	23	163	50,1	18,9
11	w	21	165	67,4	24,8
12	m	25	168	60,6	21,5
13	m	25	184	83,1	24,5
14	m	22	181	87,4	26,8
15	m	21	179	68,3	21,4
16	m	23	182	73,0	22,0
17	m	26	184	77,1	22,8
18	m	28	173	80,4	26,9
19	m	24	180	78,1	24,1
20	m	24	184	71,2	21,0
	Anzahl				
MD Frauen	n = 9	23,0	165,0	55,7	20,0
(min. - max.)		(20-51)	(160-169)	(47,2-67,4)	(18,2-24,8)
MD Männer	n = 11	24,0	180,0	73,0	22,8
(min. - max.)		(21-28)	(168-184)	(60,6-83,1)	(21,0-26,9)

2.2 Versuchsaufbau

Alle Messungen erfolgten im Institut für Rechtsmedizin der LMU München. Der Versuchsraum ließ sich bei Bedarf abdunkeln, war jedoch nicht schallgeschützt. Zur Einstellung der Sitzposition diente ein winkelverstellbarer Stuhl (Abb. 4).



Abb. 4: Winkelverstellbarer Teststuhl Rohversion.

Sowohl die Rückenlehne als auch die Sitzfläche ließen sich zur Horizontalen verstellen. Geprüft wurden die eingestellten Winkel anhand eines digitalen Winkelmessgeräts. Die Winkel wurden bei jedem Probanden neu gemessen und notiert. Angelehnt an Velavan und Huf [36] wurde in einer neuen Sitzposition gemessen, die speziell für das autonome Fahren entwickelt wurde. Der 30° Winkel für die Rückenlehne in Bezug auf die Horizontale (siehe Abb. 5: Betawinkel) wurde mit $29,4 \pm 0,5$ (MW \pm SA) beibehalten. Lediglich die Sitzfläche war mit $30,8 \pm 0,8$ (MW \pm SA) zur Horizontalen etwa 10° flacher eingestellt als von Velavan und Huf beschrieben (siehe Abb. 5: Alphawinkel). Der Teststuhl (siehe Abb. 4) war mit Schaumstoff gepolstert, sodass mögliche Störungen durch eine Auflage der für die EMG-Messung notwendigen Elektroden geringgehalten wurden. Zudem ermöglichte er den Probanden eine bequeme Position einnehmen zu können, welche das Einschlafen erleichtern sollte. Die genauen Maße der Sitzfläche sowie der Rückenlehne können der *Abb. 53* im Anhang entnommen werden. Seitlich zur Rückenlehne waren zusätzlich Polsterungen angebracht, sodass ein versehentliches Herausfallen aus dem Stuhl durch ungewollte

Bewegungen im Schlaf ausgeschlossen wurde. Für kleinere Probanden wurde gegebenenfalls das Fußpodest erhöht, sodass die Füße eines jeden Probanden auf einer geraden Fläche abgelegt werden konnten.



Abb. 5: Eingestellter Teststuhl mit Darstellung der verstellbaren Winkel.

2.3 Studiendurchführung und Datenerhebung

2.3.1 Probandenvorbereitung

Im Eingangsgespräch mit den Probanden wurden diese über den Ablauf und die datenschutzrechtlichen Bestimmungen aufgeklärt. Nach Einwilligung, Unterschrift und Abfragen der Ausschlusskriterien wurden die Probanden zum Umziehen geschickt. Mittels eines Fragebogens (siehe Anhang *Abb. 50*) wurde vorab die gesundheitliche Eignung zur Teilnahme an den Schlafversuchen festgestellt. Die anthropometrische Datenerfassung erfolgte mittels Maßbandes und höhenverstellbaren Hockers. Die erhobenen Daten sind der *Tabelle 7* im Anhang zu entnehmen.

Die Teilnehmer wurden im Voraus gebeten in Unterwäsche bzw. kurzer, bequemer Kleidung zu erscheinen, um Artefakte durch Reibung der Kleidung an den Elektroden zu vermeiden. Zusätzlich ermöglichte dies eine erleichterte Anbringung der Elektroden zur Muskelaktivitätsmessung.

2.3.2 Elektromyographie

Die Nassgelelektroden (Ag/AgCl) mit einer Sensorfläche von 15mm² besaßen einen dezentralen Anschluss, sodass einerseits ein schmerzfreies Anbringen der Transmitter am Probanden möglich war.



Abb. 6: Verwendete oberflächliche EMG Elektrode (Quelle: ambu GmbH).

Andererseits sind diese Elektroden von Vorteil, wenn eine Druckbelastung während der Messung zu erwarten ist [37]. Besonders bei der Ableitung der Rückenstrecker konnten sogenannte Druckartefakte erwartet werden, da diese der Schaumstoffpolsterung der Rückenlehne direkt auflagen. Auch die übrigen Elektroden konnten gegebenenfalls von einer Druckbelastung durch die aufliegende Decke betroffen sein. Diese waren aufgrund des geringen Auflagegewichts der verwendeten Decke jedoch als gering einzuschätzen.

Die Aufnahme der oberflächlichen Muskelaktivität erfolgte mit dem kabellosen 16 Kanal EMG Messgerät *Myon 320* (12 bit Auflösung) der Firma *Myon AG*. Die Aufnahme­frequenz der EMG Signale betrug 2000 Hz. Diese wurden über einen A/D-Wandler (NI USB-6210) mit einer Auflösung von 16 bit und einem Eingabebereich von +/- 2,5 V (Referenzmessungen) bzw. +/- 5 V (Maximalkraftmessungen) (Firma *National Instruments*) konvertiert und auf den Messlaptop übertragen. Über die Software *ProEMGApplication* (Version 2.1.3.6) erfolgte die Aufzeichnung, Speicherung und Exportierung der EMG-Rohdaten.

Die Muskelmessung erfolgte bei allen ausgewählten Muskeln bilateral, um Seitendifferenzen durch eine mögliche Veränderung der Körperposition während des Schlafens

zu erfassen und Vergleiche der Körperseiten ziehen zu können. Zusätzlich wurde eine Ableitung über dem Sternum (siehe Abb. 7) gemessen. Diese Erfassung der elektrischen Herzaktivität diente als vereinfachtes Elektrokardiogramm (EKG) und ermöglichte in der Folge eine Eliminierung der EMG-Artefakte, welche durch die Kontraktion des Herzens die Referenzmessungen verunreinigt haben. Das Vorgehen der EKG-Elimination ist unter (2.4.1) detailliert dargestellt. Gemessen wurde die Aktivität beidseits vom M. Sternocleidomastoideus (SCLM) und den Nackenextensoren (NE), die beide für die Stabilisierung des Kopfes zuständig sind. Für die Stabilität des Rumpfs wurde der M. Erector spinae (ES) (Pars lumbalis), M. Rectus abdominis (RA) und M. Obliquus externus abdominis (OE) erfasst. Welsch [3] beschreibt in ihrer Arbeit, dass sich die einzelnen Teile des ES in verschiedenen Sitzpositionen in Ruhe ähnlich zueinander verhalten, sodass sich die Auswahl der Rückenstrecker in dieser Arbeit auf den lumbalen Teil beschränkte. Zur Beurteilung der unteren Extremität diente die Messung der Aktivität des M. Quadriceps femoris vastus lateralis (VL) und M. Tibialis anterior (TA). Da nur sechzehn Kanäle für die Messung zur Verfügung standen wurde die Auswahl auf die genannten sieben Muskelpaare, sowie der Ableitung über dem Sternum zur Aufzeichnung der Herzaktivität beschränkt.

2.3.3 Elektrodenpositionierung

Die zu beklebenden Stellen wurden gegebenenfalls rasiert und jeweils mit abrasiver Paste und Desinfektionsmittel von Hautschuppen befreit, um den Widerstand zu vermindern [37]. Die bipolaren oberflächlichen Einwegelektroden vom Typ BlueSensor N der Firma *Ambu GmbH* (siehe Abb. 6) wurden anschließend auf den ausgewählten Muskeln platziert. Nach Reinigung der entsprechenden Hautstellen, erfolgte die Anbringung der oberflächlichen Elektroden nach Protokoll (siehe Anhang *Abb. 48*). Es wurden insgesamt sieben Muskelpaare gemessen. Die oberflächlichen EMG-Elektroden wurden jeweils mittig auf den Muskelbäuchen [38] und parallel zum Muskelfaserlauf mit etwa 2 cm Interelektrodenabstand aufgeklebt [37]. Die Platzierung erfolgte anhand der in Tabelle 2 dargestellten anatomischen Punkte.

Tabelle 2: Elektrodenpositionierung der Muskeln.

Muskel	Elektrodenposition
M. Vastus lateralis (quadriceps femoris)	distal 1/3 der Länge zwischen Spina iliaca anterior superior und lateraler Patella [39]
M. Tibialis anterior	proximal 1/3 der Länge zwischen Fibulakopf und medialem Malleolus [39]
M. Rectus abdominis	3 cm lateral und 5 cm oberhalb des Bauchnabels [40]
M. Obliquus externus	entlang der Linie vom untersten Rippenrand zum gegenüberliegenden Scham tuberkel, etwa 14 cm von der Mittellinie mit 45 ° Neigung zur Mittellinie [41]
M. Erector spinae pars lumbalis	zwei Finger breit lateral der Wirbelsäule auf Höhe des Proc. Spin. Von L1 [39]
Nackenextensoren	Auf Höhe von C4 jeweils 2 cm lateral der Mittellinie [42]
M. Sternocleidomastoideus	Hälfte der Strecke zwischen Proc. Mastoideus und sternaler Einkerbung [42]
Herzschlag	mittig auf dem Sternum [3]

Die Position der angebrachten Elektroden wurde anschließend durch Fotos von anterior, posterior sowie lateral von rechts und links dokumentiert (siehe Abb. 7).



Abb. 7: Elektrodenpositionierung am Beispiel von Proband 19 mit Ansicht von anterior, posterior und beidseits lateral.

Dies ermöglichte gegebenenfalls eine nachträgliche Kontrolle der Elektrodenposition, um Unstimmigkeiten durch falsch positionierte Elektroden nachträglich ausschließen zu können. Anschließend wurden die EMG-Elektroden über die Kabel mit den Transmittern verbunden und diese durch elastisches Tape am Probanden fixiert. Abschließend wurde jede Muskelableitung einer kurzen Signal- und Funktionsprüfung unterzogen, um eine störfreie Aufnahme sicherzustellen.

2.3.4 Referenzmessungen

Die Aufnahme der Referenzmessungen erfolgte jeweils über 60 Sekunden. Zu Beginn wurde bei jedem Probanden eine Referenzmessung in Rückenlage durchgeführt. Dabei sollten die Probanden möglichst entspannt auf einer Untersuchungsfläche liegen. Der Kopf lag während der Messung auf einem Kopfkissen. Die Probanden wurden vor Beginn der Messung über den Aufnahmestart, sowie nach Beenden der Messung darüber informiert. Anschließend wurden die Probanden gebeten im eingestellten Teststuhl Platz zu nehmen (siehe Abb. 8) und es erfolgte eine Messung im wachen und

entspannten Zustand (W1). Die Referenzmessungen wurden durchgeführt, um gegebenenfalls nachträglich einen Vergleich der Liegesitzposition zur geraden entspannten Liegeposition ziehen zu können.

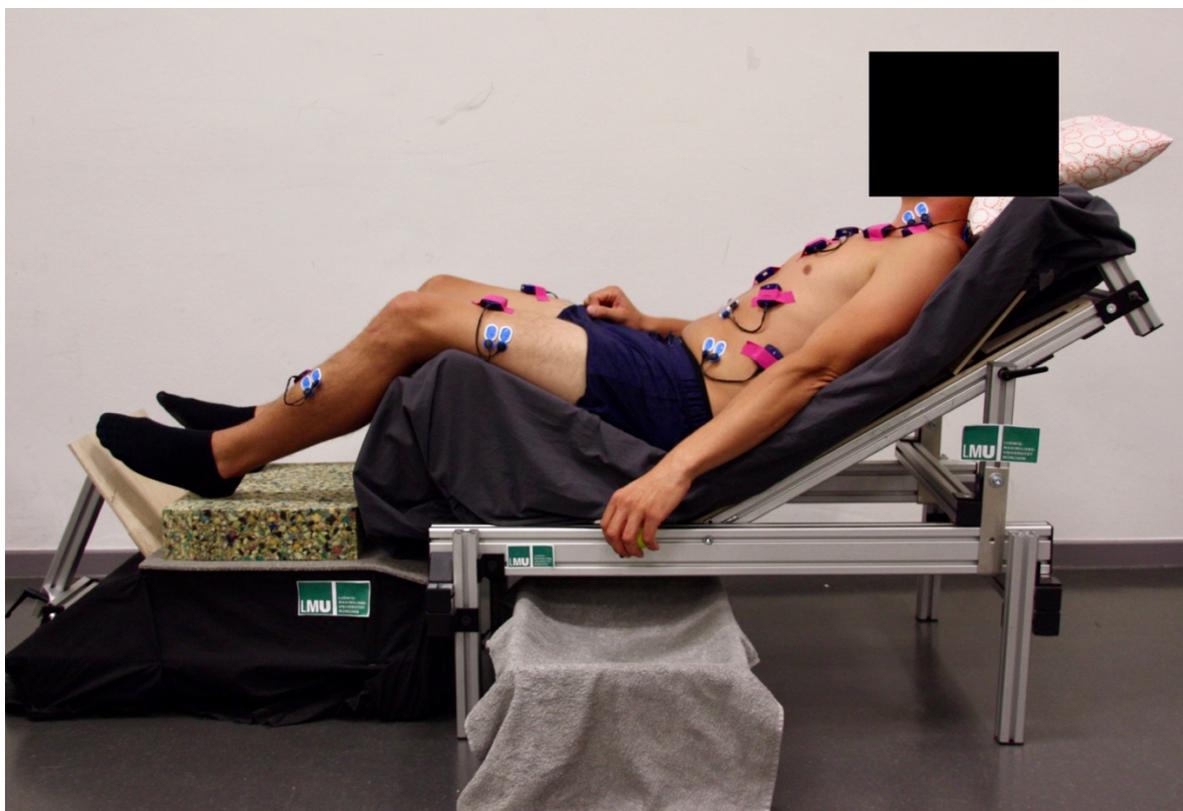


Abb. 8: Ausgangslage eines Probanden im Liegesitz.

2.3.5 Messungen im schlafnahen Bewusstseinszustand

Für die folgenden Aufnahmen im schlafnahen Zustand wurde der Raum abgedunkelt und die Probanden erhielten eine leichte Decke zum Wärmeerhalt. Zur Detektion des Einschlafzeitpunkts wurde ab dem vierten Probanden ein Tennisball verwendet. Die Probanden sollten den Tennisball entspannt in der linken Hand mit der palmaren Handseite nach unten halten, wobei der Arm an den Stuhllehnen aufgelegt wurde, sodass außer der Handmuskulatur keine weiteren Muskeln aktiv sein mussten. Der Zeitpunkt, bei dem der Tennisball mit zunehmender Entspannung aus der Hand in ein Tuch fiel (Ball-Signal), wurde als „Einschlafzeitpunkt“ gewertet und es folgte die erste Messung in schlafnahem Zustand (N1). Bei den ersten drei Probanden und den Probanden ohne ausreichende Entspannung in der Handmuskulatur, sodass kein positives Ball-Signal als Einschlafzeitpunkt bestimmt werden konnte, wurden die Messungen ohne Ball-Signal begonnen und durchgeführt. Dabei lag der Beginn der ersten

schlafnahen Messung im Ermessen des Versuchsleiters. Als Orientierung dienten, soweit es möglich war, eine Veränderung der Atemtiefe und Atemfrequenz, sowie eventuell auftretende Einschlafmyoklonien. Aufgrund der Raumabdunkelung und Distanz zum Probanden war es nur teilweise möglich in diesen Fällen den Bewusstseinszustand ausreichend zu beurteilen. Nach jeweils zehn weiteren Minuten nach N1 folgte die zweite (N2) und dritte (N3) Schlafmessung. Es wurde jeweils der Aufnahmezeitpunkt notiert und die Herzfrequenz durch Abzählen der Herzkontraktionen über die Sternumelektroden bei jeder Messung bestimmt. Zusätzlich wurden Notizen über Positionsänderungen, Bewegungen oder Änderungen der Kopflage des Probanden gemacht. Nach Ende der Messung N3 wurden die Probanden geweckt. Nun folgte eine erneute Messung in wachem und entspanntem Zustand (W2), um zeitliche Veränderungen der Elektroden beispielsweise durch Druck oder Wärmebildung detektieren zu können. Abschließend sollten die Probanden subjektiv eine Einschätzung zum Schlaf abgeben. Dabei gaben sie zuerst an, ob Sie geschlafen haben und wurden anschließend jeweils auf einer Skala von 1 - 5 zu Schlaftiefe, Erholbarkeit, Einschlafverhalten und Sitzposition befragt. Zusätzlich hatten Sie die Möglichkeit eine freie Bemerkung zum Schlaf und Testablauf abzugeben.

2.3.6 Messungen der maximalen isometrischen Muskelkontraktion

Für die Normalisierung der EMG-Daten wurden isometrische Maximalkraftmessungen [43] für jeden gemessenen Muskel durchgeführt. Dabei wurden die Übungen so in Gruppen eingeteilt, dass der Proband zwischen den Übungen so wenig wie möglich umgelagert werden musste. Die Reihenfolge der Gruppen wurde bei jedem Proband zufällig gewählt, um eine systematische Ermüdung einzelner Muskeln zu vermeiden [37]. Die Übungen für den M. tibialis anterior und M. rectus abdominis erfolgten als eine separate Gruppe liegend auf dem Rücken. Eine weitere Gruppe stellte beidseits der M. Sternocleidomastoideus, die Nackenextensoren sowie der M. Vastus lateralis rechts und links dar. Dabei erfolgte die Messung dieser Muskeln sitzend. Die Rückenstrecker wurden zusammen mit den schrägen Bauchmuskeln (OE) gemessen, wobei für die Rückenstrecker jeweils eine Umlagerung von Rückenlage in Bauchlage nötig war.

Die jeweiligen Übungen zur Erfassung der isometrischen Maximalkraft (MVC) sind in Tabelle 3 aufgeführt. Jede Übung wurde drei Mal mit einer jeweiligen maximalen Belastungsdauer von 3 – 5 Sekunden durchgeführt. Für die MVC Messungen diente eine gepolsterte Liege, sowie zwei Spanngurte. Um direkten Hautkontakt und somit eine

oberflächliche Verletzung zu vermeiden, wurde bei der Durchführung der Übungen mit Spanngurt ein Handtuch dazwischen gelegt. Während der Durchführung der MVC Übungen wurden die Probanden vom Versuchsleiter zusätzlich angefeuert, um die jeweilige maximale Kontraktionskraft zu erreichen.

Tabelle 3: Übungsausführung zur isometrischen Maximalkraftbestimmung der Muskeln.

Muskel	Übungsbeschreibung
M. Tibialis anterior	Auf dem Rücken liegend Zehen gegen manuellen Widerstand Richtung Kopf ziehen [37]
M. Rectus abdominis	Sit-Up gegen manuellen Widerstand; Beine 90° flektiert und aufgestellt; Füße mittels Spanngurt fixiert [37]
M. Sternocleidomastoideus	Aufrecht sitzend den Kopf gegen manuellen Widerstand nach rechts bzw. links drehen [44]
Nackenextensoren	Aufrecht sitzend; leicht gebeugten Kopf gegen manuellen Widerstand nach hinten oben bewegen [44]
M. vastus lateralis	Sprunggelenk durch Spanngurt fixiert; isolierte Kniestreckbewegung im rechten Winkel [37]
M. obliquus externus	Sit-Up schräg gegen manuellen Widerstand; Beine 90° flektiert und aufgestellt; Füße mittels Spanngurt fixiert [37]
M. erector spinae	Bauchlage; Beine durch Spanngurt fixiert; Oberkörper gegen manuellen Widerstand aufrichten [37]

2.4 Datenaufbereitung

Die Auswertung der Maximalkraftmessungen erfolgte ebenfalls mit der Software *Pro-EMGApplication*. Für die Aufbereitung und Analyse der Ruhe- und Schlafmessungen

diente das Datenanalyse-Programm LabChartPro (Version 8.1.11) der Firma *ADInstruments*. Die Rohdaten der EMG-Messungen wurden auf Signalstörungen, Vollausschläge und Ausfälle untersucht und anschließend weiter prozessiert. Für die Referenzmessungen wurde ein störfreies 10-Sekunden Intervall in der Aufnahmesoftware *proEMG* ausgeschnitten und mit der Software *LabChartPro* prozessiert und ausgewertet. Die Datenaufbereitung und Auswertung der Maximalkraftmessungen wurde direkt mit der Software *proEMG* durchgeführt. Die Analyse und Auswertung werden im Folgenden beschrieben.

2.4.1 EKG-Elimination

In den Referenzmessungen der Kopfstabilisatoren und der Rumpfmuskulatur waren EKG-Artefakte zu beobachten. Die Aufnahmen der Beinmuskulatur (TA, VL) waren frei von EKG Artefakten und wurden deshalb ohne die nun beschriebene Methode zur EKG-Eliminierung prozessiert und ausgewertet. Um die zuerst genannten Referenzmessungen (SCLM, NE, RA, OE, ES) von den EKG-Artefakten bereinigen zu können wurde mittels EMG-Ableitung über dem Sternum parallel zu den EMG Aufnahmen ein Herz-EKG aufgenommen. Die Herzfrequenz wurde über die Zahl der Herzschläge aus der Sternum-Ableitung bestimmt. Dazu wurde die Anzahl der „R-Zacken“ des abgebildeten QRS-Komplexes innerhalb der 60 Sekunden Messung gezählt und auf dem Messprotokoll (siehe Anhang *Abb. 52*) eingetragen.

Das Prozessieren der Daten erfolgte über die Datenaufbereitungssoftware *LabChart-Pro*. Die verwendete Methode zur Eliminierung des EKG Artefakts stammt aus einem Support Video von *ADInstruments* [45] und wird im Folgenden detailliert beschrieben. Die ersten 16 Kanäle wurden den jeweiligen EMG Elektroden zugeschrieben. Kanal 17-27 wurden für die weitere Datenprozessierung sowie die EKG Elimination genutzt. Der Kanal 17 („*QRS locate*“) ermittelte über eine Fensterfunktion den QRS Komplex aus der Sternumableitung (Kanal 1). Im Weiteren wurde Kanal 17 geglättet und der detektierte Bereich als Leerstelle festgelegt. Die zu bereinigende Aufnahme (jeweils für Kanal 2 – 11) wurde mit einem Hochpassfilter belegt und mit den gelöschten EKG-Bereichen kopiert und eingefügt („Null EMG“). Nun wurde der Bereich durch Kopieren des EMG Signals im Bereich unmittelbar vor dem EKG-Ausschlag („Shift left“, „Copy Data“, „Shift right“) wieder im Bereich des gelöschten QRS Komplexes eingefügt. Abschließend wurden die Aufnahmen mit einem Tiefpassfilter belegt, geglättet und der Mittelwert über die gesamten 10 Sekunden bestimmt. Da die Referenzmessungen der

Material und Methoden

Beinmuskulatur frei von EKG Artefakten waren, wurden diese lediglich mit einem Hochpass- und Tiefpassfilter belegt, geglättet und anschließend der Mittelwert bestimmt. Die Mittelwerte wurden für jeden Muskel separat berechnet und in eine Excel-Datenbank übertragen.

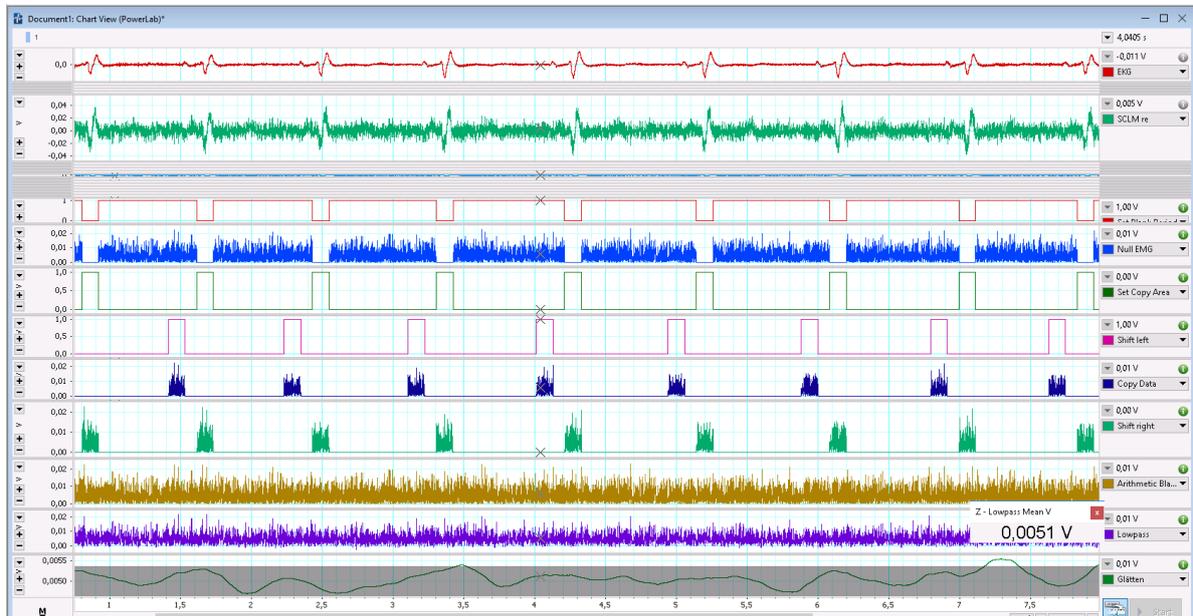


Abb. 9: EKG Elimination am Beispiel des M. Sternocleidomastoideus.

2.4.2 Normalisierung

Um die absolut gemessenen Muskelaktivitätswerte vergleichen zu können müssen diese zuerst normalisiert werden. Eine häufig verwendete Methode zur quantitativen und objektiven Beurteilung von EMG Signalen ist die Normalisierung zur isometrischen Maximalkraft [46]. Hierbei werden die gemessenen elektrischen Signale in Bezug zu den jeweiligen Maximalkraftwerten gesetzt und es können somit quantitative Aussagen über die Beanspruchung einzelner Muskeln getroffen werden [47]. Da das Aktivitätsniveau der Muskeln während den Ruhe- und Schlafmessungen sehr gering war, wurde neben der Methode der Maximalkraftnormalisierung zusätzlich eine Normalisierung zur ersten Wachmessung (W1) im Liegestuhl durchgeführt. Die W1-Normalisierung diente zur besseren Darstellung und Bewertung der jeweiligen Messzeitpunkte. Aufgrund der Einordnung der Aktivitätsniveaus wurde jedoch auf die Maximalkraftnormalisierung nicht verzichtet.

2.4.3 Bestimmung der maximalen isometrischen Muskelkontraktion

Für die Bestimmung der Maximalkraftwerte wurden die Rohdaten (siehe Abb. 10) begutachtet und mit der Software *proEMGApplication* prozessiert und ausgewertet.

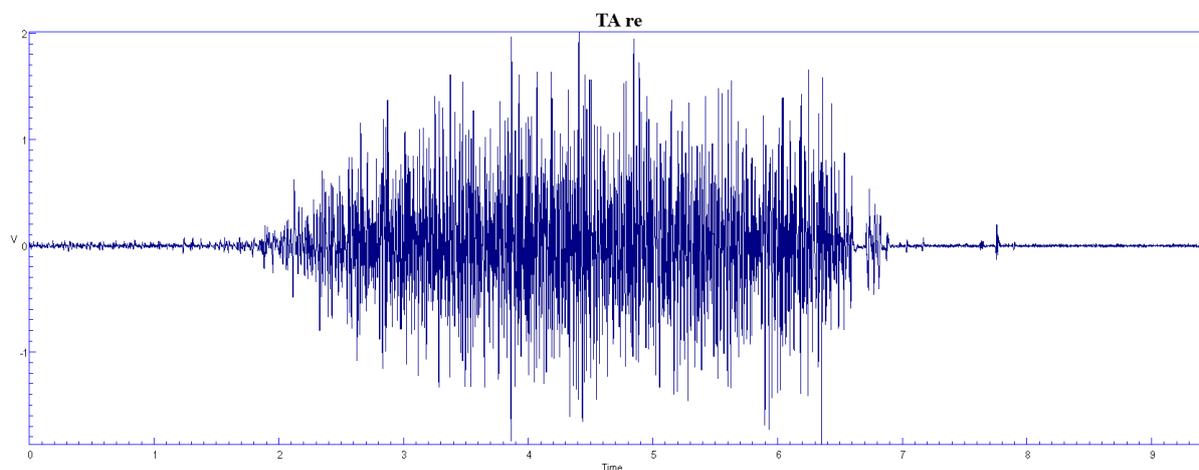


Abb. 10: Rohdaten der MVC Messung am Beispiel des rechten M. tibialis anterior von Proband 04.

Die Messungen wurden mit einem Hoch- und Tiefpassfilter bearbeitet, gleichgerichtet, und über einen Bereich von 25 ms der quadratische Mittelwert berechnet. Für die Bestimmung der Maximalkraftwerte innerhalb des prozessierten Signals wurden über jeweils neu definierte Aktivierungswerte der Bereich der Muskelaktivierung festgelegt. Der Muskel war dabei als aktiv zu werten, wenn er 10 % des maximalen Werts für mindestens 50 ms überschritt. Aus diesem Bereich wurden aus dem geglätteten Signal

der maximale Wert ermittelt und anschließend in eine Excel-Datenbank eingetragen. Es wurden alle drei Messungen für jeden Muskel ausgewertet. Als endgültigen Maximalkraftwert wurden alle drei Werte eines jeden Muskels gemittelt. Bei extremen Abweichungen oder Signalstörungen wurde gegebenenfalls ein Wert bei der Berechnung ausgeschlossen. So ließen sich abnehmende Werte, wie beispielsweise durch muskuläre Ermüdung, oder ansteigende Werte, beispielsweise durch eine bessere Ansteuerung der Muskelgruppe nach wiederholter Durchführung der Übung, ausgleichen [3].

2.4.4 Darstellung

Die Darstellung der Daten erfolgte als Punktdiagramme. Auf der y-Achse wurde das Muskelaktivitätsniveau in Prozent, bezogen auf die erste Wachmessung (W1-normalisiert) im Liegestuhl, aufgeführt. Die x-Achse bildete die jeweiligen Messzeitpunkte (W1, N1, N2, N3, W2) ab. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Graphen keine Verläufe abbilden, sondern lediglich die in 2.3.5 beschriebenen Messzeitpunkte wiedergeben. Die Verbindung der Messzeitpunkte diente zur besseren Veranschaulichung, sodass die zusammengehörigen Messungen einheitlich kenntlich gemacht werden konnten und Unterschiede der Muskelaktivitäten besonders zwischen den wachen und den schlafnahen Messungen deutlicher zu erkennen waren. Die Graphen wurden individuell skaliert dargestellt, um eine bessere Lesbarkeit zu ermöglichen. Anschließend an die graphische Ergebnisdarstellung der einzelnen Muskeln bzw. der jeweiligen Probanden erfolgte eine graphische Übersichtsdarstellung der muskelspezifischen sowie der probandenspezifischen Ergebnisse. Bei diesen Übersichtsdarstellungen wurden die Graphen jeweils einheitlich skaliert dargestellt, um eine einfachere visuelle Vergleichbarkeit zwischen den Graphen zu ermöglichen. Für jeden gemessenen Muskel (jeweils rechts und links separat) wurde eine Graphik mit allen Probandenmessungen erstellt. Diese muskelspezifischen Ergebnisse sind unter 3.2 aufgeführt und genauer erläutert. Um die Muskelaktivitätsniveaus der einzelnen Probanden separat darzustellen, wurde für jeden Probanden eine graphische Übersicht mit allen Muskelpaaren erstellt. Dabei erhielten die Muskelpaare jeweils dieselbe Farbe (siehe Tabelle 4). Die Darstellung und Erläuterung der probandenspezifischen Ergebnisse erfolgten unter 3.3. Es wurde lediglich eine deskriptive Statistik angefertigt. Auf weitere statistische Auswertungen wurde aufgrund der geringen Stichprobenzahl verzichtet.

Tabelle 4: Zuordnung der Farben zu den Muskelpaaren

Muskelpaare	Farbe in der graphischen Darstellung
RA	<i>Blau</i>
OE	<i>Grün</i>
SCLM	<i>Rot</i>
NE	<i>Orange</i>
ES	<i>Gelb</i>
VL	<i>Grau</i>
TA	<i>Lila</i>

3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Arbeit, beginnend mit der subjektiven Schlafbewertung, beschrieben. Graphisch werden die muskel- und probandenspezifischen Ergebnisse erläutert. Abschließend folgen die Muskelaktivitätswerte bezogen auf die jeweilige maximale isometrische Kontraktionskraft. Alle abgeleiteten absoluten Muskelaktivitätsmesswerte in Volt sind im Anhang tabellarisch auf den Seiten 114 ff. dargestellt.

3.1 Subjektive Schlafbewertung

Siebzehn von zwanzig Versuchsteilnehmern konnten unter den Testbedingungen einschlafen. Als „schlafend“ gewertet wurden alle Teilnehmer, die selbst angegeben hatten, dass sie während der Messung eingeschlafen waren. Von den siebzehn eingeschlafenen Probanden wurden dreizehn mit einem positiven Ball-Signal gemessen. Die subjektive Bewertung der Liegesitzposition (siehe Tabelle 5) wurde im Durchschnitt als bequem bewertet. Die Beurteilung der Schlafqualität fiel deutlich unterschiedlicher aus, wobei die nicht-schlafenden Probanden keine Angabe zur Erholbarkeit des Schlafs machen konnten.

Generell ließ sich in den Muskelaktivitätsmessungen kein Schlafbeginn durch einen beispielsweise einheitlichen Muskelaktivitätsabfall erkennen. Lediglich wenige Probanden reagierten mit einem Absinken einzelner Muskelaktivitätsniveaus während den Schlafmessungen (N1-N3). Insgesamt lagen die Muskelaktivitätswerte während den Wach- und Schlafmessungen in einem sehr niedrigen Aktivitätsbereich. Mit Ausnahme der Nackenextensoren waren die Muskeln zwischen 0,47 % und 4,81 % ihrer Maximalkraft aktiv. Die Nackenextensoren erreichten Aktivitätswerte bis 15,65 % ihrer Maximalkraft. Die erzielten Aktivitätswerte der gemessenen Muskeln in den wachen bzw. schlafnahen Bewusstseinszuständen bezogen auf die maximale willkürliche Kontraktion werden im Abschnitt 3.4 genauer beschrieben. Aufgrund der niedrigen Aktivitätswerte wurde bei der Ergebnisdarstellung auf eine Maximalkraftnormalisierung verzichtet. Zur besseren Veranschaulichung der Daten wurden die Ergebnisse jeweils auf die erste Wachmessung (W1) normalisiert dargestellt.

Tabelle 5: Subjektive Bewertung der Liegeposition und Erholsamkeit durch die Probanden

Proband	Schlaf [ja] [nein]	Ball-Sig- nal [positiv] [negativ] [-] ¹	Liegeposition [1 – sehr bequem] [2 – bequem] [3 – neutral] [4 – unbequem] [5 – sehr unbequem]	Erholsamkeit [1 – sehr erholsam] [2 – erholsam] [3 – neutral] [4 – kaum erholsam] [5 – nicht erholsam]
01	nein	-	keine Bewertung	keine Bewertung
02	ja	-	3,5	keine Bewertung ²
03	ja	-	3	4
04	ja	positiv	2	1
05	ja	negativ	1	2
06	ja	positiv	3	4
07	ja	positiv	2	2
08	ja	positiv	3	2
09	nein	negativ	2	keine Bewertung
10	ja	positiv	2	5
11	ja	positiv	2	3
12	ja	positiv	2	2
13	ja	positiv	2	2
14	ja	positiv	1	1
15	ja	positiv	3	2
16	ja	positiv	2	3
17	ja	positiv	2	2
18	ja	positiv	2	2
19	ja	positiv	2	2
20	nein	negativ	2	keine Bewertung
<i>Mittelwert (MW)</i> <i>Standardabweichung (SA)</i> <i>Median (MD)</i>			MW ± SA: 2,18 ± 0,63 MD (min.-max.): 2 (1-3,5)	MW ± SA: 2,44 ± 1,06 MD (min.-max.): 2 (1-5)

3.2 Muskelspezifische Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Aktivitätsmessungen der Kopfstabilisatoren (SCLM, NE), Rumpfmuskulatur (OE, RA, ES) und unteren Extremitäten (VL, TA) erläutert. Auf die tabellarische Darstellung der exakten Messwerte wurde zugunsten der

¹ Durchführung ohne Tennisball

² Proband 02 konnte zur Erholsamkeit „keine Bewertung“ abgeben

Übersichtlichkeit und Lesbarkeit aufgrund des hohen Datenvolumens verzichtet. Wichtige Messwerte wurden im Text beschrieben. Alle gemessenen Daten sind im Anhang auf den Seiten 106 folgend einzusehen. Die beschriebenen Muskelaktivitätswerte wurden jeweils in Prozent bezogen auf die erste Wachmessung (W1) angegeben.

3.2.1 Kopfstabilisatoren

Die Messergebnisse der Kopfstabilisatoren (SCLM re, SCLM li, NE re und NE li) wurden anhand der jeweiligen graphischen Darstellung erläutert.

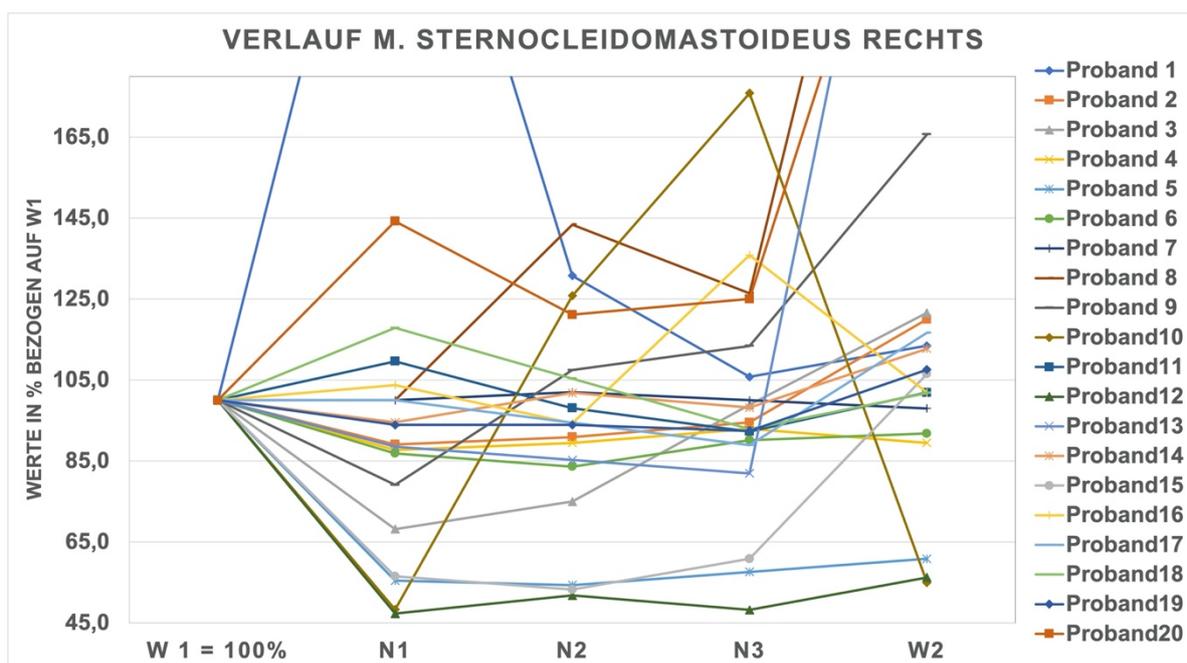


Abb. 11: Muskelaktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus von Proband 01 – 20.

In Abb. 11 wurden alle Messergebnisse des rechten SCLM der Probanden dargestellt. Die Aktivitätsniveaus des rechten SCLM aller Probanden befanden sich zu allen Messzeitpunkten im Bereich von 47,3 % W1 bis 305,6 % W1. Graphisch ergab sich ein diffuses Bild. Eine klare und einheitliche Tendenz ließ sich visuell nicht erkennen. Zwölf der Zwanzig gemessenen Probanden zeigten eine Abnahme im Aktivitätsniveau bei der ersten Schlafmessung. Drei Probanden zeigten keine Veränderung zur ersten Schlafmessung. Bei den restlichen fünf Probanden ließ sich ein Anstieg der Aktivität beobachten, wobei der Aktivitätsanstieg unterschiedlich hoch ausfiel (103,8 % W1 - 273,1 % W1). Neun Probanden blieben bei allen drei Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Proband 05, 12 und 15 behielten ein ähnlich niedriges Aktivitätsniveau

Ergebnisse

zu den Schlafmessungen bei. Zur anschließenden Wachmessung erreichte von diesen lediglich Proband 15 (106,5 % W1) wieder das Referenzniveau. Proband 05 und 12 blieben mit Werten von 60,9 % W1 und 56,3 % W1 bei W2 im Bereich des Schlafaktivitätsniveaus. Die nicht-schlafenden Probanden erreichten maximale Aktivitätswerte von 273,1 % W1 (Proband 01), 165,7 % W1 (Proband 09) und 261,5 % W1 (Proband 20). Bei den schlafenden Probanden waren die Maximalwerte von Proband 08 (305,7 % W1), Proband 10 (175,8 % W1) und Proband 13 (296,7 % W1) auffällig hoch. Vergleicht man die erste und zweite Schlafmessung fiel auf, dass mit elf von zwanzig Probanden etwa die Hälfte mit einem Rückgang der Muskelaktivität im rechten SCLM reagierten. Von diesen elf Probanden fiel bei sechs Probanden die Muskelaktivität bei N3 noch weiter ab. Zur zweiten Wachmessung gab es im rechten SCLM bei einigen Probanden deutlichere Abweichungen zur Referenzaktivität. Drei Probanden blieben mit Werten von 55,0 % W1 bis 60,9 % W1 deutlich unter der Referenzaktivität. Vier weitere Probanden nahmen bei W2 sehr hohe Aktivitätsniveaus (165,7 % W1 - 305,7 % W1) an. Unter diesen befanden sich mit Proband 09 und Proband 20 zwei der nicht-schlafenden Probanden. Die restlichen dreizehn Probanden blieben mit Aktivitätswerten von 89,5 % W1 bis 121,6 % W1 nahe an der Referenzaktivität.

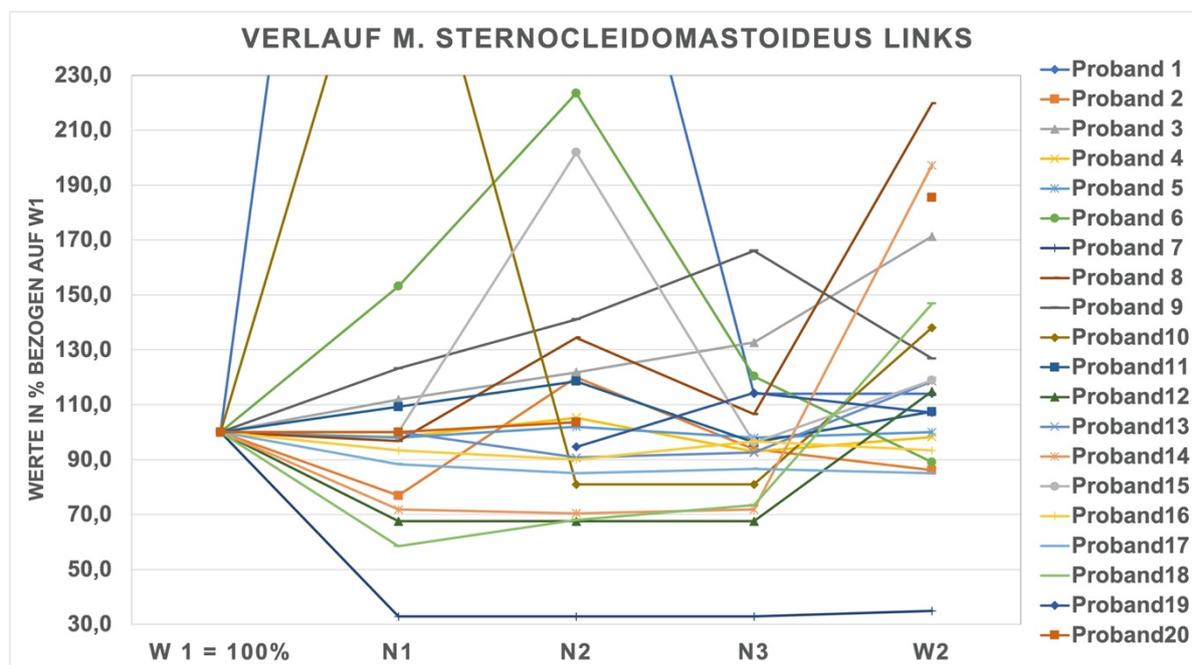


Abb. 12: Muskelaktivität des linken M. Sternocleidomastoideus von Proband 01 – 20.

Auch die Aktivitätsniveaus des linken SCLM stellten sich graphisch diffus dar (siehe Abb. 12). Alle gemessenen Muskelaktivitäten der linken SCLM lagen im Bereich von

32,9 % W1 und 582,0 % W1. Zehn der Zwanzig Probanden zeigten bei N1 eine niedrigere Aktivität im Vergleich zu W1. Bei sechs Probanden ließ sich ein Anstieg von W1 zu N1 verzeichnen. Bei drei der zwanzig Testpersonen waren keine Aktivitätsänderungen bei N1 zu beobachten. Bei Proband 19 war aufgrund einer Signalstörung kein Wert bei N1 messbar. Die Aktivitätsanstiege fielen mit Werten zwischen 109,3 % W1 und 582,0 % W1 unterschiedlich hoch aus. Werte unterhalb der Referenzaktivität bei allen Schlafmessungen zeigten Proband 07, Proband 12, Proband 14, Proband 16, Proband 17 und Proband 18. Auffallend war, dass Proband 07 mit einem absoluten abgeleiteten Spannungswert von 14,9 Mikrovolt bei W1 verglichen zu den übrigen Werten (5,0 – 10,1 Mikrovolt) den höchsten Referenzwert lieferte. Alle weiteren Messungen von Proband 07 lagen zwischen 32,9 % W1 und 34,9 % W1. Proband 12, Proband 14 und Proband 18 reagierten mit einem Anstieg des Aktivitätsniveaus zu W2. Die nicht-schlafenden Probanden zeigten zu den Messzeitpunkten jeweils Muskelaktivitätswerte in unterschiedlicher Höhe, die alle Werte über der Referenzaktivität annahmen. Auch schlafende Probanden verhielten sich teils mit einer Zunahme der gemessenen Muskelaktivität im linken SCLM. Bei N2 ließ sich bei sieben der zwanzig Probanden die höchste gemessene Muskelaktivierung während der Schlafmessungen im linken SCLM nachweisen, wobei die Ausprägung jeweils unterschiedlich stark ausfiel. Bei W2 zeigten sich in der Muskelaktivierung des linken SCLM unterschiedliche Ergebnisse. Den niedrigsten Aktivitätswert lieferte Proband 07 mit 34,9 % W1. Sieben Probanden nahmen Aktivitätswerte zwischen 126,8 % W1 bis 219,7 % W1 an. Darunter befanden sich auch zwei der nichtschlafenden Probanden. Die restlichen dreizehn Probanden blieben mit Aktivitätswerten von 85,0 % W1 bis 118,9 % W1 näher an der Referenzaktivität.

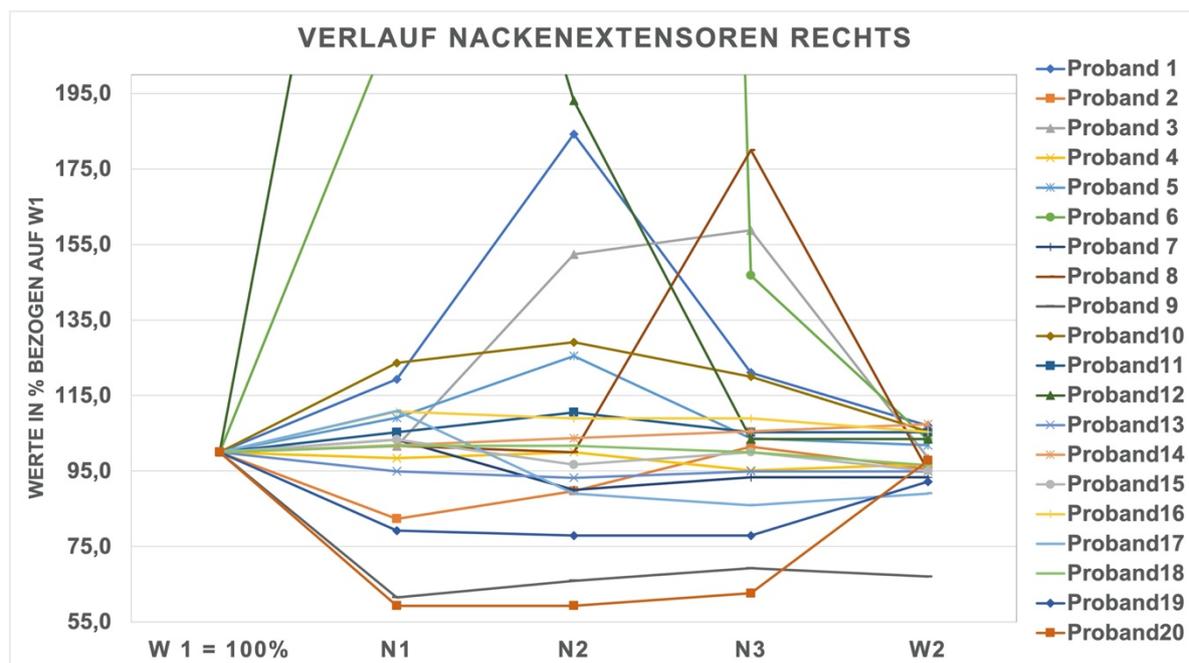


Abb. 13: Muskelaktivität der rechten Nackenextensoren von Proband 01 – 20.

Auch in der graphischen Darstellung der Aktivitätsergebnisse der rechten Nackenextensoren (siehe Abb. 13) ließen sich visuell bereits Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten und den Probanden erkennen. Die gemessene Aktivität der rechten Nackenextensoren lag im Bereich zwischen 59,3 % W1 und 1774,2 % W1. Jedoch blieben sieben der zwanzig Probanden mit allen Messwerten zwischen 90,0 % W1 und 110,7 % W1. Insgesamt zeigten sechs Probanden einen Rückgang der Muskelaktivität in den rechten NE unter die Referenzaktivität bei N1. Proband 09, Proband 13, Proband 19 und Proband 20 waren zu allen Schlafmessungen unterhalb der Referenzaktivität, wobei nur Proband 19 und 20 bei W2 mit Werten von 92,2 % W1 bzw. 97,8 % W1 wieder ein höheres Aktivitätsniveau im wachen Zustand verglichen zur Schlafmessung zeigten. Unter diesen vier Probanden befanden sich mit Proband 09 und Proband 20 zwei nichtschlafende Testpersonen. Proband 06 und Proband 12 lagen mit maximalen Werten von 1774,2 % W1 und 348,3 % W1 deutlich über den maximal erreichten Aktivitätsniveaus der restlichen Testpersonen. Zudem zeigten Proband 01 (N2: 184,2 % W1), Proband 03 (N3: 158,7 % W1) und Proband 08 (N3: 180,0 % W1) hohe Muskelaktivitätswerte im rechten NE im schlafnahen Zustand. Bis auf Proband 09 (67,0 % W1) erreichten alle Testpersonen bei W2 ein Aktivitätslevel nahe der Referenzaktivität (89,1 % W1 - 107,4 % W1).

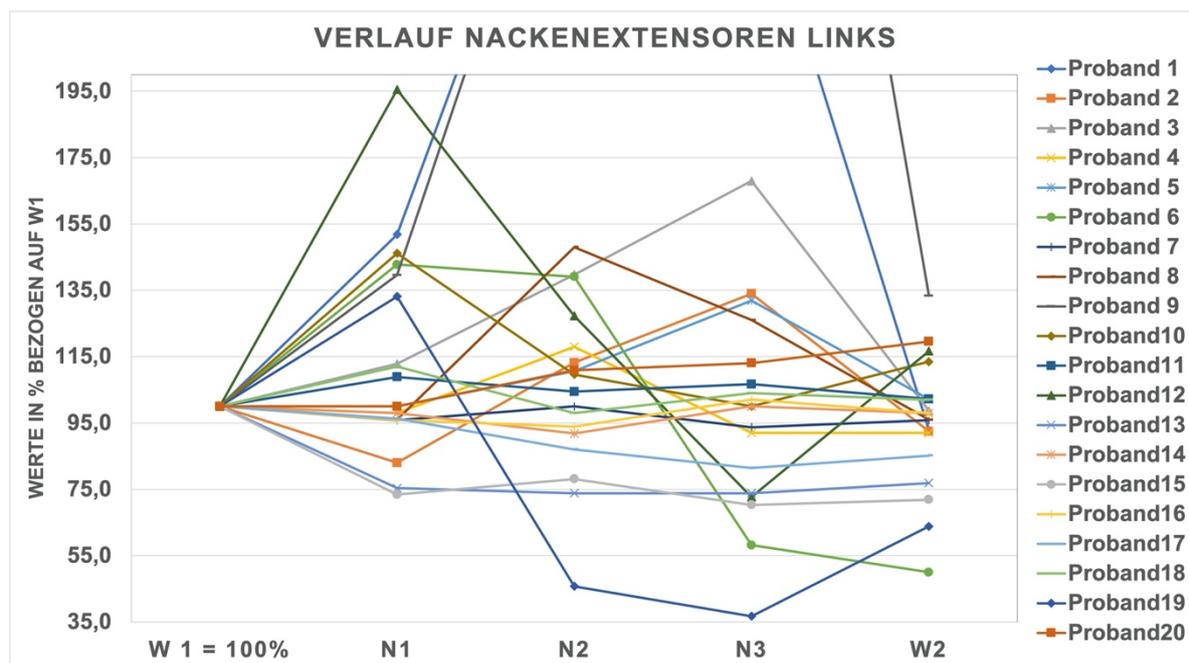


Abb. 14: Muskelaktivität der linken Nackenextensoren von Proband 01 – 20.

Die Muskelaktivitäten der linken Nackenextensoren (siehe Abb. 14) aller Probanden zeigten sich graphisch ebenfalls diffus mit deutlichen Unterschieden zu den Messzeitpunkten und zwischen den Probanden. Insgesamt bewegten sich die Muskelaktivitäten im Bereich von 36,7 % W1 bis 441,7 % W1. Mit Ausnahme der beiden nichtschlafenden Probanden 09 und 20 lagen alle gemessenen Werte unterhalb von 195,5 % W1. Neun der zwanzig Testpersonen zeigten ein niedrigeres Aktivitätsniveau bei N1 verglichen zu W1. Zwei Personen blieben bei der ersten Schlafmessung auf dem Aktivitätsniveau der Referenzaktivität. Die restlichen neun Probanden verzeichneten einen Anstieg der Muskelaktivität im linken NE bei N1. Bei sechs dieser neun Probanden sank die Aktivität bei N2 allerdings wieder auf ein niedrigeres Aktivitätsniveau. Proband 06, Proband 10, Proband 12 und Proband 19 zeigten auch zur letzten Schlafmessung nochmals einen Rückgang der Aktivität, sodass das Aktivitätslevel von N1 bis N3 stetig über die Messzeitpunkte sank. Keiner der nichtschlafenden Probanden zeigte während den Messungen N1-N3 eine Muskelaktivität unter der Referenzaktivität im linken NE. Die Aktivitätswerte bei W2 lagen im Bereich von 50,0 % W1 bis 133,3 % W1, wobei über die Hälfte der Probanden nicht mehr als 10 Prozentpunkte von der Referenzaktivität abwich.

Zusammenfassend ergab sich bei allen Kopfstabilisatoren in der graphischen Darstellung der Messergebnisse ein diffuses Bild. Sowohl bei den NE als auch beim SCLM

zeigten die Probanden vereinzelt teilweise hohe Muskelaktivitätsniveaus in den Schlafmessungen. Besonders die NE wiesen bei der zweiten Wachmessung Aktivitätswerte auf, die nahe an der Referenzaktivität lagen. Beim SCLM rechts und links wichen die Werte bei der zweiten Wachmessungen insgesamt deutlich stärker von der ersten Wachmessung ab. Es zeigten sich sowohl im SCLM als auch in den NE beidseits hohe inter- und intraindividuelle Unterschiede zu den verschiedenen Messzeitpunkten und zwischen den Testpersonen. Niedrigere Aktivitätsniveaus bei allen Messungen im schlafnahen Bewusstseinszustand verglichen zur Ausgangsmessung im wachen Zustand (W1) zeigten im rechten SCLM neun und im linken SCLM sechs der zwanzig Testpersonen. Die NE waren rechts bei insgesamt vier und links bei drei der zwanzig Testpersonen zu allen Schlafmessungen weniger aktiv verglichen zur ersten Wachmessung. Dabei fiel auf, dass bei den rechten NE mit Proband 09 und Proband 20 zwei der vier „entspannten“ Probanden nicht-schlafende Testpersonen waren. Lediglich Proband 13 zeigte in drei der vier gemessenen Kopfstabilisatoren (NE beidseits, SCLM rechts) zu allen Schlafmessungen Werte unter der Referenzaktivität. Proband 12 (SCLM beidseits), Proband 15 (SCLM rechts, NE links), Proband 17 (SCLM links, NE links) und Proband 19 (SCLM rechts, NE rechts) blieben jeweils in zwei der vier gemessenen Kopfstabilisatoren bei allen Schlafmessungen unter 100 % W1.

3.2.2 Rumpfmuskulatur

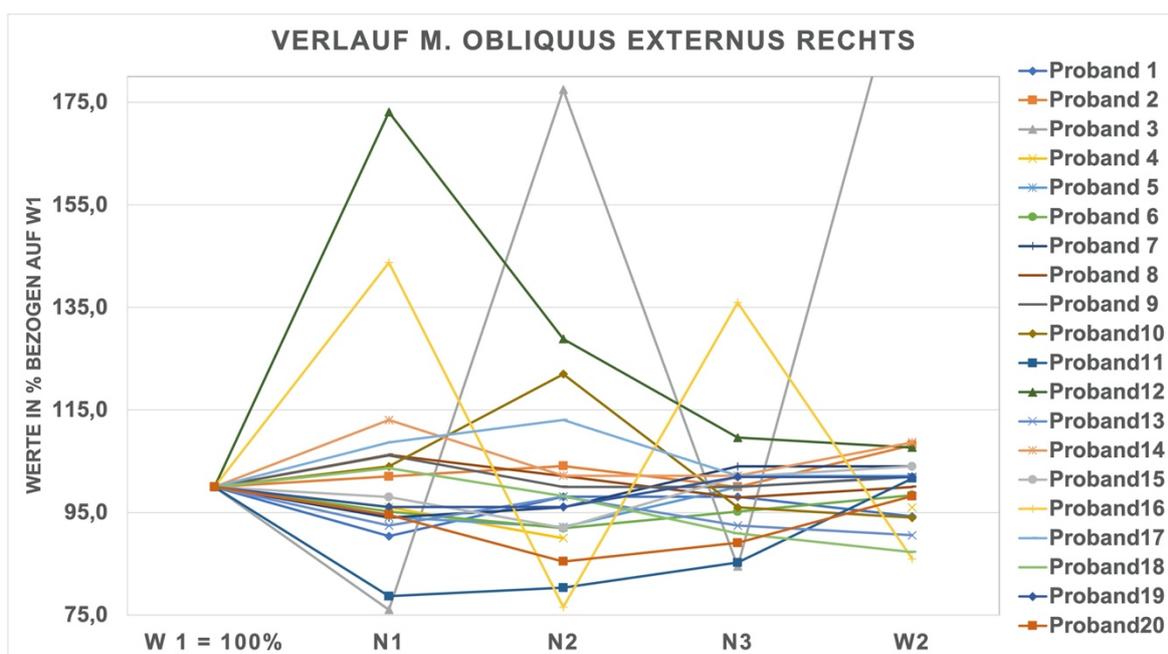


Abb. 15: Muskelaktivität des rechten M. obliquus externus abdominis von Proband 01 – 20.

Die Muskelaktivitäten des rechten OE aller Probanden (siehe Abb. 15) nahmen Werte zwischen 76,1 % W1 und 208,5 % W1 an. Bei siebzehn der zwanzig Testpersonen lag die Muskelaktivität im rechten OE zu allen Messzeitpunkten unterhalb von 122,0 % W1. Lediglich Proband 03, Proband 12 und Proband 16 erzielten zu einzelnen Schlafzeitpunkten Aktivitätsniveaus von 177,5 % W1 (Proband 03 bei N2), 173,1 % W1 (Proband 12 bei N1) und 143,8 % W1 (Proband 16 bei N1). Mit zwölf der zwanzig der Testpersonen zeigten über die Hälfte einen Rückgang der Muskelaktivität im rechten OE zur ersten Schlafmessung, wobei nur Proband 03 und Proband 11 mit Werten von 76,1 % W1 bzw. 78,7 % W1 mehr als zehn Prozentpunkte unter der Referenzaktivität lagen. Proband 11 hatte auch in den Messungen N2 (80,3 % W1) und N3 (85,2 % W1) im rechten OE eine geringere Aktivität vorzuweisen als bei W1. Die Muskelaktivität im rechten OE bei Proband 11 glich in der zweiten Wachmessung mit 101,6 % W1 Aktivität nahezu der Referenzaktivität. Bei Proband 03 hingegen stieg die Muskelaktivität im rechten OE bei N2 auf einen Wert von 177,5 % W1 an, ging jedoch bei N3 wieder auf 84,5 % W1 Aktivität zurück. Bei der zweiten Wachmessung erreichte Proband 03 mit 208,5 % W1 die höchste Aktivität im rechten OE. Weiterhin war bei elf der zwanzig Probanden ein Rückgang der Muskelaktivität im rechten OE von N1 zu N2 nachzuweisen. Von diesen elf Probanden zeigten fünf auch bei N3 einen erneuten Rückgang der Aktivität im rechten OE. Bei Proband 04 ließ sich aufgrund einer Signalstörung für N3 kein valider Aktivitätswert bestimmen. Vergleicht man die Muskelaktivitäten der ersten und zweiten Wachmessungen der rechten OE befanden sich mit Ausnahme von Proband 03 alle Testpersonen in einem Aktivitätsbereich von 87,3 % W1 bis 108,7 % W1.

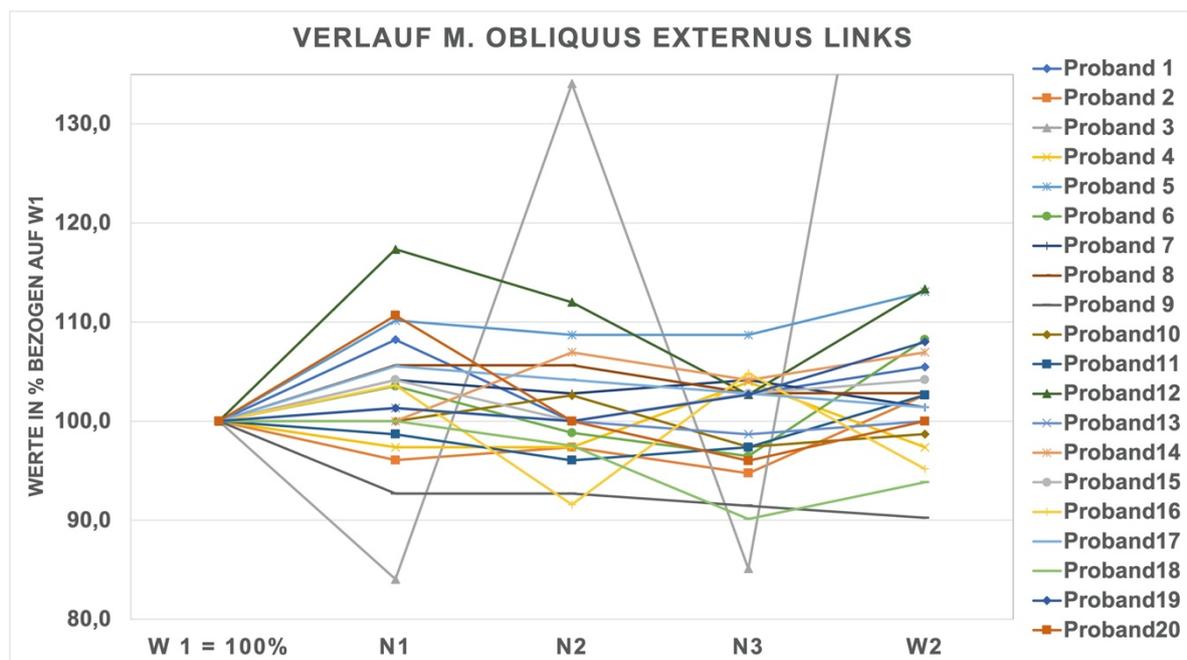


Abb. 16: Muskelaktivität des linken M. obliquus externus abdominis von Proband 01 – 20.

Die Muskelaktivitäten der linken OE aller Probanden zeigten sich in der graphischen Darstellung (siehe Abb. 16) einheitlicher als die Gegenseite. Insgesamt nahmen die linken OE Aktivitätswerte zwischen 84,0 % W1 und 184,0 % W1 an. Abgesehen von Proband 03, der visuell im linken OE einen ähnlichen Aktivitätsverlauf wie im rechten OE zeigte, ergab sich bei allen übrigen Testpersonen ein sehr einheitliches Bild der Muskelaktivität im linken OE. Diese Probanden bewegten sich im Aktivitätsbereich von 90,2 % W1 bis 117,3 % W1. Insgesamt nahm die Muskelaktivität im linken OE bei fünf der zwanzig Probanden zur ersten Schlafmessung ab. Weitere drei Probanden hielten mit 100 % W1 Muskelaktivität die Referenzaktivität bei N1. Bei den restlichen zwölf Probanden war ein Anstieg zu beobachten, der mit einer Zunahme von 1,3 Prozentpunkten bis 17,3 Prozentpunkten zu W1 teilweise sehr gering ausfiel. Proband 02, Proband 09 und Proband 11 zeigten bei allen Schlafmessungen ein Aktivitätsniveau unter der Referenzaktivität. Allerdings lag das niedrigste Aktivitätsniveau dieser Muskelaktivitäten mit 91,5 % W1 nur gering unter der Referenzaktivität. Bei der zweiten Wachmessung verzeichneten nur Proband 02 und Proband 11 mit jeweils 102,6 % W1 Muskelaktivität einen Aktivitätsanstieg und lagen somit nahe am Referenzniveau. Proband 09 zeigte mit 90,2 % W1 Aktivität bei W2 sogar den geringsten Wert seiner Messzeitpunkte. Auffallend war, dass dreizehn Probanden von N1 zu N2 einen Rückgang

Ergebnisse

der Muskelaktivität im linken OE zeigten. Weitere drei blieben auf dem gleichen Aktivitätsniveau. Bei insgesamt sechs Probanden ließ sich bei jeder Schlafmessung stets ein weiterer Rückgang der Muskelaktivität im linken OE messen, sodass die geringste Muskelaktivität bei N3 erreicht wurde. Proband 03 zeigte im linken OE einen ähnlichen Aktivitätsverlauf wie rechts. Bei N1 nahm die Muskelaktivität auf 84,0 % W1 (rechts: 76,1 % W1) ab und stieg bei N2 auf 134 % W1 (rechts: 177,5 % W1) an. Bei N3 war die Aktivität mit 85,1 % W1 (rechts: 84,5 % W1) wieder unter der Referenzaktivität und stieg bei W2 auf einen maximalen Wert von 184,0 % W1 (rechts: 208,5 % W1) an. Mit Ausnahme von Proband 03 lagen alle Testpersonen bei W2 im linken OE mit Aktivitätswerten von 90,2 % W1 bis 113,3 % W1 nahe an der jeweiligen Referenzaktivität.

Bei den Muskelaktivitäten der geraden Bauchmuskeln (siehe Abb. 17 und Abb. 18) ließen sich visuell kaum Unterschiede zwischen rechtem und linkem RA aller Probanden erkennen. Graphisch stellte sich der rechte und linke RA einheitlich mit geringen Unterschieden der Aktivitätsniveaus während den einzelnen Messungen und zwischen den Testpersonen dar.

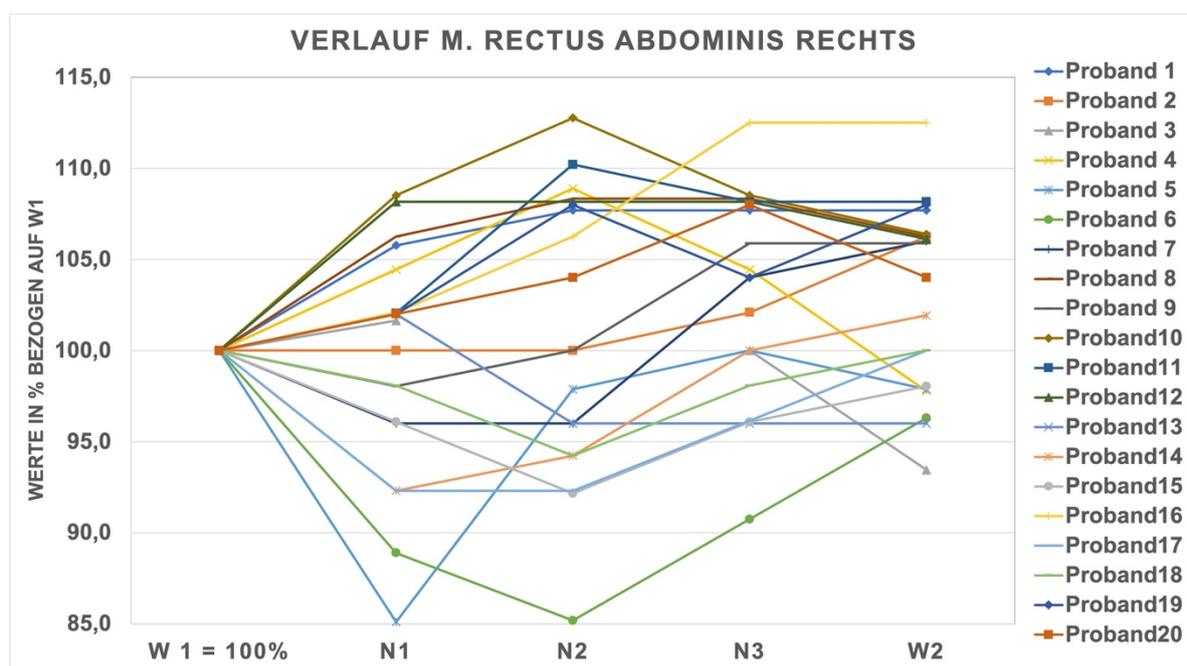


Abb. 17: Muskelaktivität des rechten M. rectus abdominis von Proband 01 - 20.

Die rechten geraden Bauchmuskeln waren bei allen Messzeitpunkten zwischen 85,1 % W1 und 112,8 % W1 aktiv. Bei der ersten Schlafmessung zeigten acht der zwanzig Probanden einen Rückgang der Muskelaktivität im rechten RA. Proband 02 zeigte bei N1 mit 100 % W1 das Referenzaktivitätsniveau. Die restlichen elf Probanden stiegen

Ergebnisse

in der Muskelaktivität im rechten RA an. Proband 06 (N1: 88,9 % W1; N2: 85,2 % W1; N3: 90,7 % W1), Proband 15 (N1: 96,1 % W1; N2: 92,2 % W1; N3: 96,1 % W1), Proband 17 (N1: 92,3 % W1; N2: 92,3 % W1; N3: 96,2 % W1) und Proband 18 (N1: 98,1 % W1; N2: 94,2 % W1; N3: 98,1 % W1) blieben zu allen Schlafmesszeitpunkten in der Aktivität im rechten RA unter der Referenzaktivität. Alle vier Probanden wiesen bei W2 mit Werten von 96,3 % W1 - 100 % W1 wieder einen Anstieg der Muskelaktivität auf und lagen näher bzw. auf dem Niveau der Referenzmessung.

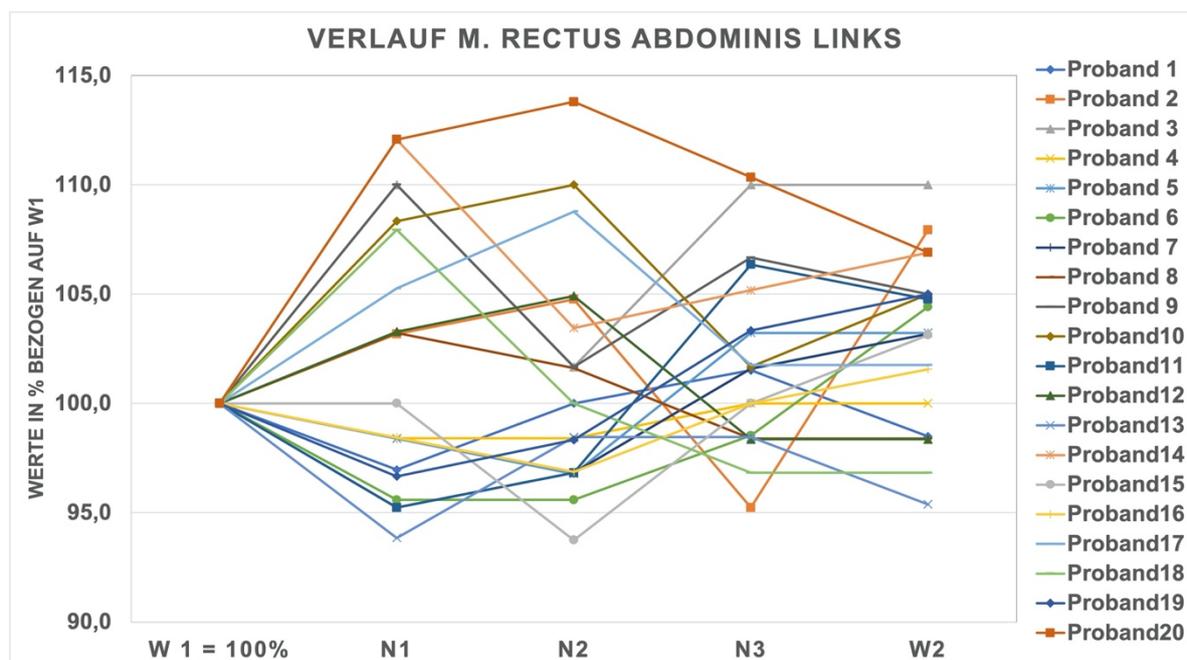


Abb. 18: Muskelaktivität des linken M. rectus abdominis von Proband 01 - 20.

Die linken geraden Bauchmuskeln nahmen Aktivitätswerte im Bereich von 93,8 % W1 bis 113,8 % W1 an. Neun der zwanzig Probanden zeigten im linken RA bei N1 eine Muskelaktivität unterhalb der Referenzaktivität. Das geringste Aktivitätsniveau bei N1 lag dabei bei 93,8 % W1. Die restlichen elf Probanden reagierten mit einem Anstieg der Muskelaktivität im linken RA bei N1, wobei der maximale Aktivitätswert bei 112,1 % W1 lag. Lediglich Proband 06 (N1: 95,6 % W1; N2: 95,6 % W1; N3: 98,5 % W1) und Proband 13 (N1: 93,8 % W1; N2: 98,5 % W1; N3: 98,5 % W1) wiesen bei allen Schlafmessungen Werte unterhalb der Referenzaktivität auf. Mit 104,4 % W1 Muskelaktivität bei W2 kam nur Proband 06 wieder näher an das Referenzaktivitätsniveau heran. Proband 13 erreichte im linken RA bei W2 eine Aktivität von 95,4 % W1. Alle Probanden blieben bei der zweiten Wachmessung in einem Bereich von 95,4 % W1 bis 110,0 % W1 Muskelaktivität im linken RA.

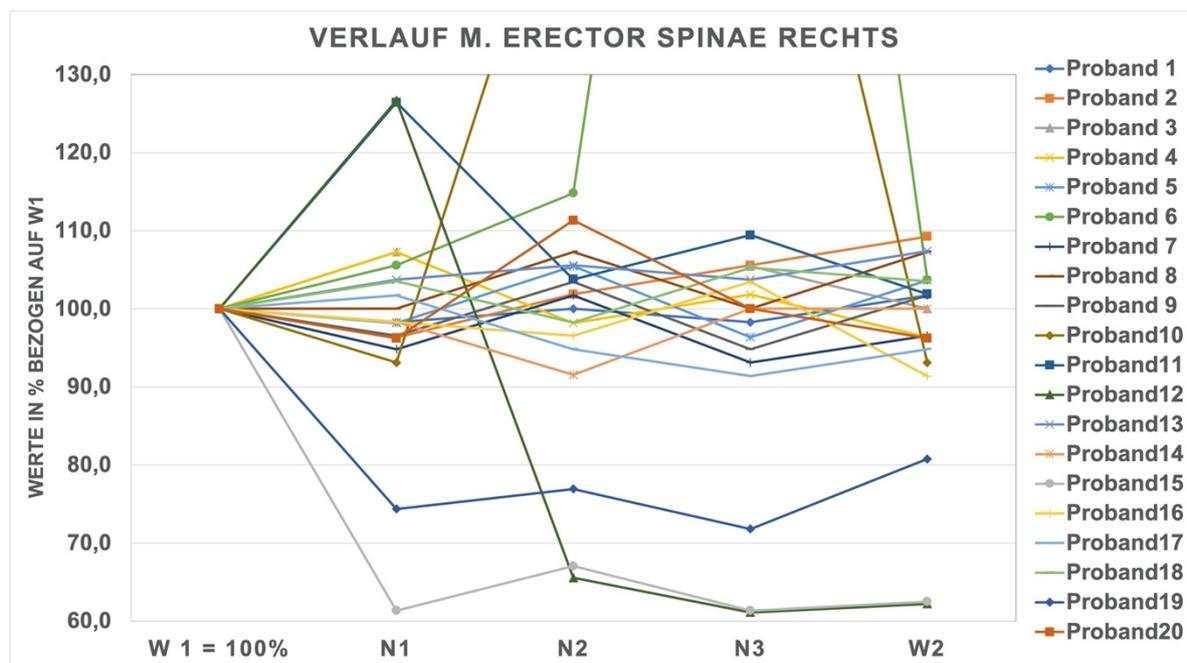


Abb. 19: Muskelaktivität des rechten M. erector spinae von Proband 01 – 20.

Im Vergleich zur geraden Bauchmuskulatur wiesen die rechten Rückenstrecker (siehe Abb. 19) insgesamt eine größere Variabilität in ihren Messwerten auf. Diese bewegten sich bei allen rechten lumbalen Rückenstreckern im Bereich zwischen 62,5 % W1 und 266,7 % W1, wobei insgesamt vierzehn der zwanzig Probanden im rechten ES unterhalb von 111,3 % W1 Muskelaktivität blieben. Elf Probanden zeigten im rechten ES bei N1 ein niedrigeres Aktivitätslevel als bei W1. Proband 11 und Proband 12 fielen erst nach einem Anstieg in der ersten Schlafmessung bei N2 und N3 auf niedrigere Aktivitätsniveaus ab. Proband 15 (N1: 61,4 % W1; N2: 67,0 % W1, N3: 61,4 % W1) und Proband 19 (N1: 74,4 % W1; N2: 76,9 % W1, N3: 71,8 % W1) zeigten in allen Schlafmessungen Aktivitätsniveaus deutlich unterhalb der Referenzaktivität und blieben auch bei W2 im Bereich der Schlafaktivitätsniveaus. Die höchsten Muskelaktivitäten im rechten ES erzielten Proband 06 mit einer Aktivität von 266,7 % W1 bei N3 und Proband 10 mit einer Aktivität von 188,0 % W1 bei N3. Vergleicht man die Messungen W1 und W2 der rechten ES fiel auf, dass sich nahezu alle Probanden mit Werten von 91,4 % W1 bis 109,3 % W1 der Referenzaktivität wieder annäherten. Lediglich Proband 12 und die bereits erwähnten Probanden 15 und 19 blieben mit Werten von 62,2 % W1, 62,5 % W1 und 80,8 % W1 bei W2 deutlicher unter dem Referenzaktivitätsniveau.

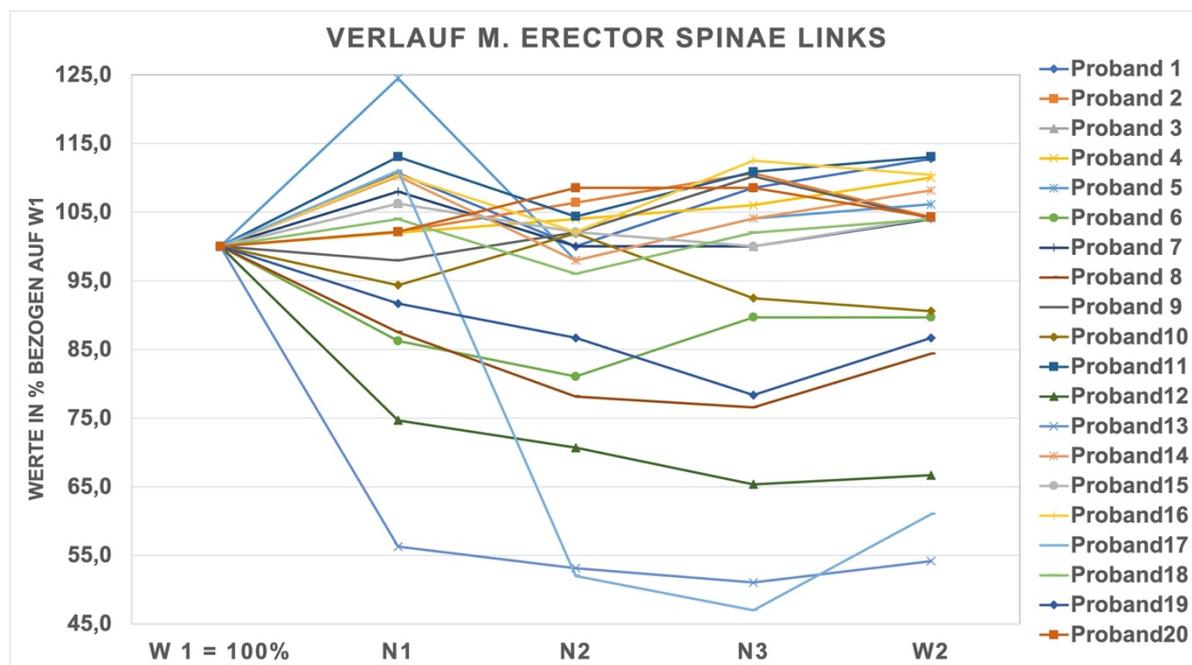


Abb. 20: Muskelaktivität des linken M. erector spinae von Proband 01 – 20.

Die linken lumbalen Rückenstrecker (siehe Abb. 20) aller Probanden bewegten sich mit Messwerten von 47,0 % W1 bis 124,5 % W1 insgesamt in einem niedrigeren Aktivitätsbereich als die Rückenstrecker der Gegenseite. Insgesamt blieb die Muskelaktivität bei allen Messzeitpunkten im linken ES bei dreizehn Probanden im Aktivitätsbereich von 104,0 % W1 bis 113,0 % W1. Die restlichen sieben Testpersonen nahmen deutlich niedrigere Aktivitätswerte im Bereich von 54,2 % W1 bis 90,6 % W1 an. Unter diesen befanden sich ausschließlich schlafende Probanden, die mit positivem Ball-Signal gemessen wurden. Insgesamt zeigten sieben der zwanzig Probanden einen Rückgang der Muskelaktivität bei der ersten Schlafmessung im linken ES. Proband 06, Proband 08, Proband 12, Proband 13 und Proband 19 blieben zudem bei allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Proband 17 zeigte bei N1 einen leichten Anstieg der Muskelaktivität im linken ES auf 111,0 % W1 Aktivität, fiel jedoch bei N2 auf ein Aktivitätsniveau von 52,0 % W1, das auch bei N3 noch weiter auf 47,0 % W1 sank. Diese sechs Probanden blieben auch bei der zweiten Wachmessung deutlich unterhalb der Referenzaktivität. Besonders bei Proband 12, Proband 13 und Proband 17 nahm der linke ES bei W2 eine sehr niedrige Muskelaktivität an (54,2 % W1 - 66,7 % W1). Die restlichen dreizehn Probanden lagen bei W2 mit Werten zwischen 104,0 % W1 - 113,0 % W1 knapp über der Referenzaktivität.

Es zeigten sich in den gemessenen Rumpfmuskeln unterschiedliche Ergebnisse. Die geraden Bauchmuskeln verhielten sich rechts und links sehr ähnlich zueinander. Auch ließen sich unter den Probanden nur geringe Unterschiede in der Muskelaktivierung im RA feststellen. Auch die linken OE verhielten sich unter den Probanden über die gesamten Messzeitpunkte in ihrer Aktivität sehr ähnlich. Die linken ES zeigten bei einzelnen Probanden im Verlauf niedrige Aktivitätsniveaus. Die rechten OE und rechten ES hingegen wiesen, verglichen zur jeweiligen Gegenseite, eine deutlich höhere intra- und interindividuelle Variabilität auf und zeigten vereinzelt höhere maximale Aktivitätswerte. Vergleicht man die Ausgangsmessung im Wachzustand mit den schlafnahen Bewusstseinszuständen in den gemessenen Rumpfmuskeln zeigten im rechten OE vier schlafende Probanden sowie zwei nicht-schlafende Probanden (Proband 01 und Proband 20) der zwanzig Testpersonen zu allen Schlafmessungen Aktivitätswerte unter 100 % W1. Im linken OE blieben drei der zwanzig Probanden zu allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Mit Proband 09 befand sich ebenfalls ein Nichtschlafender unter diesen. Die geraden Bauchmuskeln lagen zu den Messungen N1, N2 und N3 im rechten RA bei vier und im linken RA bei zwei Testpersonen stets unter der Referenzaktivität. Die lumbalen Rückenstrecker waren rechts bei zwei und links bei fünf der zwanzig Versuchsteilnehmer zu allen Messungen im schlafnahen Bewusstseinszustand geringer aktiv verglichen zur ersten Wachmessung. Auffallend war, dass Proband 06 in vier (OE rechts, RA rechts, RA links, ES links) der sechs gemessenen Rumpfstabilisatoren stets niedrige Aktivitätswerte zu den Messungen N1, N2 und N3 zeigte. Auch Proband 13 lag im rechten OE, linken RA und linken ES zu allen Schlafmessungen unter 100 % W1. Proband 11 (OE rechts, OE links), Proband 15 (RA rechts, ES rechts) und Proband 19 (ES rechts, ES links) blieben jeweils in zwei der gemessenen Rumpfmuskeln zu allen Schlafmessungen mit ihrer Aktivität unter der Referenzaktivität.

3.2.3 Untere Extremitäten

Die Ergebnisse der Muskelaktivitätsniveaus aller Probanden des VL fielen beidseits sehr ähnlich aus. Visuell ließen sich sowohl zwischen dem rechten und linken VL als auch unter den Probanden selbst kaum Unterschiede feststellen (siehe Abb. 21 und Abb. 22).

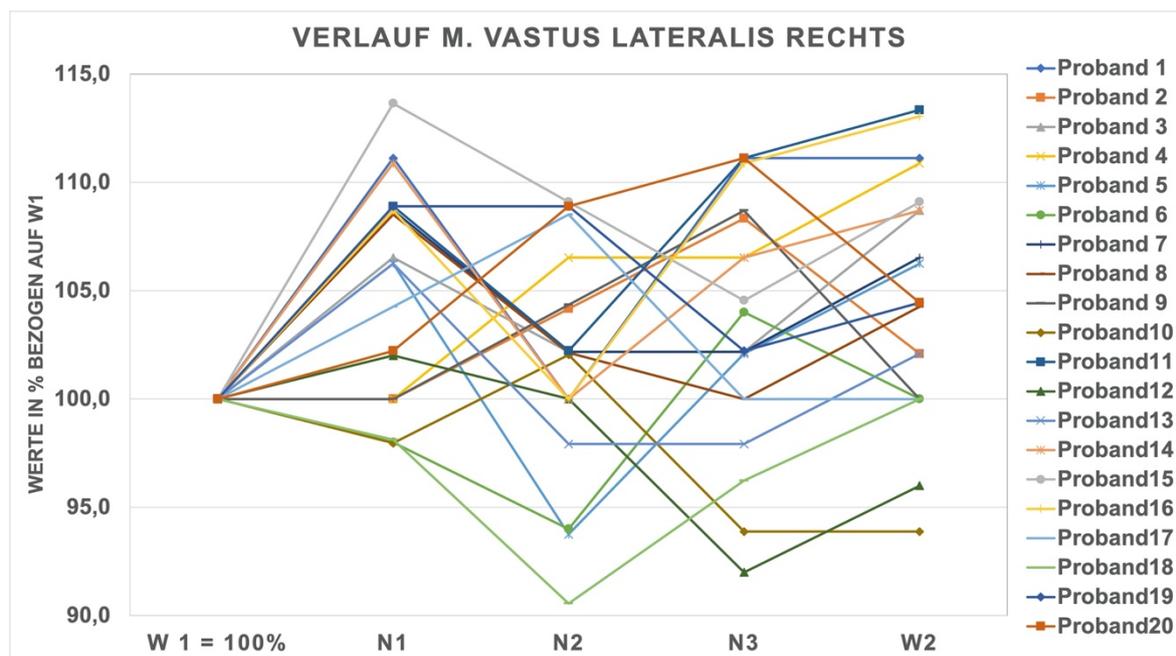


Abb. 21: Muskelaktivität des rechten M. vastus lateralis von Proband 01 – 20.

Der Muskelaktivitätsbereich des rechten VL aller Probanden lag zwischen 90,6 % W1 und 113,6 % W1. Insgesamt zeigten drei Probanden einen Aktivitätsrückgang im rechten VL bei N1. Weitere drei Probanden wiesen bei der ersten Schlafmessung das Referenzaktivitätsniveau auf. Die restlichen zwölf Testpersonen zeigten bei N1 im rechten VL einen leichten Anstieg der Aktivität auf Werte zwischen 102,0 % W1 und 113,6 % W1. Bei allen Schlafmessungen blieb lediglich Proband 18 (N1: 98,1 % W1; N2: 90,6 % W1; N3: 96,2 % W1) zu den Messzeitpunkten stets unterhalb der Referenzaktivität, wenn auch nur geringfügig mit einer minimalen Aktivität von 90,6 % W1 bei N2. Bei der zweiten Wachmessung erzielte Proband 18 wieder das Referenzaktivitätsniveau. Alle neunzehn anderen Probanden wiesen mindestens in einer der Schlafmessungen eine Aktivität über der Referenzaktivität auf. Allerdings blieben alle Muskelaktivitätsmessungen nahe an der jeweiligen Referenzaktivität. Auch bei W2 ließen sich keine starken Abweichungen von der Referenzaktivität feststellen. Alle Probanden erzielten bei W2 Aktivitätswerte zwischen 93,9 % W1 und 113,3 % W1 im linken VL.

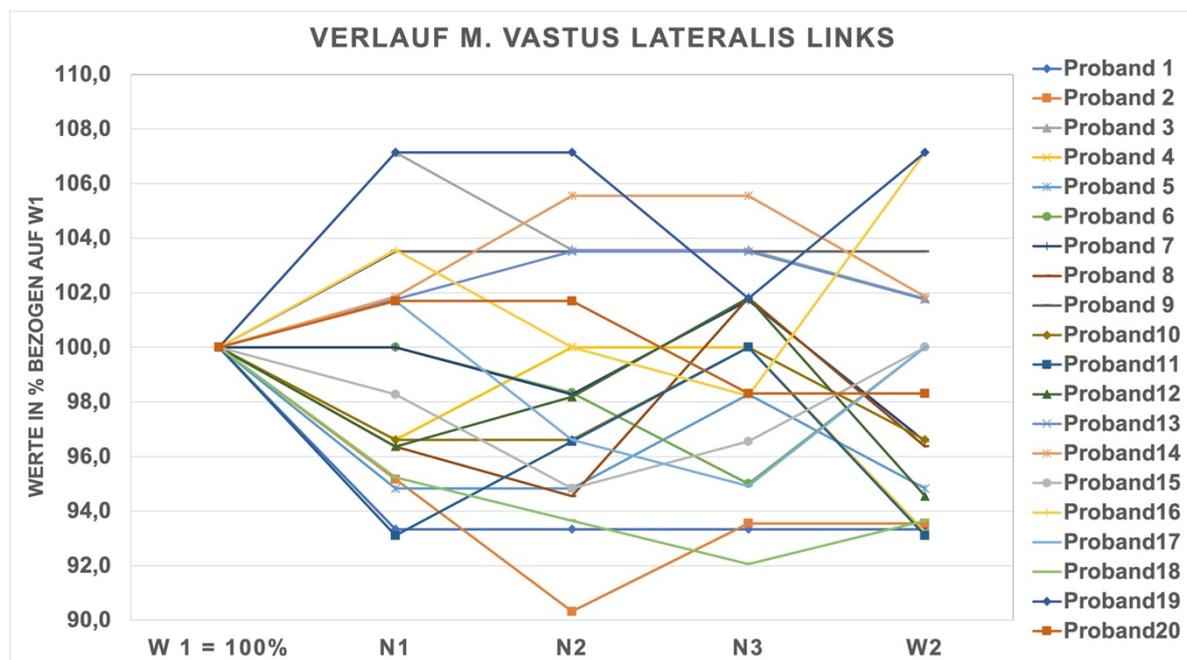


Abb. 22: Muskelaktivität des linken M. vastus lateralis von Proband 01 – 20.

Die gemessenen Aktivitätswerte des linken VL lagen bei allen Messzeitpunkten zwischen 90,3 % W1 und 107,1 % W1. Die Hälfte der Probanden wies bei N1 ein Aktivitätslevel unter der Referenzaktivität auf. Zwei Probanden hatten bei N1 dasselbe Aktivitätsniveau wie bei der Referenzmessung. Die restlichen acht Testpersonen zeigten einen Anstieg des Aktivitätsniveaus im linken VL bei N1. Insgesamt neun der zwanzig Probanden erreichten bei allen Schlafmessungen Aktivitätswerte von 100 % W1 oder geringer. Fünf dieser Probanden blieben bei allen drei Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Unter diesen befand sich mit Proband 01 ein nichtschlafender Proband, sowie mit Proband 02, Proband 05, Proband 15 und Proband 18 vier schlafende Probanden, die mit bzw. ohne positivem Ball-Signal gemessen wurden. Die minimale Muskelaktivität dieser Probanden lag bei 90,3 % W1. Zur zweiten Wachmessung nahmen alle Probanden im linken VL Aktivitätswerte zwischen 93,1 % W1 und 107,1 % W1 an.

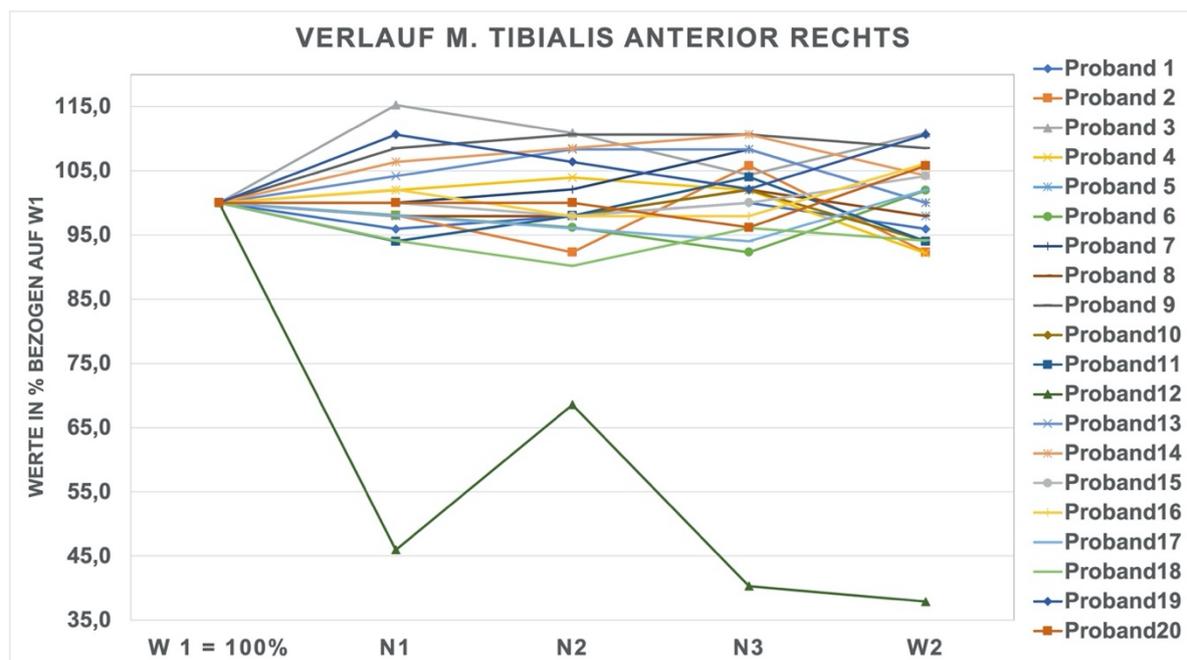


Abb. 23: Muskelaktivität des rechten M. tibialis anterior von Proband 01 – 20.

Betrachtet man graphisch die Ergebnisse der Muskelaktivitätsmessungen des rechten TA der Probanden (siehe Abb. 23) stellten sich diese mit Ausnahme des Probanden 12 ähnlich einheitlich dar, wie die Verlaufsgraphik des rechten und linken VL. Abgesehen von Proband 12 wurden Aktivitäten zwischen 90,2 % W1 und 115,2 % W1 bei den Probanden im rechten TA gemessen. Die Hälfte der zwanzig Testpersonen reagierte mit einem Absinken des Aktivitätsniveaus bei N1. Drei Probanden erzielten bei der ersten Schlafmessung das Referenzaktivitätsniveau. Die restlichen sieben Probanden zeigten Aktivitätswerte über 100 % W1 bei N1. Bei allen Schlafmessungen konnten insgesamt sieben Probanden ein Aktivitätslevel beibehalten, welches das Referenzaktivitätsniveau nicht überschreitet. Von diesen blieben mit Proband 06, Proband 12, Proband 17 und Proband 18 vier Testpersonen bei allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Proband 12 zeigte als einziger Proband auffallend niedrige Aktivitätswerte und ließ sich auch visuell deutlicher von den restlichen Probanden abgrenzen. Bei N1 war die Muskelaktivität im rechten TA von Proband 12 bei 46,0 % W1. Zum Zeitpunkt von N2 stieg das Aktivitätsniveau wieder auf 68,5 % W1 an, wobei es bei N3 wieder auf 40,3 % W1 Muskelaktivität sank. Bei W2 erreichte Proband 12 im rechten TA den niedrigsten Aktivitätswert mit 37,9 % W1. Bei W2 nahmen, mit Ausnahme von Proband 12, alle Probanden im rechten TA Aktivitätswerte zwischen 92,2 % W1 und 110,9 % W1 an und lagen damit nahe an der jeweiligen Referenzaktivität.

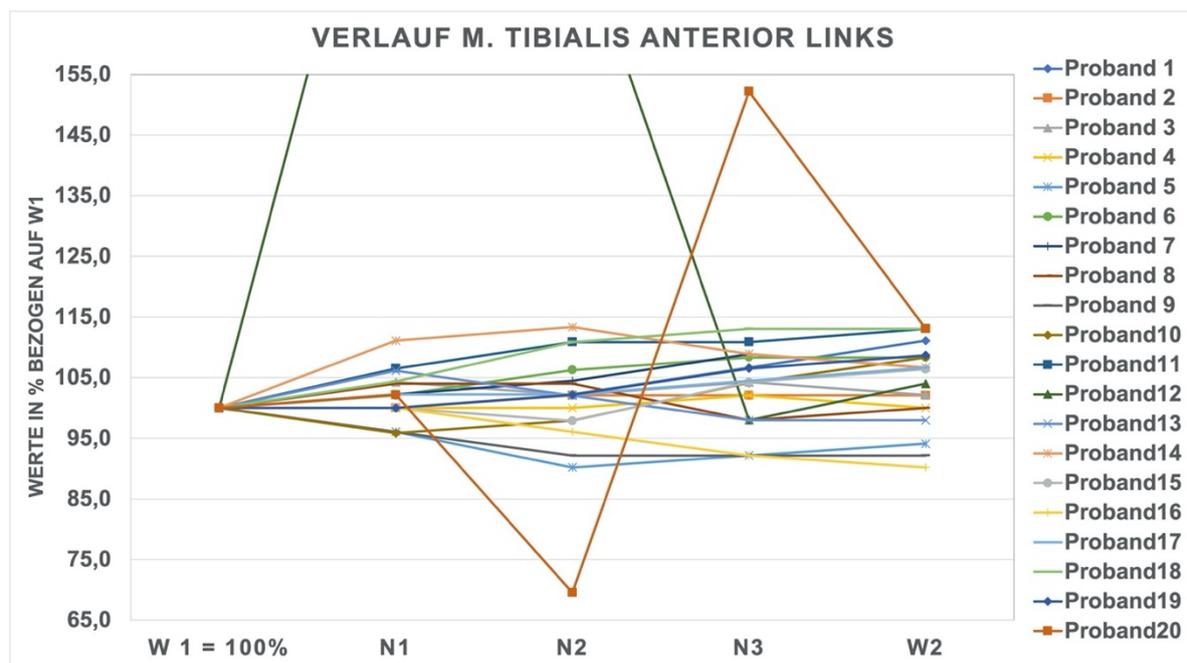


Abb. 24: Muskelaktivität des linken M. tibialis anterior von Proband 01 – 20.

Die linken TA nahmen bei den Probanden Aktivitätswerte zwischen 69,9 % W1 und 210,0 % W1 an. Es wiesen jedoch zwei Probanden deutlich höhere intraindividuelle Unterschiede zu den einzelnen Messzeitpunkten auf, als die übrigen achtzehn Testpersonen. Diese ließen sich auch visuell (siehe Abb. 24) von den restlichen Probanden deutlicher abgrenzen. Proband 12 zeigte während den ersten beiden Schlafmessungen die höchsten Aktivitätsniveaus mit 210,0 % W1 (N1) und 182,0 % W1 (N2). Bei N3 befand sich die Aktivität des linken TA von Proband 12 mit 98,0 % W1 Aktivität wieder nahe an der Referenzaktivität. Der nicht-schlafende Proband 20 unterschied sich vor allem in den Messungen N2 (69,6 % W1) und N3 (152,2 % W1) von den übrigen Muskelaktivitätsniveaus im linken TA. Beide Probanden zeigten jedoch zur zweiten Wachmessung mit 104,0 % W1 (Proband 12) bzw. 113,0 % W1 (Proband 20) wieder eine Annäherung der Muskelaktivität zur Referenzaktivität. Betrachtet man die Messungen der linken TA der restlichen achtzehn Probanden bewegten sich diese zu allen Messzeitpunkten im Bereich zwischen 90,2 % W1 bis 113,3 % W1. Drei der zwanzig Testpersonen wiesen zur ersten Schlafmessung eine Aktivität unter der Referenzaktivität auf. Von diesen zeigten nur Proband 05 (N1: 96,1 % W1; N2: 90,2 % W1; N3: 92,2 % W1) und Proband 09 (N1: 96,1 % W1; N2: 92,2 % W1; N3: 92,2 % W1) bei allen Schlafmessungen stets Aktivitätswerte unter der Referenzaktivität. Vier Probanden erzielten bei der Messung N1 dieselbe Aktivität wie zu W1. Dreizehn Probanden

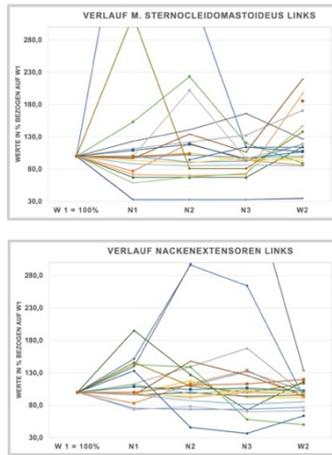
verzeichneten einen Anstieg der Muskelaktivität von W1 zu N1. Zur zweiten Wachmessung nahmen alle Probanden im linken TA Aktivitätswerte zwischen 90,2 % W1 und 113,0 % W1 an.

Die Aktivitätsniveaus der unteren Extremitäten zeigten in der graphischen Darstellung größtenteils einheitliche Ergebnisse. Es waren nur vereinzelt intra- und interindividuelle Unterschiede zu erkennen. Die Aktivität des rechten und linken VL verhielt sich zu den einzelnen Messzeitpunkten sehr ähnlich. Auch unter den Probanden ließen sich nur geringfügige Unterschiede erkennen. Ebenso fielen die Muskelaktivitätsmessungen des rechten und linken TA größtenteils einheitlich aus. Es ließen sich lediglich ein (rechter TA) Proband bzw. zwei (linker TA) Probanden mit deutlicheren Schwankungen in der Aktivitätshöhe und zwischen den Messzeitpunkten von den restlichen Probanden abgrenzen. Unter den gering von der Referenzaktivität abweichenden Messwerten lag im VL rechts mit Proband 18 nur eine Testperson zu allen Schlafmessungen unter dem Ausgangswert bei W1. Im linken VL hingegen blieben insgesamt fünf Testpersonen bei den Schlafmessungen unter 100 % W1. Darunter befand sich mit Proband 01 auch eine nicht-schlafende Versuchsperson. Der TA lag rechts bei vier Probanden und links bei zwei Probanden zu allen Messungen im schlafnahen Bewusstseinszustand stets unter der Referenzaktivität. Mit Proband 09 zeigte dabei ein nicht-schlafender Proband niedrigere Aktivitätswerte im linken TA, wobei die Abweichungen aller gemessenen Aktivitätswerte bei der ausgewählten Beinmuskulatur verglichen zu den Kopfstabilisatoren bzw. Rumpfstabilisatoren insgesamt deutlich geringer ausfielen. In allen gemessenen Beinmuskeln blieb Proband 18 bei drei (VL rechts, VL links, TA rechts) der vier stets zu den Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Proband 05 zeigte in zwei (VL links, TA links) der vier ausgewählten Beinmuskeln zu allen jeweiligen Schlafmessungen niedrigere Werte verglichen zur Ausgangsmessung W1.

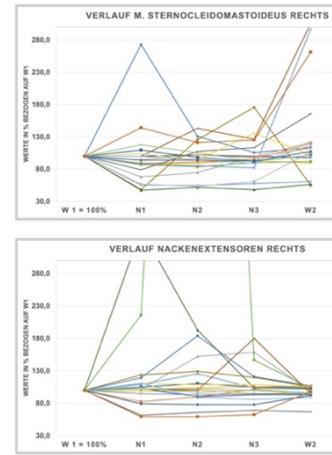
3.2.4 Übersicht aller Muskeln

Abschließend wurden in einer Übersichtsdarstellung (Abb. 25) die einzelnen Graphiken der Muskeln einheitlich skaliert dargestellt.

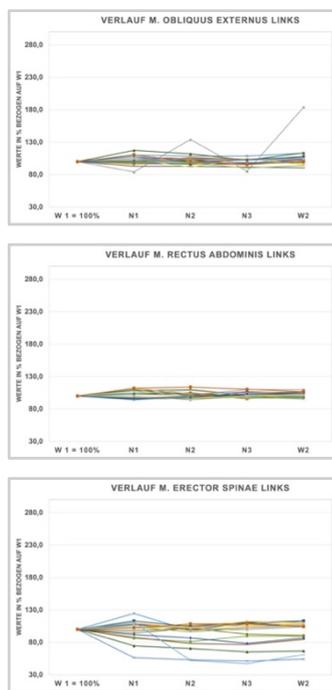
Kopfstabilisatoren links



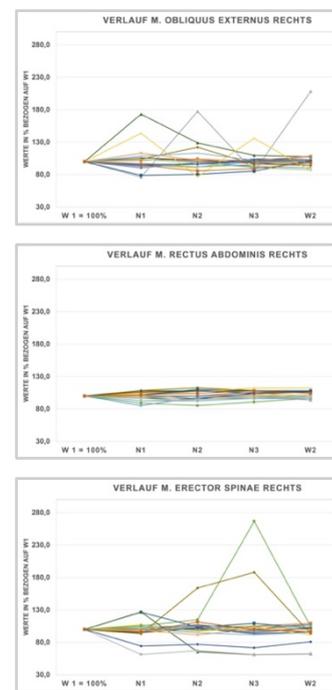
Kopfstabilisatoren rechts



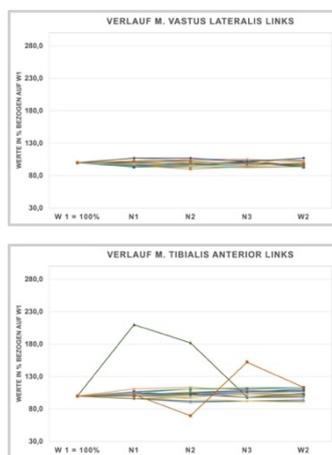
Rumpfmuskulatur links



Rumpfmuskulatur rechts



Beinmuskulatur links



Beinmuskulatur rechts

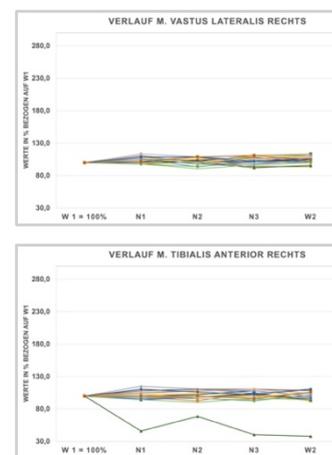


Abb. 25: Übersichtsdarstellung der Muskelaktivitätsmessungen aller Muskeln.

Visuell zeigten sich besonders in den Kopfstabilisatoren sowohl rechts als auch links deutlich höhere Unterschiede in der Muskelaktivierung zu den unterschiedlichen Messzeitpunkten verglichen zur Rumpf- und Beinmuskulatur. Dabei ließ sich kein einheitlicher Trend beobachten. Auffallend war, dass sich in den linken und rechten Nackenextensoren die Muskelaktivitäten der Probanden bei der zweiten Wachmessung dem Wert der ersten Wachmessung größtenteils wieder annäherten. Dies ließ sich im rechten und linken SCLM visuell nur vereinzelt nachweisen. Dort zeigten einzelne Probanden sowohl im rechten als auch im linken SCLM zur zweiten Wachmessung eine höhere Muskelaktivität verglichen zur ersten Wachmessung und den Schlafmessungen. Visuell zeigten die Probanden in der gemessenen Rumpf- und Beinmuskulatur geringere Abweichungen von der Referenzaktivität zu W1. Besonders die geraden Bauchmuskeln, sowie der rechte und linke VL blieben bei allen Probanden zu allen Messungen in einem konstant niedrigen Muskelaktivitätsbereich. Dabei ließ sich ebenfalls kein einheitlicher Trend zwischen den Wach- und Schlafmessungen beobachten. Auffallend war, dass besonders die linken Rückenstrecker einiger Probanden zu den Schlafmessungen eine Abnahme in ihrer Aktivität zeigten. Die Aktivität der rechten Rückenstrecker bewegte sich hingegen größtenteils in einem ähnlich konstant niedrigen Niveau nahe der Referenzaktivität. Lediglich einzelne Probanden verzeichneten höhere bzw. niedrigere Aktivitätswerte zu einzelnen Schlafmessungen. Insgesamt zeigten die Kopfstabilisatoren die vergleichsweise größten intra- und interindividuellen Aktivitätsunterschiede, wobei sich die Rumpf- und Beinmuskulatur größtenteils in einem ähnlichen Aktivitätslevel messen ließen.

3.3 Probandenspezifische Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Muskelmessungen der einzelnen Probanden erläutert. Beginnend mit den schlafenden Probanden, die mit positivem Ball-Signal gemessen wurden. Zum besseren Verständnis wurde zu jedem Probanden eine graphische Übersicht der gemessenen Muskelaktivitäten eingefügt. Die beschriebenen Muskelaktivitätswerte wurden ebenfalls jeweils in Prozent bezogen auf W1 angegeben.

3.3.1 Schlafende Probanden mit positivem Ball-Signal

Im Folgenden werden die Muskelaktivitätsergebnisse aller schlafenden Probanden erläutert, die mit einem positiven Ball-Signal gemessen wurden.

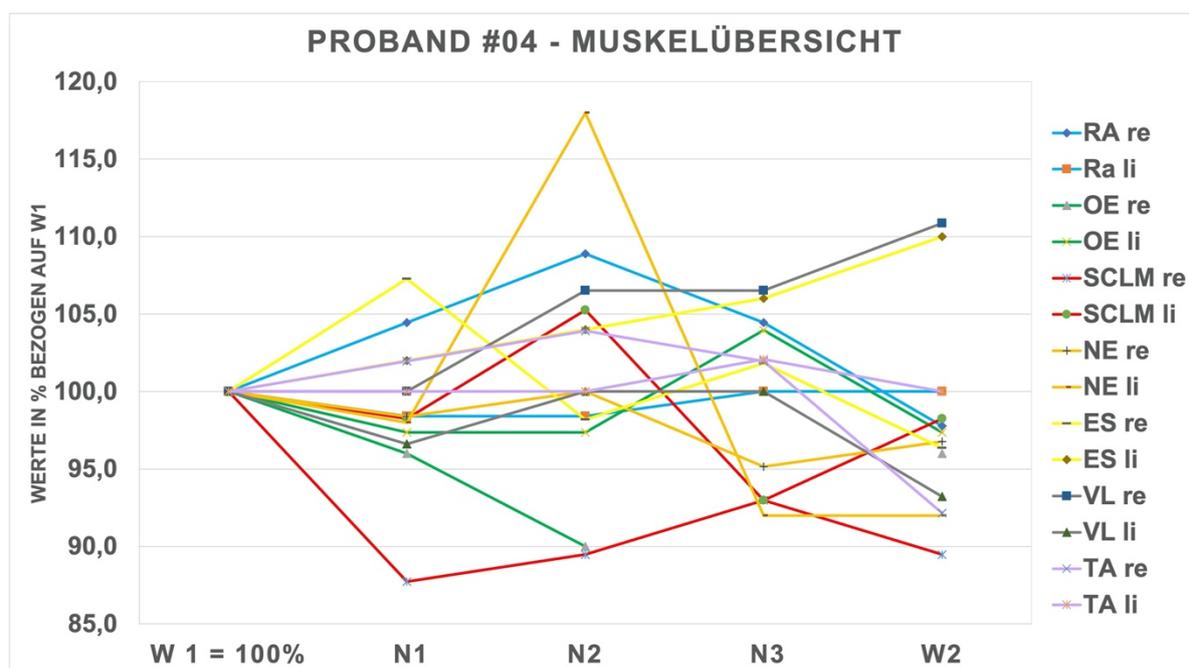


Abb. 26: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 04.

Proband 04 zeigte in allen gemessenen Muskeln ein ähnliches Muskelaktivitätsniveau (siehe Abb. 26). Zu allen Schlafmessungen war die Kopfposition nach rechts gelagert. Alle Muskeln blieben während den Messungen in einem Aktivitätsbereich von 87,7 % W1 bis 118,0 % W1. Die insgesamt niedrigste Aktivität aller Muskelaktivitätsmessungen nahm der rechte SCLM bei Proband 04 an (87,7 % W1). Den höchsten Muskelaktivitätswert erzielte hingegen der linke NE mit 118,0 % W1. Vergleicht man die Referenzmessung W1 mit der ersten Schlafmessung fielen beidseits die OE, NE und SCLM bei N1 unter ein Aktivitätslevel von 100 % W1, wenn auch nur geringfügig in einem Aktivitätsbereich von 87,7 % W1 bis 98,4 % W1. Der linke RA (98,4 % W1) und linke VL (96,6 % W1) kamen ebenfalls bei der Messung N1 unter das Ausgangsaktivitätsniveau. Der rechte RA stieg bei N1 im Gegensatz zum linken auf 104,4 % W1 Muskelaktivität an. Beidseits zeigten nur die Rückenstrecker bei der ersten Schlafmessung eine Muskelaktivität über 100 % W1. In allen Schlafmessungen konnten nur beim rechten SCLM und rechten OE Werte unterhalb der Ausgangsaktivität gemessen werden, wobei beim rechten OE aufgrund einer Signalstörung bei N3 kein Wert erfasst werden konnte. Die Aktivitätsunterschiede waren allesamt sehr gering. Vergleicht man die erste mit der zweiten Wachmessung blieben alle Muskeln mit einer maximalen Abweichung von 10,9 Prozentpunkten in ihrer Aktivität nahe an der Referenzaktivität (92,0 % W1 - 110,9 % W1).

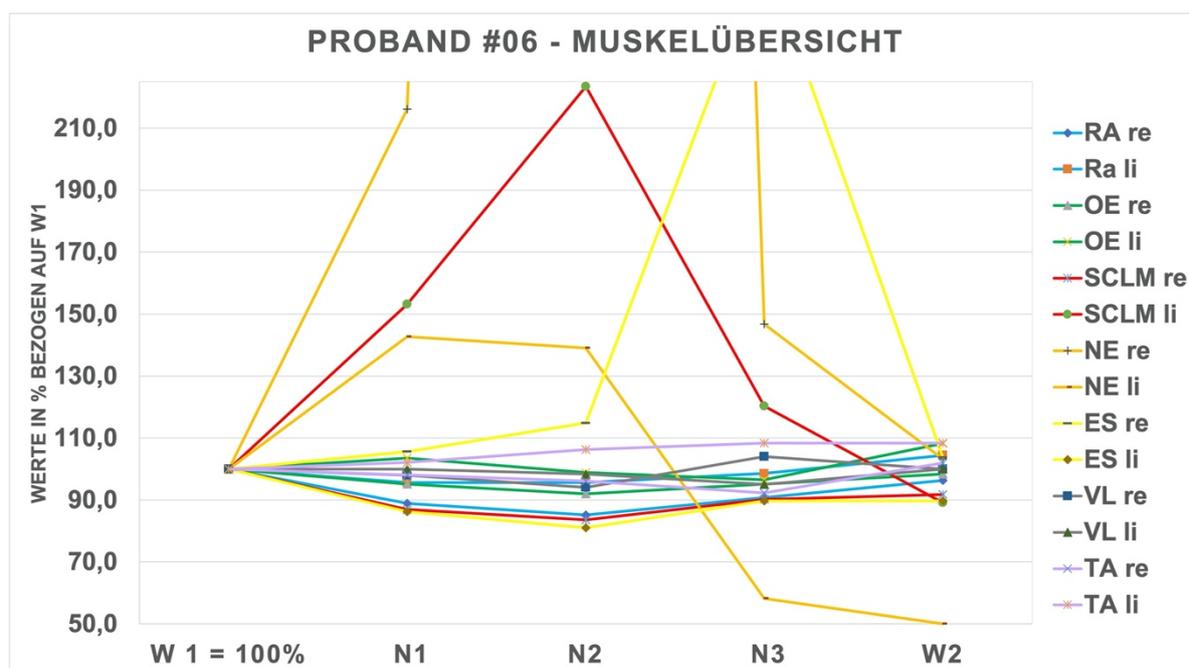


Abb. 27: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 06.

Proband 06 zeigte in einzelnen Muskelmessungen deutlich höhere Aktivitätswerte (siehe Abb. 27). Insgesamt bewegten sich alle Muskelaktivitäten in einem Wertebereich zwischen 50,0 % W1 und 1774,2 % W1, wobei der rechte NE das Aktivitätsmaximum in der zweiten Schlafmessung erzielte und der linke NE die niedrigste Aktivität bei der zweiten Wachmessung zeigte. Die Bein- und Bauchmuskulatur bewegte sich bei Proband 06 in allen Messungen in einem ähnlichen Wertebereich mit einer maximalen Abweichung von 9,3 % Prozentpunkten von der jeweiligen Referenzaktivität (90,7 % W1 - 108,3 % W1). Auch der linke ES und linke SCLM zeigten keine größeren Abweichungen von der Referenzaktivität. Über alle drei Schlafmessungen waren der linke ES, linke SCLM, rechte OE, rechte TA und beide RA in ihrer Aktivität unter 100 % W1, wobei der linke ES mit Aktivitätslevel von 86,2 % W1 (N1), 81,0 % W1 (N2) und 89,7 % W1 (N3) am deutlichsten unter der Referenzaktivität blieb. Proband 06 zeigte im linken SCLM und beiden NE die größten Aktivitätsunterschiede aller gemessenen Muskeln. Auch der rechte ES war in der letzten Schlafmessung mit 266,7 % W1 stärker aktiviert. Die Aktivitätsniveaus der Muskeln lagen jedoch zur zweiten Wachmessung wieder nahe an der jeweiligen Referenzaktivität. Diese bewegten sich mit Ausnahme des linken NE zwischen 89,1 % W1 und 108,3 % W1. Der linke NE zeigte sowohl in N3 (58,2 % W1) als auch in W2 (50,0 % W1) sehr niedrige Aktivität.

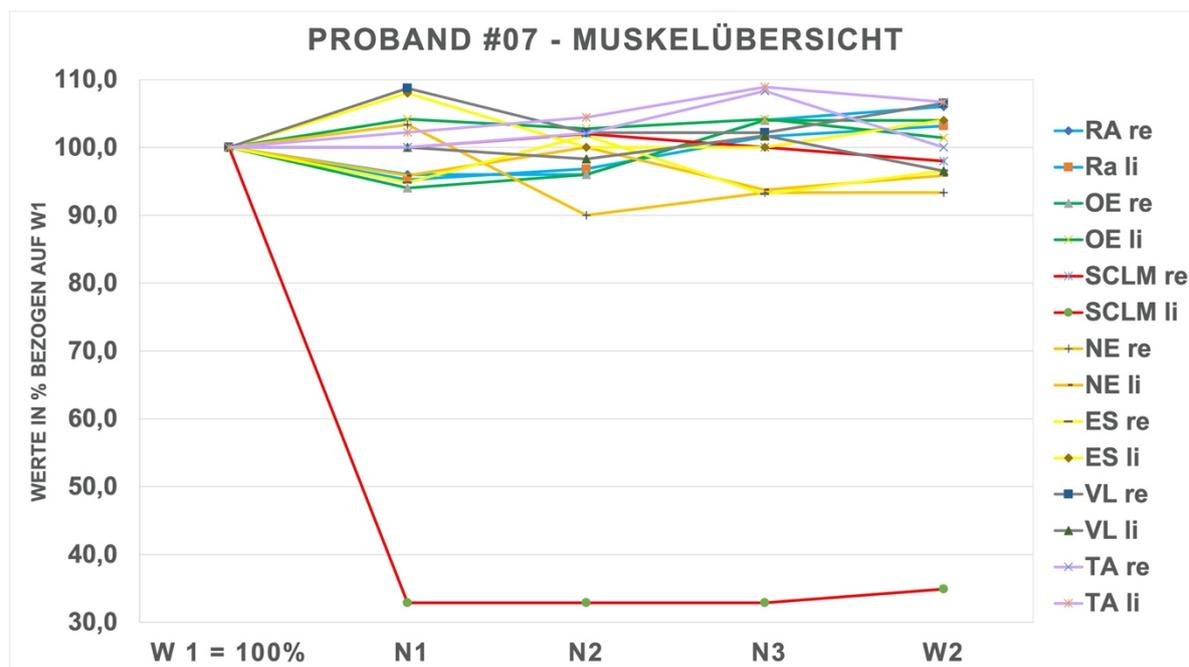


Abb. 28: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 07.

Proband 07 (siehe Abb. 28) zeigte graphisch ein ähnliches Ergebnis wie Proband 04. Es lag grundsätzlich ein sehr einheitliches Bild mit Ausnahme des linken SCLM vor. Alle Muskeln verhielten sich in ihrer Aktivität während den Schlafmessungen relativ konstant und zeigten kaum Variabilität. Mit Ausnahme des linken SCLM blieben die Muskeln in einem Aktivitätsbereich, der nahe der jeweiligen Referenzaktivität war. Es wurden über alle Messzeitpunkte lediglich Abweichungen von maximal 10,0 Prozentpunkten zur W1-Aktivität gemessen (90,0 % W1 - 108,9 % W1). Der linke SCLM von Proband 07 erzielte in den Schlafmessungen verglichen mit den restlichen Muskeln das niedrigste Aktivitätslevel. Dieses Aktivitätsniveau blieb jedoch über die Messungen N1 - N3 (jeweils 32,9 % W1) konstant niedrig. Auch in der zweiten Wachmessung (34,9 % W1) war kein großer Anstieg des Aktivitätsniveaus zu erkennen. Von allen Muskeln blieb bei Proband 07 nur der linke SCLM in allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Auch zur zweiten Wachmessung zeigten abgesehen vom linken SCLM die Muskeln ein ähnliches Aktivitätsniveau (93,3 % W1 - 106,7 % W1) wie zur Referenzmessung W1.

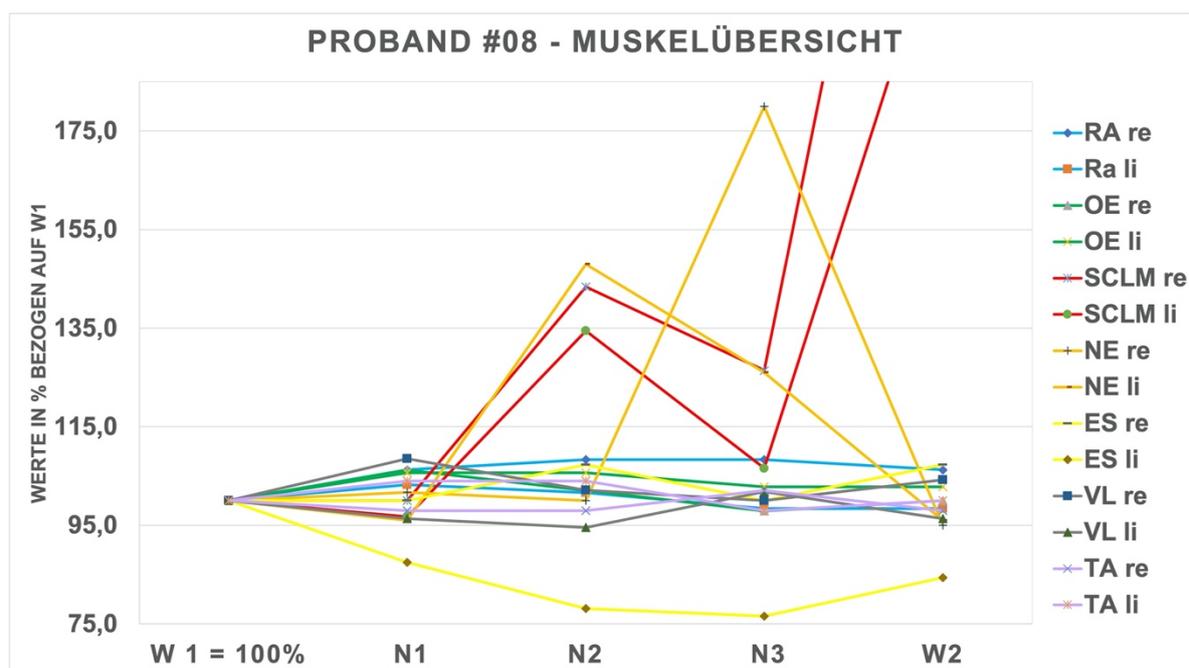


Abb. 29: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 08.

Proband 08 zeigte in der graphischen Darstellung (siehe Abb. 29) der Muskelmessungen besonders in den Kopfstabilisatoren intra- und intermuskuläre Variabilität zu den verschiedenen Messzeitpunkten. Über alle Messzeitpunkte wurden in den Muskeln Aktivitätswerte von 76,6 % W1 bis 305,7 % W1 erzielt. Bei der ersten Schlafmessung lagen alle Muskeln in ihrem Aktivitätsniveau nahe an der Referenzaktivität. Zur zweiten Schlafmessung waren beide SCLM sowie der linke NE stärker aktiv. Der linke SCLM erreichte bei N2 ein Aktivitätsniveau von 134,4 % W1, der rechte SCLM ein Aktivitätsniveau von 143,4 % W1. Der linke NE kam auf 148,0 % W1 Muskelaktivität bei N2. Diese drei Muskeln zeigten bei der letzten Schlafmessung wieder ein niedrigeres Aktivitätsniveau, blieben allerdings noch über der jeweiligen Referenzaktivität. Der rechte NE hingegen zeigte bei der Messung N3 die höchste Aktivierung mit 180,0 % W1 Muskelaktivität. Die geringste Muskelaktivierung zeigte der linke ES. Dieser blieb als einziger Muskel in allen drei Schlafmessungen unter 100 % W1. Mit Aktivitätsniveaus von 87,5 % W1 (N1), 78,1 % W1 (N2) und 76,6 % W1 (N3) sank die Aktivität im linken ES zu jedem Schlafmesszeitpunkt weiter. Bei der Messung W2 wurde wieder ein geringfügig höheres Aktivitätsniveau von 84,4 % W1 im linken ES abgeleitet. Vergleicht man insgesamt beide Wachmessungen miteinander so zeigten beide SCLM bei Proband 08 sehr hohe Aktivitätsniveaus bei W2. Diese stellten mit 219,7 % W1 (SCLM links) und 305,7 % W1 (SCLM rechts) jeweils die höchsten Aktivitätswerte von allen Muskelmessungen dar. Die geringste Muskelaktivität bei W2 wies Proband 08 im linken ES

Ergebnisse

mit 84,4 % W1 Muskelaktivität auf. Die restlichen elf Muskeln bewegten sich bei W2 mit Werten von 95,0 % W1 bis 107,3 % W1 nahe an der Referenzaktivität.

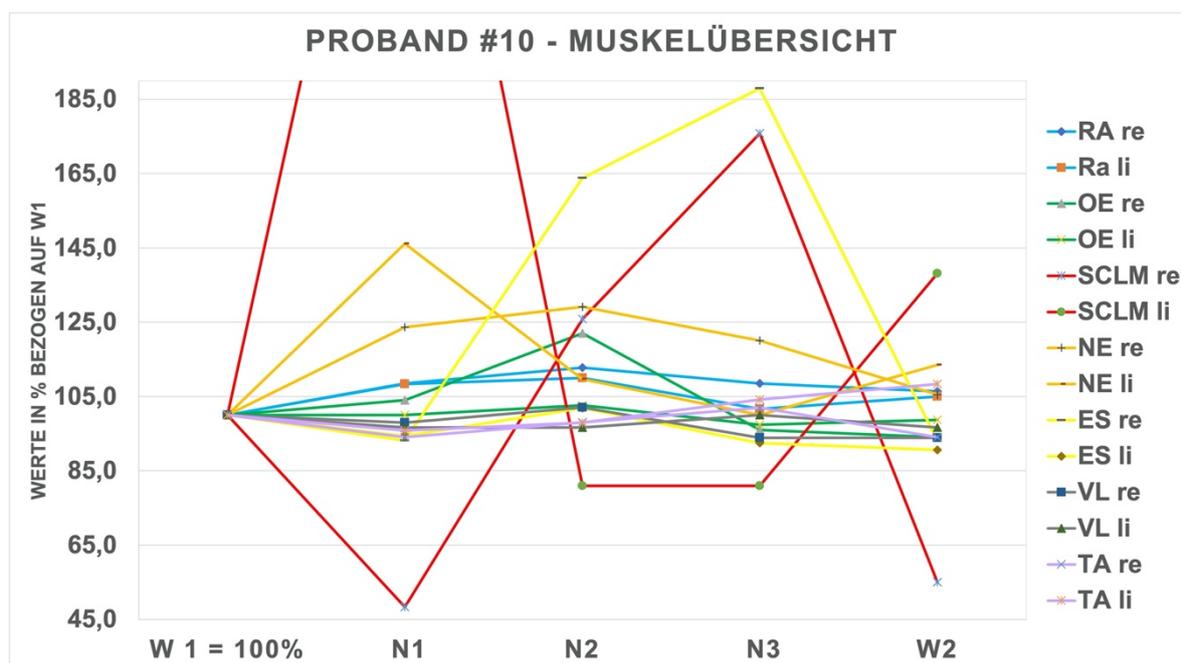


Abb. 30: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 10.

Proband 10 zeigte graphisch (siehe Abb. 30) ein diffuses Bild der Ergebnisse der Muskelaktivitätsmessungen. Es gab einerseits intermuskulär deutlichere Unterschiede in den Aktivitätsniveaus. Andererseits zeigten einzelne Muskeln auch intramuskulär zu den verschiedenen Messzeitpunkten starke Schwankungen in der Muskelaktivierung. Besonders der rechte und linke SCLM, sowie der rechte ES zeigten eine große Variabilität ihrer Aktivitätsniveaus. Alle gemessenen Muskeln nahmen Werte zwischen 48,3 % W1 und 317,5 % W1 an. Bei der ersten Schlafmessung waren neben dem linken SCLM auch die beiden NE stärker aktiviert, wobei der linke NE mit 146,2 % W1 Muskelaktivität stärker als der rechte NE (123,6 % W1) aktiviert war. Bei der zweiten Schlafmessung war der linke SCLM mit 81,0 % W1 hingegen weniger aktiv als zur Referenzmessung W1. Der rechte SCLM hingegen stieg im Aktivitätslevel auf 125,8 % W1 an. Die beiden NE waren bei N2 links mit 109,6 % W1 und rechts mit 129,1 % W1 aktiv. Eine deutliche Zunahme der Muskelaktivität zeigte auch der rechte OE bei N2. Dieser stieg von 104,0 % W1 Muskelaktivität bei N1 auf 122,0 % W1 Muskelaktivität bei N2 an. Auch der rechte ES zeigte zur zweiten Schlafmessung mit 163,8 % W1 eine stark erhöhte Muskelaktivität. Diese nahm zur Messung N3 auf 187,9 % W1 weiter zu. Auch der rechte SCLM war zur letzten Schlafmessung mit 175,8 % W1 sehr aktiv.

Ergebnisse

Der linke SCLM blieb wie bei N2 mit 81,0 % W1 auch bei N3 unter der Referenzaktivität. Es blieb kein Muskel von Proband 10 über alle Schlafmessungen unterhalb der Referenzaktivität. Jedoch fielen die Hälfte der gemessenen Muskeln (TA, VL, ES und rechter SCLM) zur ersten Schlafmessung in ihrem Aktivitätsniveau ab. Vergleicht man die beiden Wachmessungen W1 und W2 miteinander, zeigten alle Muskeln bei W2 mit Ausnahme der beiden SCLM eine Aktivität nahe an der Referenzaktivität. Die maximale Abweichung zur Referenzaktivität betrug dabei 13,5 % W1. Lediglich der rechte und linke SCLM zeigten mit 55,0 % W1 und 138,1 % W1 Muskelaktivität deutlichere Abweichungen zur Referenzmessung.

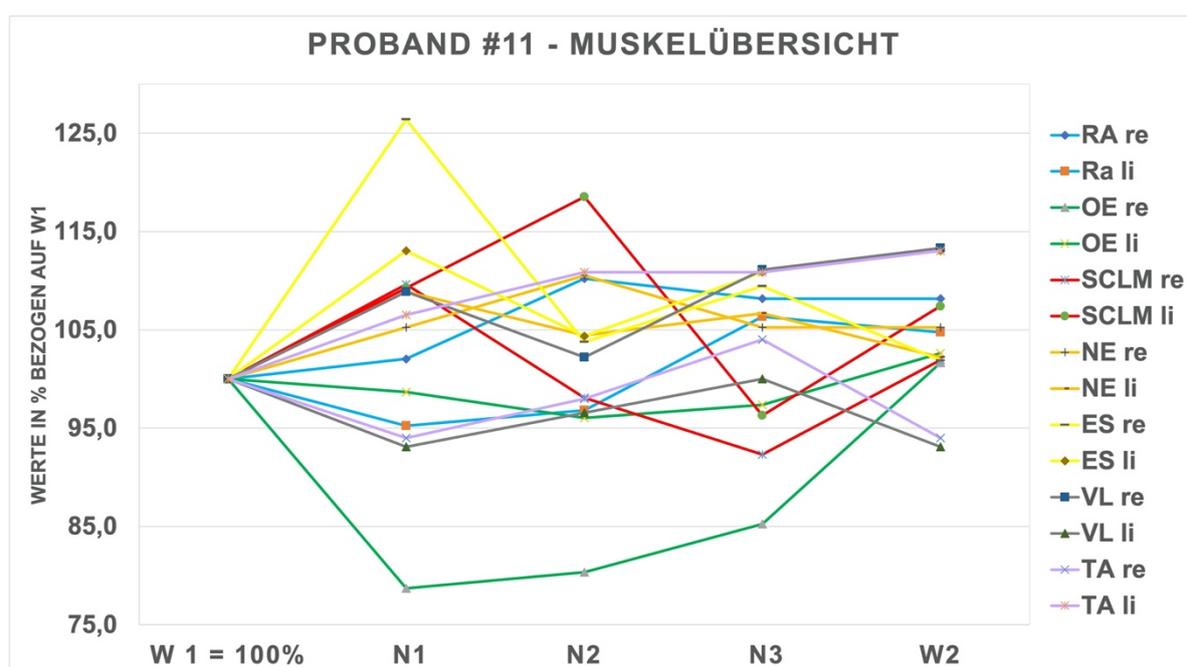


Abb. 31: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 11.

Proband 11 wies insgesamt in der graphischen Darstellung (siehe Abb. 31) aller gemessenen Muskeln ein relativ einheitliches Bild auf. Alle Muskeln zeigten zu den verschiedenen Messzeitpunkten Aktivitätswerte in einem ähnlichen Bereich. Die Muskelmessungen lagen zu allen Messzeitpunkten stets zwischen 78,7 % W1 und 126,4 % W1 Aktivität. Der rechte RA, beide NE, beide Rückenstrecker, der rechte VL und linke TA blieben in allen Schlafmessungen über der Referenzaktivität von 100 % W1. Nur der rechte und linke OE zeigten in allen Schlafmessungen Aktivitätsniveaus unter der Referenzaktivität. Besonders der rechte OE war mit Aktivitätswerten von 78,7 % W1 (N1), 80,3 % W1 (N2) und 85,2 % W1 (N3) in seiner Aktivität im Schlaf deutlich niedriger aktiv als zu den Wachmessungen (W2: 101,6 % W1). Vergleicht man die beiden Wachmessungen aller gemessenen Muskeln bei Proband 11 wichen diese bei W2

Ergebnisse

maximal 13,3 Prozentpunkten vom jeweils gemessenen Wert bei W1 ab. Alle Aktivitätsniveaus blieben bei W2 in einem Wertebereich von 93,1 % W1 bis 113,3 % W1.

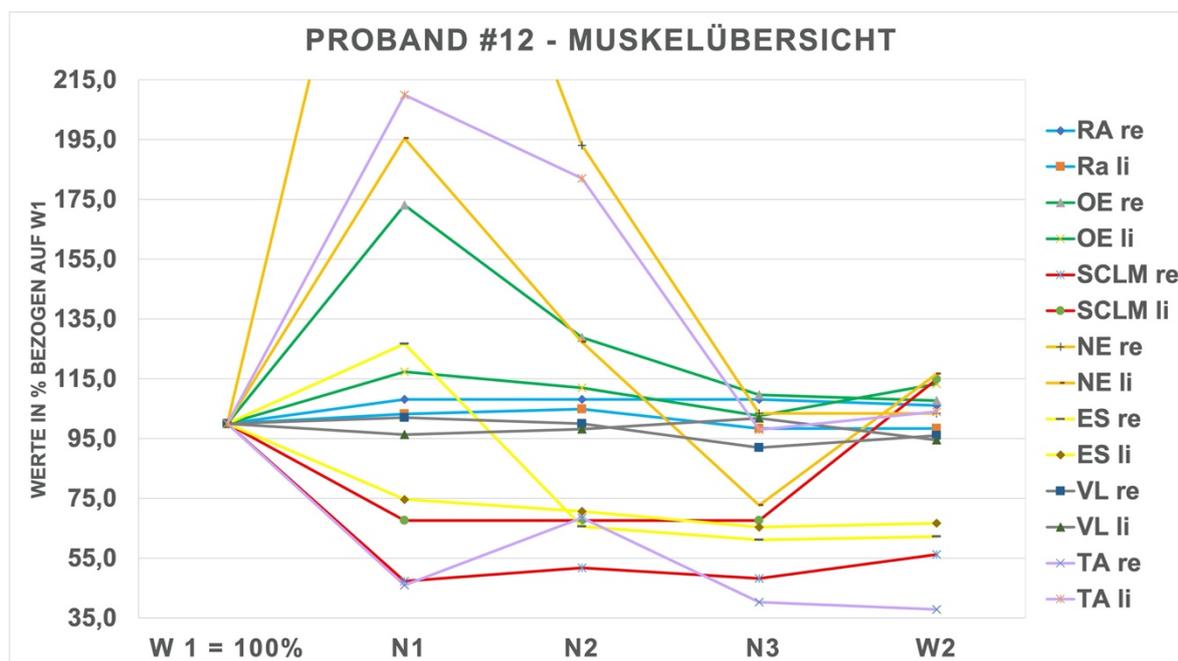


Abb. 32: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 12.

Proband 12 zeigte sich graphisch uneinheitlich (siehe Abb. 32) in den gemessenen Muskelaktivitäten. Es traten in einigen Muskeln sowohl intra- als auch intermuskulär deutliche Aktivitätsunterschiede auf. Alle Aktivitätswerte lagen im Bereich von 37,9 % W1 bis 348,3 % W1. Besonders in der ersten Schlafmessung zeigten einige Muskeln den höchsten Wert aller Messzeitpunkte. Neun der vierzehn gemessenen Muskeln nahmen Aktivitätswerte über 100 % W1 bei N1 an. Beide NE (rechts: 348,7 % W1; links: 195,5 % W1) von Proband 12, sowie der linke TA (210,0 % W1) und rechte OE (173,1 % W1) waren zur ersten Schlafmessung besonders aktiv. Konstant aktiv über alle drei Schlafmessungen blieben der rechte und linke RA mit einer Aktivierung knapp über der Referenzaktivität. Auch der rechte und linke VL zeigten eine konstante Muskelaktivierung bei den Messungen N1 – N3 mit Aktivitätsniveaus nahe an der Referenzaktivität. Der SCLM von Proband 12 war beidseits zu den Schlafmessungen in einem niedrigen Aktivierungszustand. Dabei erreichte der rechte SCLM Werte von 47,3 % W1 (N1), 51,8 % W1 (N2) und 48,2 % W1 (N3). Der linke SCLM war bei den Messungen N1 – N3 jeweils mit 67,6 % W1 aktiv. Es zeigte jedoch nur der linke SCLM bei der zweiten Wachmessung einen ähnlichen Aktivierungszustand wie bei W1 (114,9

Ergebnisse

% W1). Der rechte SCLM blieb auch bei der zweiten Wachmessung (56,3 % W1) deutlich unter dem Aktivitätsniveau der ersten Wachmessung. Ähnlich wie der rechte SCLM verhielt sich auch der rechte TA bei Proband 12. Auffallend bei Proband 12 war, dass einige der Muskeln im Verlauf der Schlafmessungen mit einem Rückgang der Muskelaktivierung reagierten. So nahm die gemessene Aktivität bei acht der vierzehn Muskeln von N1 – N3 ab. Darunter befanden sich der rechte OE (173,1 % W1, 128,8 % W1, 109,6 % W1), linke OE (117,3 % W1, 112,0 % W1, 102,7 % W1), rechte NE (348,3 % W1, 193,1 % W1, 103,4 % W1), linke NE (195,5 % W1, 127,3 % W1, 72,7 % W1), rechte ES (126,7 % W1, 65,6 % W1, 61,1 % W1), linke ES (74,7 % W1, 70,7 % W1, 65,3 % W1), rechte VL (102,0 % W1, 100,0 % W1, 92,0 % W1) und linke TA (210,0 % W1, 182,0 % W1, 98,0 % W1). Vergleicht man bei Proband 12 die beiden Wachmessungen W1 und W2 miteinander, blieben die meisten gemessenen Muskeln mit Werten von 94,5 % W1 bis 116,7 % W1 bei W2 nahe an der Referenzaktivität. Der rechte TA (37,9 % W1), beide ES (rechts: 62,2 % W1, links: 66,7 % W1) und der rechte SCLM (56,3 % W1) blieben zur zweiten Wachmessung deutlich unter der Referenzaktivität.

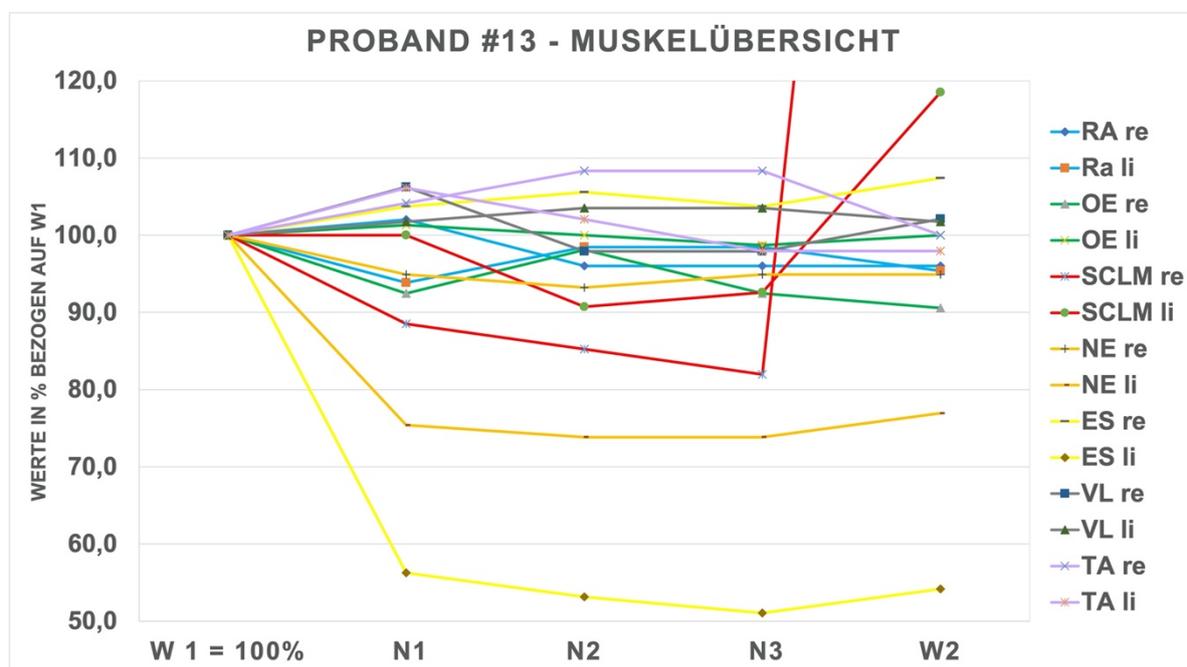


Abb. 33: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 13.

Die Aktivitätsmessungen aller Muskeln stellten sich bei Proband 13 graphisch intramuskulär relativ einheitlich dar (siehe Abb. 33). Abgesehen von der zweiten Wachmessung des rechten SCLM, die sich mit einem Maximalwert von 296,7 % W1 deutlich

Ergebnisse

von den Aktivitätsniveaus der restlichen Messungen abgrenzte, blieben alle Messwerte in einem Bereich von 51,0 % W1 bis 118,5 % W1. Konstante Werte lieferten jeweils beidseits der RA, OE, VL und TA sowie der rechte NE und rechte ES. Diese blieben bei den Messungen N1, N2, N3 und W2 mit Muskelaktivitätswerten von 92,5 % W1 bis 108,3 % W1 nahe an den jeweiligen Referenzwerten. Niedrigere Aktivitätsniveaus zeigten bei den Schlafmessungen der rechte SCLM (88,5 % W1, 85,2 % W1, 82,0 % W1), linke NE (75,4 % W1, 73,8 % W1, 73,8 % W1) und linke ES (56,3 % W1, 53,1 % W1 und 51,0 % W1). Der linke NE und linke ES von Proband 13 blieben jedoch auch zur Messung W2 mit Aktivitätswerten von 76,9 % W1 und 54,2 % W1 deutlich unter dem Aktivitätsniveau der Referenzmessung. Der rechte SCLM stieg zur zweiten Wachmessung auf ein maximales Aktivitätsniveau von 296,7 % W1 an. Auch der linke SCLM von Proband 13 zeigte sich bei W2 mit 118,5 % W1 stärker aktiviert als bei W1. Die restlichen Muskeln blieben bei der zweiten Wachmessung in einem ähnlichen Aktivitätsbereich (90,6 % W1 - 107,4 % W1) wie zur Referenzmessung W1.

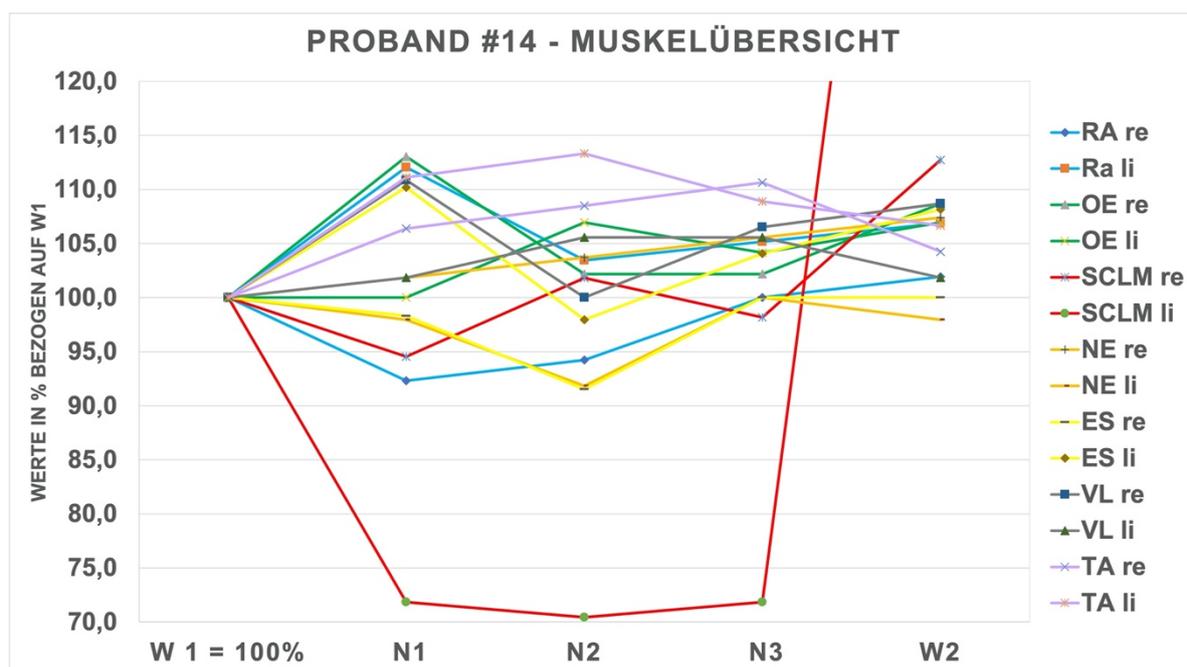


Abb. 34: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 14.

Proband 14 zeigte in nahezu allen Muskeln ein ähnliches Aktivitätslevel zu den Messzeitpunkten (siehe Abb. 34). Abgesehen vom linken SCLM blieben alle Muskelaktivitätsmessungen in einem Bereich von 91,5 % W1 bis 113,3 % W1. Der linke SCLM war in seiner Aktivität während den Schlafmessungen deutlich unter der Referenzaktivität gemessen worden. Er nahm bei der Messung N1 71,8 % W1, bei N2 70,4 % W1 und bei N3 71,8 % W1 Muskelaktivität an und stieg zur zweiten Wachmessung auf ein

Ergebnisse

Aktivitätsniveau von 197,2 % W1. Kein anderer Muskel von Proband 14 nahm zu allen Schlafmessungen Aktivitätswerte unter 100 % W1 an. Der TA beidseits, VL beidseits, OE beidseits, rechte NE und linke RA zeigten zu allen Schlafmessungen jeweils Aktivitätswerte von mindestens 100 % W1 oder höher. Allerdings nahmen diese Muskeln maximale Muskelaktivitätswerte von 110,6 % W1 an und blieben zu allen Messzeitpunkten stets nahe an der Referenzaktivität. Auch bei der zweiten Wachmessung wurde bei allen Muskeln mit Ausnahme des linken SCLM eine Muskelaktivität (98,0 % W1 - 112,7 % W1) nahe an der Referenzaktivität gemessen.

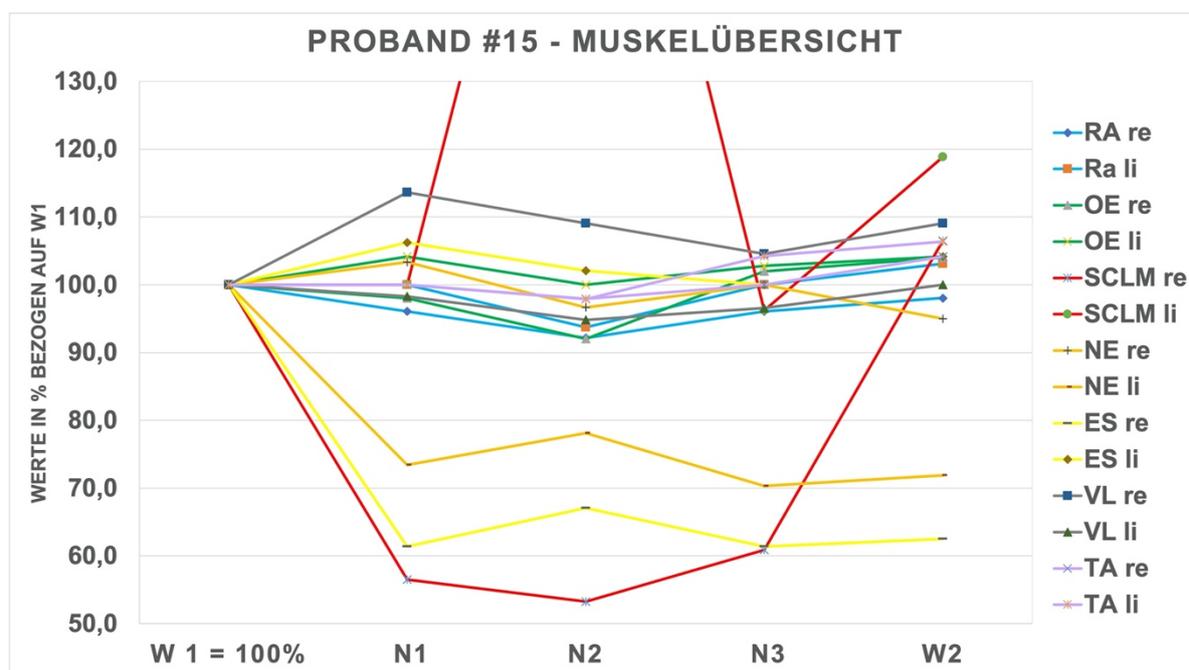


Abb. 35: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 15.

Proband 15 zeigte insgesamt eine höhere Variabilität der Muskelaktivitäten zwischen einzelnen Muskeln (siehe Abb. 35). Alle Muskelmessungen nahmen Werte zwischen 53,3 % W1 und 201,9 % W1 an. Das höchste Aktivitätsniveau erreichte der linke SCLM zum Zeitpunkt der zweiten Schlafmessung. Mit Ausnahme dieser Messung blieben alle Muskeln in ihrem Aktivitätsniveau unter 119,0 % W1. Während den Schlafmessungen waren beim rechten SCLM, rechten ES und linken NE ein deutlicher Rückgang der Muskelaktivitäten festzustellen. Mit 56,5 % W1 (N1), 53,3 % W1 (N2), 60,9 % W1 (N3) Muskelaktivität beim rechten SCLM, 61,4 % W1 (N1), 67,0 % W1 (N2), 61,4 % W1 (N3) Muskelaktivität beim rechten ES und 73,4 % W1 (N1), 78,1 % W1 (N2), 70,3 % W1 (N3) Muskelaktivität beim linken NE grenzten sich diese von den übrigen Muskeln in ihren Muskelaktivitätsniveaus deutlicher ab und blieben zu allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Es ließ sich jedoch nur beim rechten SCLM bei W2 wieder

Ergebnisse

ein Anstieg der Muskelaktivität (106,5 % W1) hin zum Bereich der Referenzaktivität verzeichnen. Der rechte ES veränderte mit 71,9 % W1, ähnlich wie der linke NE mit 62,5 % W1, sein Aktivitätsniveau bei W2 kaum, verglichen zur letzten Schlafmessung. Alle übrigen Muskeln blieben in ihrer Muskelaktivität bei der zweiten Wachmessung in einen Aktivitätsbereich nahe zur jeweiligen Referenzaktivität (95,0 % W1 - 118,9 % W1).

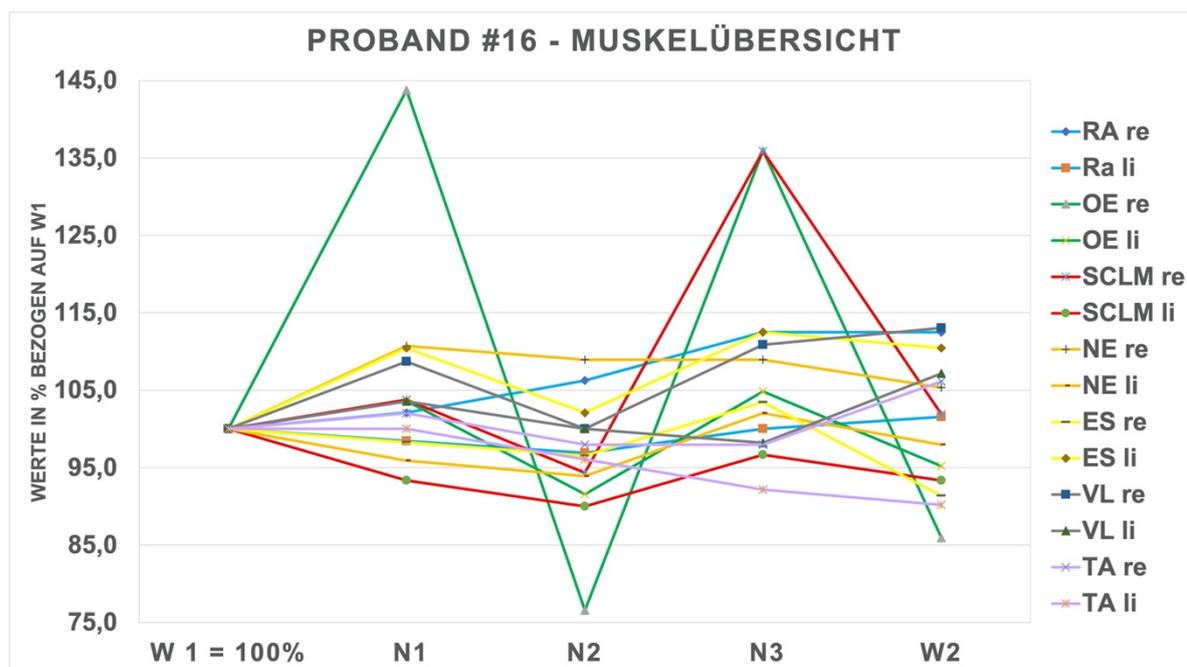


Abb. 36: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 16.

Bei Proband 16 verhielt sich der Großteil der gemessenen Muskeln über alle Messungen graphisch einheitlich (siehe Abb. 36). Der rechte OE und rechte SCLM zeigten die größten intramuskulären Unterschiede. Alle Muskeln nahmen Aktivitätswerte im Bereich von 76,6 % W1 bis 143,8 % W1 an. Die geringste bzw. höchste gemessene Aktivität wurde jeweils vom rechten OE erzielt. Dieser zeigte bei N1 ein Aktivitätsniveau von 143,8 % W1, fiel bei N2 auf ein Aktivitätsniveau von 76,6 % W1 und stieg bei N3 wieder auf einen Aktivitätswert von 135,9 % W1 Muskelaktivität an. Einen ähnlich hohen Aktivitätswert erzielte auch der rechte SCLM bei der letzten Schlafmessung. Alle restlichen Muskelaktivitätswerte blieben nahe am jeweiligen Referenzaktivitätsbereich und nahmen Werte zwischen 90,0 % W1 und 113,0 % W1 an. Dabei war der linke SCLM der einzige Muskel von Proband 16, der bei allen Schlafmessungen eine Aktivität unter 100 % W1 zeigte. Diese Aktivitätsniveaus waren mit 90,0 % W1 - 96,7 % W1 jedoch nur geringfügig unter der Referenzaktivität. Auch bei der zweiten Wachmessung wurde im linken SCLM eine Muskelaktivität von 93,3 % W1 gemessen. Für

Ergebnisse

den rechten und linken TA wurden bei N1 Aktivitätswerte nahe am Referenzbereich erzielt (rechts: 102,0 % W1, links: 100,0 % W1). In den folgenden Schlafmessungen sank die Aktivität jeweils auf Werte unter 100 % W1. Der rechte TA blieb bei den Messungen N2 und N3 bei einem Aktivitätsniveau von 98,0 % W1. Der linke TA zeigte bei N2 eine Aktivität von 96,1 % W1 und bei N3 eine Aktivität von 92,2 % W1. Bei der zweiten Wachmessung stieg der rechte TA wieder auf 106,1 % W1 Muskelaktivität an. Der linke TA hingegen sank weiter auf 90,2 % W1. Alle Muskelaktivitätsmessungen bei W2 nahmen Werte zwischen 85,9 % W1 und 113,0 % W1 an. Somit lag die maximale Abweichung zur Referenzaktivität bei W2 bei 14,1 Prozentpunkten.

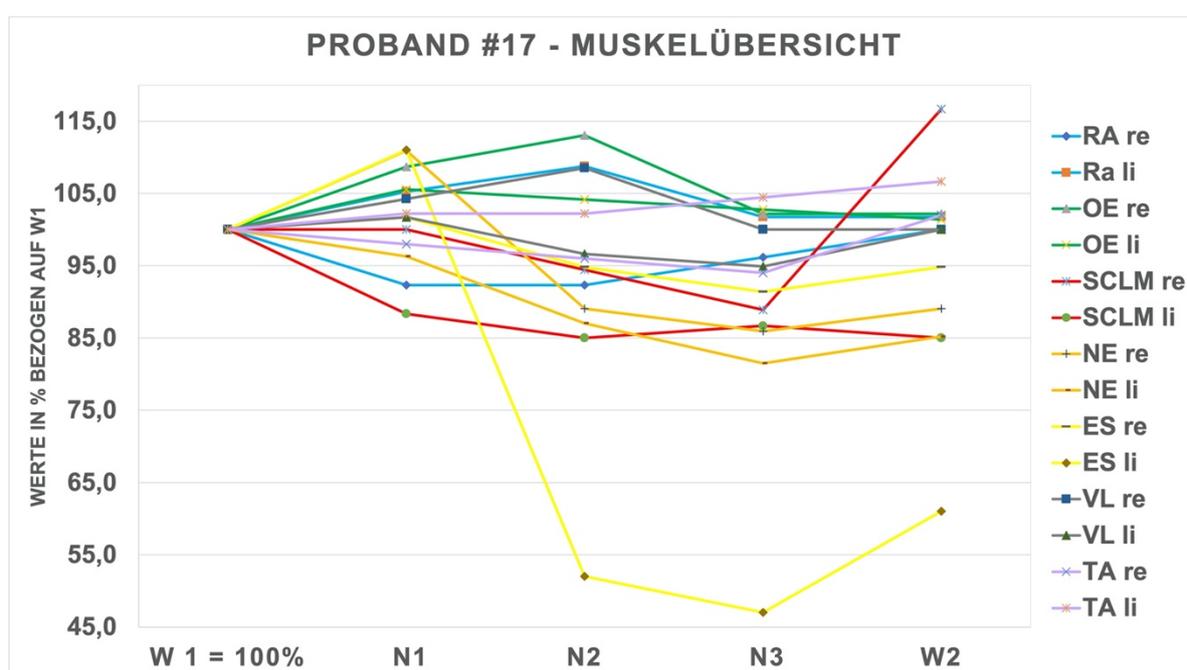


Abb. 37: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 17.

Auch Proband 17 zeigte sich mit Ausnahme des linken ES in der graphischen Darstellung der Muskelaktivitätsmessungen einheitlich (siehe Abb. 37). Visuell ließen sich kaum Unterschiede zwischen den verschiedenen Muskeln feststellen. Alle Aktivitätsniveaus lagen im Bereich von 47,0 % W1 bis 116,7 % W1, wobei der linke ES mit 52,0 % W1 bei N2 und 47,0 % W1 bei N3 die geringste Aktivität aufwies. Zum Zeitpunkt der ersten Schlafmessung lag die Aktivität des linken ES noch bei 111,0 % W1 bevor das Aktivitätsniveau deutlich unter die Referenzaktivität fiel. Zur zweiten Wachmessung war im linken ES wieder eine leichte Erhöhung der Muskelaktivität auf 61,0 % W1 zu verzeichnen. Die restlichen Muskeln blieben in ihrer Aktivität zwischen 81,5 % W1 und 116,7 % W1 und unterschieden sich intra- und intermuskulär nur gering voneinander.

Ergebnisse

Die Beinmuskulatur blieb in ihrer Muskelaktivität nahe an der jeweiligen Referenzaktivität (94,0 % W1 - 108,5 % W1) und verhielt sich relativ konstant über alle Messungen. Muskelaktivitätsniveaus von 100 % und geringer zeigten zu allen Schlafmessungen der rechte SCLM, linke SCLM, rechte RA, linke NE und rechte TA. Die NE von Proband 17 wiesen bei der Messung N1 eine Aktivität von 110,9 % W1 rechts und eine Aktivität von 96,3 % W1 links auf. In den darauffolgenden zwei Schlafmessungen fiel die Aktivität im rechten NE auf 89,1 % W1 (N2) und 85,9 % W1 (N3) ab. Links war der NE mit 87,0 % W1 (N2) und 81,5 % W1 (N3) aktiv. Zur zweiten Wachmessung war in beiden Seiten der NE wieder ein leichter Anstieg der Muskelaktivitätsniveaus gemessen worden (rechts: 89,1 % W1, links: 85,2 % W1). Die restlichen Muskeln zeigten bei W2 eine Aktivität von 85,0 % W1 bis 116,7 % W1, wobei der rechte SCLM mit 116,7 % W1 vergleichsweise am stärksten aktiviert war.

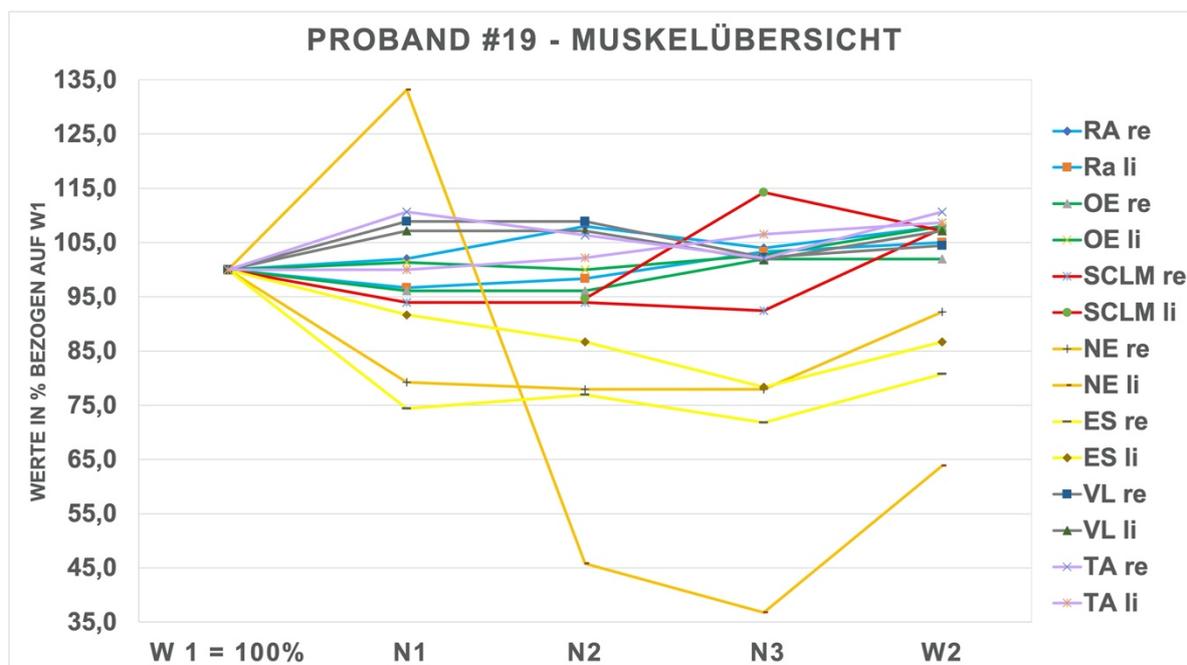


Abb. 38: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 19.

Die Muskeln von Proband 19 waren in allen Aktivitätsmessungen zwischen 36,7 % W1 und 133,2 % W1 aktiv. Graphisch (siehe Abb. 38) gab es besonders in den NE und den Rückenstreckern niedrige Aktivitätswerte zu erkennen. Die geringste und höchste Aktivierung wurde im linken NE gemessen. Dieser nahm bei N1 ein Aktivitätsniveau von 133,1 % W1 an. Bei der zweiten Schlafmessung betrug die Aktivität im linken NE nur noch 45,8 % W1 und nahm bei der letzten Schlafmessung auf 36,7 % W1 Muskelaktivität ab. Zur zweiten Wachmessung wurde wieder ein Anstieg der Aktivität auf 63,9 % W1 verzeichnet. Der rechte NE von Proband 19 war mit Aktivitätswerten von

Ergebnisse

79,2 % W1 (N1), 77,9 % W1 (N2) und 77,9 % W1 (N3) in allen Schlafmessungen geringer aktiv als zur Referenzmessung. Ähnlich niedrige Aktivitätsniveaus in den Schlafmessungen ließen sich im rechten und linken ES bestimmen. Der rechte ES war mit 74,4 % W1 (N1), 76,9 % W1 (N2) und 71,8 % W1 (N3) vergleichsweise geringer aktiv als der linke ES mit 91,7 % W1 (N1), 86,7 % W1 (N2) und 78,3 % W1 (N3). Der rechte SCLM blieb in den Messungen N1, N2 und N3 mit Werten zwischen 92,4 % W1 bis 93,9 % W1 ebenfalls, wenn auch nur geringfügig, unter der Referenzaktivität. Rechter ES, linker ES, rechter NE und rechter SCLM zeigten nach den Schlafmessungen jeweils wieder einen Anstieg in ihrem Aktivitätsniveau bei W2. Bei der zweiten Wachmessung wurde beim rechten ES eine Aktivität von 80,8 % W1, beim linken ES von 86,7 % W1, beim rechten NE von 92,2 % W1 und beim rechten SCLM von 107,6 % W1 gemessen. Abgesehen von den NE und ES blieben alle Muskeln bei zweiten Wachmessung in einem Aktivitätsbereich nahe an der jeweiligen Referenzaktivität (102,0 % W1 bis 110,6 % W1).

3.3.2 Schlafende Probanden ohne positives Ball-Signal

Im Folgenden werden die Muskelaktivitätsergebnisse aller subjektiv schlafenden Probanden erläutert, d.h. jene welche ohne bzw. mit negativem Ball-Signal gemessen wurden.

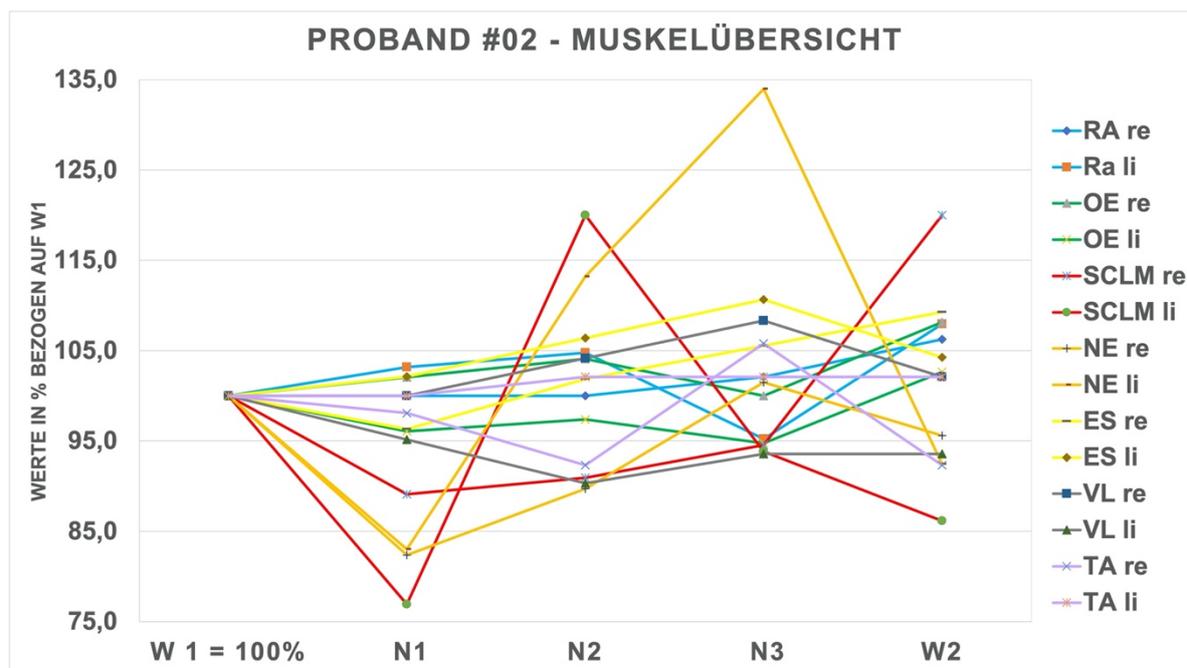


Abb. 39: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 02.

Proband 02 zeigte visuell geringe Unterschiede zwischen den einzelnen Muskelgruppen (siehe Abb. 39). In den Messungen der Kopfstabilisatoren waren sowohl innerhalb der Muskeln als auch zwischen den Muskeln die größten Unterschiede zu beobachten. Alle Muskelaktivitätsmessungen lagen im Bereich von 76,9 % W1 bis 134,0 % W1. Bei der ersten Schlafmessung wurden in acht der vierzehn Muskeln (linker OE, SCLM beidseits, NE beidseits, rechter ES, linker VL, rechter TA) Aktivitäten unter 100 % W1 gemessen. Von diesen Muskeln war der Rückgang der Muskelaktivität in den Kopfstabilisatoren am stärksten. Die NE waren mit 82,4 % W1 rechts und 83,0 % W1 links nahezu auf demselben Aktivitätsniveau bei N1. Beim SCLM zeigte der rechte SCLM mit 89,1 % W1 Aktivität im Vergleich zum linken SCLM (76,1 % W1) ein etwas höheres Aktivitätsniveau bei N1. Weitere drei der vierzehn Muskeln veränderten ihr Aktivitätsniveau bei N1 zur Referenzmessung nicht (rechter RA, rechter VL, linker TA). Der rechte OE, linke RA und linke ES hingegen zeigten einen minimalen Anstieg der Muskelaktivität bei N1, wobei der linke RA mit 103,2 % W1 vergleichsweise am stärksten aktiv war. Bei allen drei Schlafmessungen wiesen nur der linke OE (N1: 96,1 % W1, N2: 97,4 % W1, N3: 94,7 % W1), rechte SCLM (N1: 89,1 % W1, N2: 90,9 % W1, N3: 94,5 % W1) und linke VL (N1: 95,2 % W1, N2: 90,3 % W1, N3: 93,5 % W1) stets ein Aktivitätsniveau unterhalb der Referenzaktivität auf. Die Kopfstabilisatoren zeigten keinen einheitlichen Aktivitätsverlauf zu den einzelnen Schlafmessungen. Nachdem bei allen Kopfstabilisatoren bei N1 eine Aktivität unter 100 % W1 gemessen wurde, war im linken NE (113,2 % W1) und linken SCLM (120,0 % W1) bei N2 ein Anstieg der Muskelaktivität zu verzeichnen. Der rechte NE (89,7 % W1) und rechte SCLM (90,9 % W1) blieben hingegen auch bei N2 unterhalb der Referenzaktivität. Bei der letzten Schlafmessung war der rechte NE mit 101,5 % W1 aktiv. Der linke NE hingegen stieg auf eine maximale Aktivität von 134,5 % W1. Der rechte und linke SCLM hingegen waren mit 94,5 % W1 bzw. 93,8 % W1 Muskelaktivität nahezu auf demselben Aktivitätsniveau bei N3. Vergleicht man die beiden Wachmessungen miteinander blieben alle Muskeln bei W2 in einem Wertebereich von 86,2 % W1 bis 120,0 % W1 Muskelaktivität, wobei der linke SCLM die geringste Aktivität und der rechte SCLM die höchste Aktivität aufwiesen. Abgesehen vom rechten und linken SCLM lag die maximale Abweichung bei W2 bei 9,3 Prozentpunkten von der Referenzaktivität.

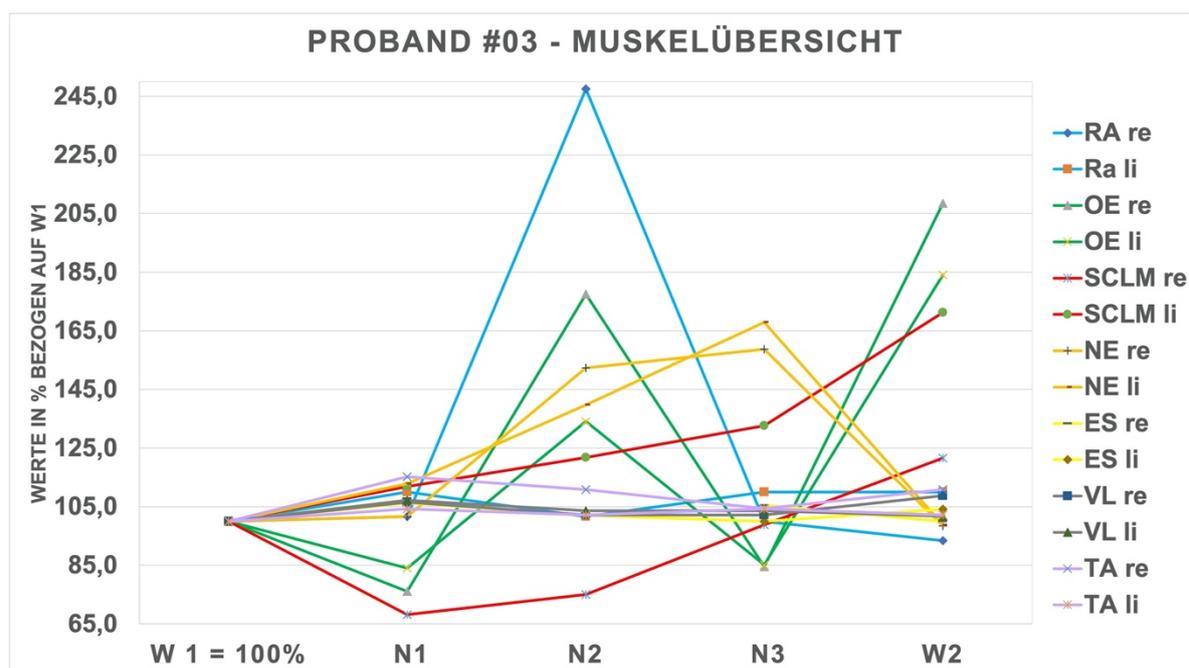


Abb. 40: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 03.

Proband 03 wies insgesamt eine hohe intra- und intermuskuläre Variabilität (siehe Abb. 40) der Muskelaktivität in allen Muskeln, ausgenommen der Bein- und Rückenmuskulatur, auf. Über alle Messungen nahmen die Muskeln Aktivitätswerte im Bereich von 68,2 % W1 bis 247,5 % W1 an. Zur ersten Schlafmessung verzeichneten nur drei der vierzehn Muskeln einen Rückgang der Aktivität. Dabei war der rechte OE zu 76,1 % W1, der linke OE zu 84,0 % W1 und der rechte SCLM zu 68,2 % W1 aktiv. Die restlichen elf Muskeln stiegen um maximal 15,2 Prozentpunkte in ihrer Aktivität bei der ersten Schlafmessung verglichen zur Referenzmessung. Bei der zweiten Schlafmessung war in sieben der vierzehn Muskeln eine Zunahme des Aktivitätsniveaus zu beobachten. Darunter befanden sich alle Kopfstabilisatoren (SCLM rechts: 75,0 % W1, SCLM links: 121,8 % W1, NE rechts: 152,4 % W1, NE links: 139,7 % W1), die schrägen Bauchmuskeln (OE rechts: 177,5 % W1, OE links: 85,1 % W1) und der rechte RA (247,5 % W1). Bei der letzten Schlafmessung stiegen die Kopfstabilisatoren weiter in ihrer Aktivität (SCLM rechts: 98,9 % W1, SCLM links: 132,7 % W1, NE rechts: 158,7 % W1, NE links: 167,9 % W1) an. Die schrägen Bauchmuskeln (OE rechts: 84,5 % W1, OE links: 85,1 % W1) und der rechte RA (100,0 % W1) hingegen zeigten einen deutlichen Rückgang ihres Aktivitätsniveaus bei N3. Zur zweiten Wachmessung wurde beidseits im SCLM und OE ein erneuter Anstieg der Muskelaktivität gemessen. Der SCLM kam rechts auf ein Aktivitätsniveau von 121,6 % W1 und links auf ein Aktivitätsniveau von 171,3 % W1. Der OE war rechts mit 208,5 % W1 und links mit 184,0 % W1

aktiv. Die restlichen Muskeln lagen in ihrem Muskelaktivitätsniveau nahe an der Referenzaktivität, wobei der rechte TA mit 10,9 Prozentpunkten die größte Abweichung zur Referenzaktivität aufwies.

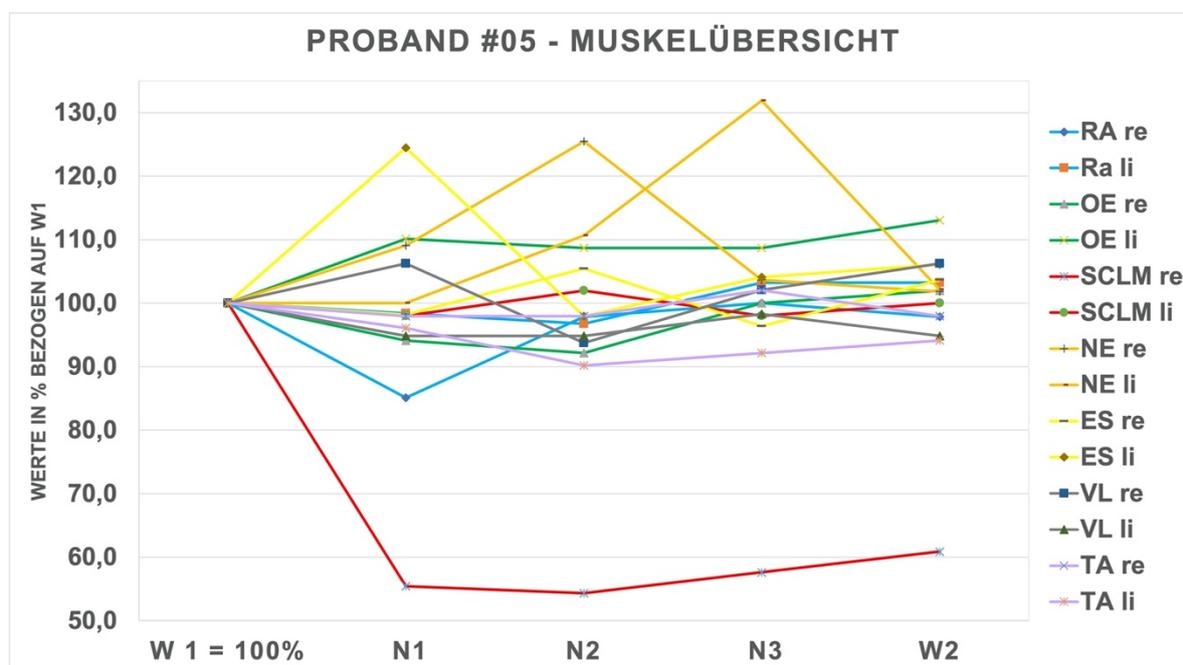


Abb. 41: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 05.

Proband 05 zeigte in der graphischen Darstellung (siehe Abb. 41) der Muskelaktivitätsergebnisse ein größtenteils einheitliches Bild. Die größten Unterschiede wiesen die NE und der linke ES auf. Auch der rechte SCLM stach mit einer konstant niedrigen Aktivität in den Messungen N1 bis W2 hervor. Alle gemessenen Muskelaktivitätswerte lagen im Bereich von 54,3 % W1 bis 131,9 % W1. Neun der vierzehn Muskeln verzeichneten einen Rückgang der Aktivität bei N1, wobei der rechte SCLM mit 55,4 % W1 das niedrigste Aktivitätsniveau erreichte. Von den übrigen Muskeln (RA beidseits, rechter OE, SCLM beidseits, rechter ES, linker VL, TA beidseits), die bei N1 eine Aktivität unter 100 % W1 aufwiesen, lag die maximale Abweichung zur Referenzaktivität bei 14,9 Prozentpunkten (rechter RA: 85,1 % W1). Die linke NE zeigte bei N1 dasselbe Aktivitätsniveau wie zur Referenzmessung. Die restlichen vier Muskeln nahmen in ihrer Aktivität bei N1 zu. Hierbei wurde der stärkste Muskelaktivitätsanstieg im linken ES mit 124,5 % W1 Muskelaktivität gemessen. Über alle drei Schlafmessungen war nur in drei Muskeln stets ein Aktivitätsniveau unter der Referenzaktivität zu verzeichnen. Besonders der rechte SCLM (N1: 55,4 % W1, N2: 54,3 % W1, N3: 57,6 % W1) zeigte ein konstant niedriges Aktivitätsniveau bei allen Schlafmessungen. Die Aktivität

Ergebnisse

im linken VL und linken TA lag nur maximal 9,8 Prozentpunkte unterhalb der Referenzaktivität.

Die NE von Proband 05 zeigten über die Schlafmessungen unterschiedlich hohe Aktivitätsniveaus. Der rechte NE stieg von N1 (109,1 % W1) zu N2 auf einen Aktivitätswert von 125,5 % W1 an. Bei N3 hingegen lag die Muskelaktivität mit 103,6 % W1 wieder nahe an der Referenzaktivität. Der linke NE stieg von N1 (100,0 % W1) zu N2 auf 110,6 % W1. Bei N3 nahm die Aktivität nochmals auf 131,9 % W1 zu. Beide NE lagen jedoch zur zweiten Wachmessung wieder nahe an der Referenzaktivität (rechter NE: 101,8 % W1, linker NE: 102,1 % W1). Auch die restlichen Muskeln mit Ausnahme des rechten SCLM (60,9 % W1) zeigten bei W2 wieder Aktivitätsniveaus nahe am Bereich der Referenzaktivität. Die maximale Abweichung von der Referenzaktivität lag bei 13,0 Prozentpunkten im linken OE.

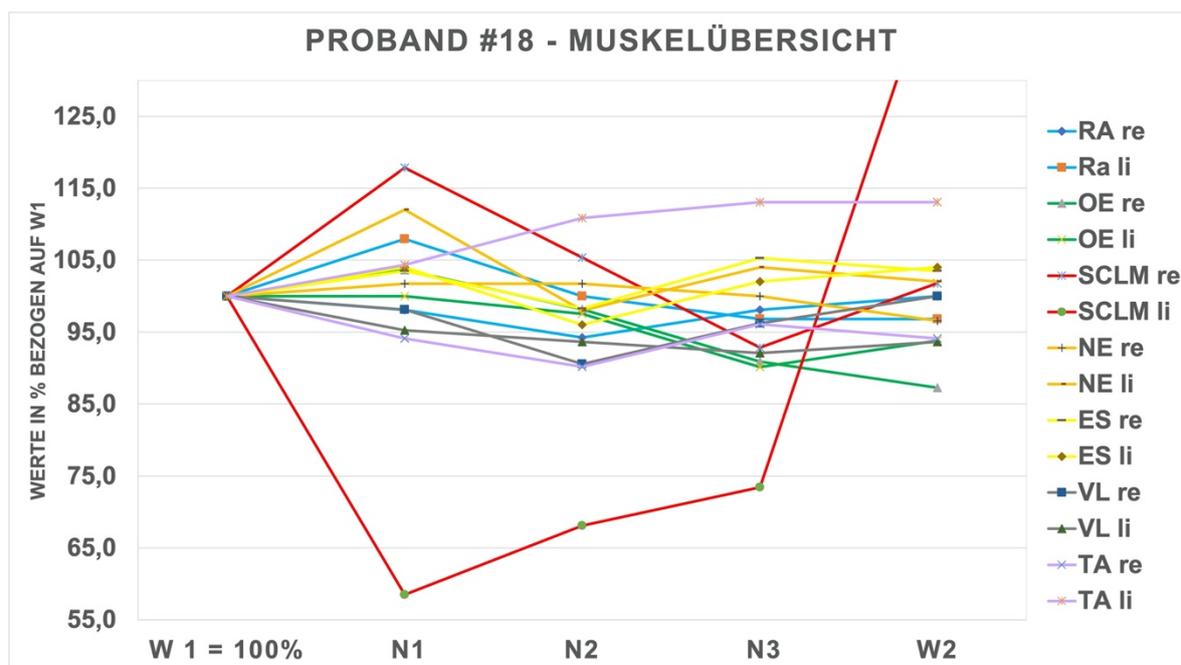


Abb. 42: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 18.

Die Muskeln von Proband 18 nahmen in allen Messungen Aktivitätswerte zwischen 58,5 % W1 bis 146,8 % W1 an. In der graphischen Darstellung (siehe Abb. 42) wies besonders der linke SCLM sowohl intramuskulär als auch verglichen zu den restlichen Muskeln Unterschiede in der Höhe der Muskelaktivierung auf. Der linke SCLM nahm die geringste und höchste Aktivität von allen Muskelmessungen an. Alle übrigen Muskeln bewegten sich im Bereich zwischen 87,3 % W1 und 117,9 % W1. Bei der ersten Schlafmessung zeigten insgesamt fünf der vierzehn Muskeln einen Aktivitätsrückgang. Dieser ließ sich im rechten RA (98,1 % W1), linken SCLM (58,5 % W1), rechten VL

(98,1 % W1), linken VL (95,2 % W1) und rechten TA (94,1 % W1) messen. Alle diese fünf Muskeln blieben auch bei den Messungen N2 und N3 unter der Referenzaktivität, wobei der linke SCLM eine besonders niedrige Aktivität (N2: 68,1 % W1, N3: 73,4 % W1) aufwies. Bei der zweiten Wachmessung stieg der linke SCLM wieder auf ein Aktivitätsniveau von 146,8 % W1 an. Der rechte RA, rechte VL, linke VL und rechte TA blieben bei den Messungen N2 und N3 nur geringfügig (90,2 % W1 - 98,1 % W1) unter der Referenzaktivität. Bei W2 erreichten der rechte RA und rechte VL wieder das Referenzaktivitätsniveau. Der linke VL und rechte TA blieben hingegen bei W2 erneut unter 100 % W1 Muskelaktivität. Weiterhin waren bei Proband 18 insgesamt vier Muskeln mit abnehmender Muskelaktivität bei den Messzeitpunkten der Schlafmessungen gemessen worden, wobei der erste Aktivitätswert bei N1 bei 100 % W1 oder einem höheren Aktivitätsniveau lag. Dies war beim linken RA, rechten, OE, linken OE und rechten SCLM zu beobachten. Der rechte SCLM zeigte bei N1 mit 117,9 % W1 die höchste Aktivität von allen Schlafmessungen und fiel in seiner Aktivität bei N2 auf 105,4 % W1 und bei N3 nochmals weiter auf 92,9 % W1 ab. Bei der zweiten Wachmessung erreichte der rechte SCLM mit 101,8 % W1 wieder eine Muskelaktivität nahe an der Referenzaktivität. Der linke RA (N1: 107,9 % W1, N2: 100,0 % W1, N3: 96,8 % W1, W2: 96,8 % W1), rechte OE (N1: 103,6 % W1, N2: 98,2 % W1, N3: 90,9 % W1, W2: 87,3 % W1) und linke OE (N1: 100,0 % W1, N2: 97,5 % W1, N3: 90,1 % W1) blieben bei der zweiten Wachmessung ebenfalls nahe an der Referenzaktivität. Bei W2 zeigten alle Muskeln mit Ausnahme des linken SCLM (146,8 % W1) ein Aktivitätsniveau zwischen 87,3 % W1 und 113,0 % W1.

3.3.3 Nicht-schlafende Probanden

Im Folgenden werden die Muskelaktivitätsergebnisse aller nichtschlafenden Probanden erläutert.

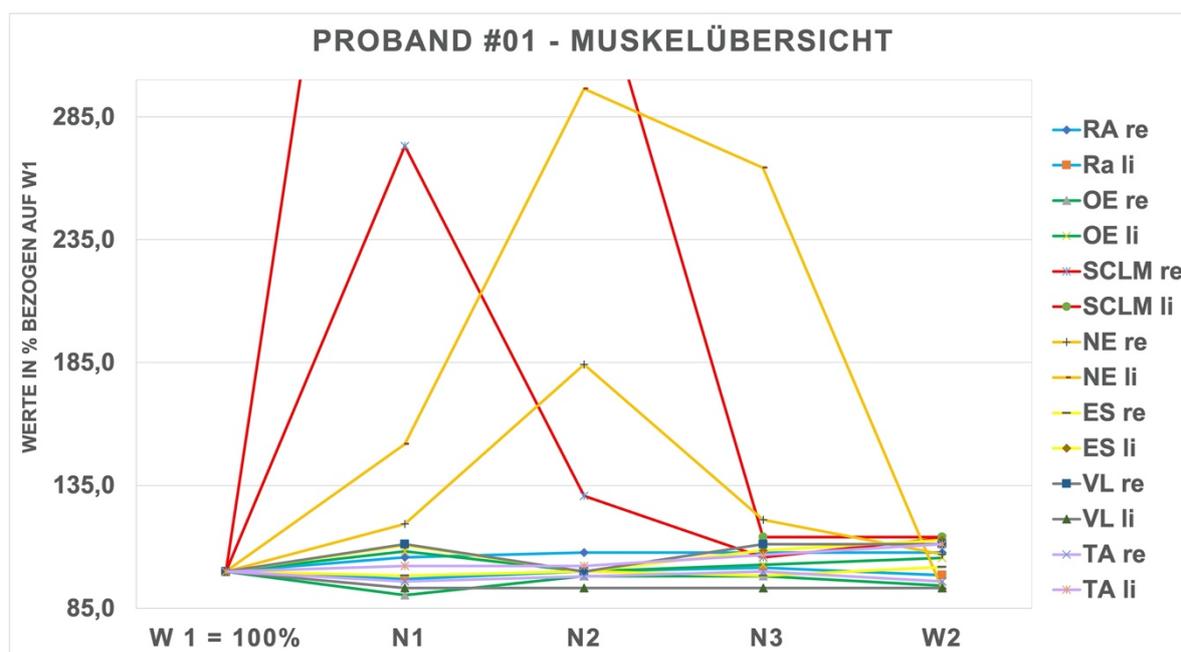


Abb. 43: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 01.

Proband 01 zeigte visuell (siehe Abb. 43) in den Kopfstabilisatoren intra- und intermuskulär eine hohe Variabilität. Die Rumpf- und Beinmuskulatur hingegen zeigte sich in der graphischen Darstellung einheitlich. Insgesamt wurden Aktivitätswerte von 90,4 % W1 bis 582,0 % W1 erreicht. Betrachtet man die Rumpf- und Beinmuskulatur separat, bewegten sich diese Muskeln im Bereich zwischen 90,4 % W1 und 111,1 % W1. Die stärkste Aktivierung der Muskulatur wurde in den Kopfstabilisatoren gemessen. Bei N1 zeigten beide SCLM ihre jeweilige maximale Muskelaktivität. Dabei war der rechte SCLM mit 273,1 % W1 und der linke SCLM mit 582,0 % W1 aktiv. Bei der Messung N2 waren beide SCLM weiterhin mit 130,8 % W1 (rechter SCLM) und 362,0 % W1 (linker SCLM) deutlich stärker aktiviert als zum Zeitpunkt der Referenzmessung. Bei N3 ließen sich wieder Aktivitätsniveaus nahe an der Referenzaktivität messen (rechter SCLM: 105,8 % W1, linker SCLM: 114,0 % W1). Mit 113,5 % W1 Muskelaktivität rechts und 114,0 % W1 Muskelaktivität links blieb das Aktivitätsniveau bei W2 ähnlich wie bei N3, aber deutlich niedriger als bei den Messungen N2 und N3. Die NE rechts und links zeigten bei N1 eine Zunahme ihrer Aktivität auf 119,3 % W1 (rechter NE) bzw. 151,8 % W1 (linker NE). Bei N2 nahm die Aktivität in beiden NE weiter auf Werte von 184,2 % W1 (rechts) bzw. 294,4 % W1 (links) zu. Bei N3 lag das Aktivitätsniveau im rechten NE bei 121,1 % W1 und im linken NE bei 264,3 % W1. Bei W2 verzeichneten beide NE einen Rückgang der Muskelaktivität auf 107,0 % W1 rechts und 92,9 % W1 links. Von allen Muskeln bei Proband 01 zeigten vier der vierzehn

Ergebnisse

Muskeln bei den Messungen N1 bis N3 eine Aktivität von 100 % W1 oder geringer. Der rechte OE, rechte ES, linke VL und rechte TA bewegten sich dabei im Wertebereich zwischen 93,3 % W1 und 100,0 % W1. Die maximale Abweichung der Muskelaktivität aller Muskeln bei W2 von der jeweiligen Referenzaktivität lag bei 14,0 Prozentpunkten.

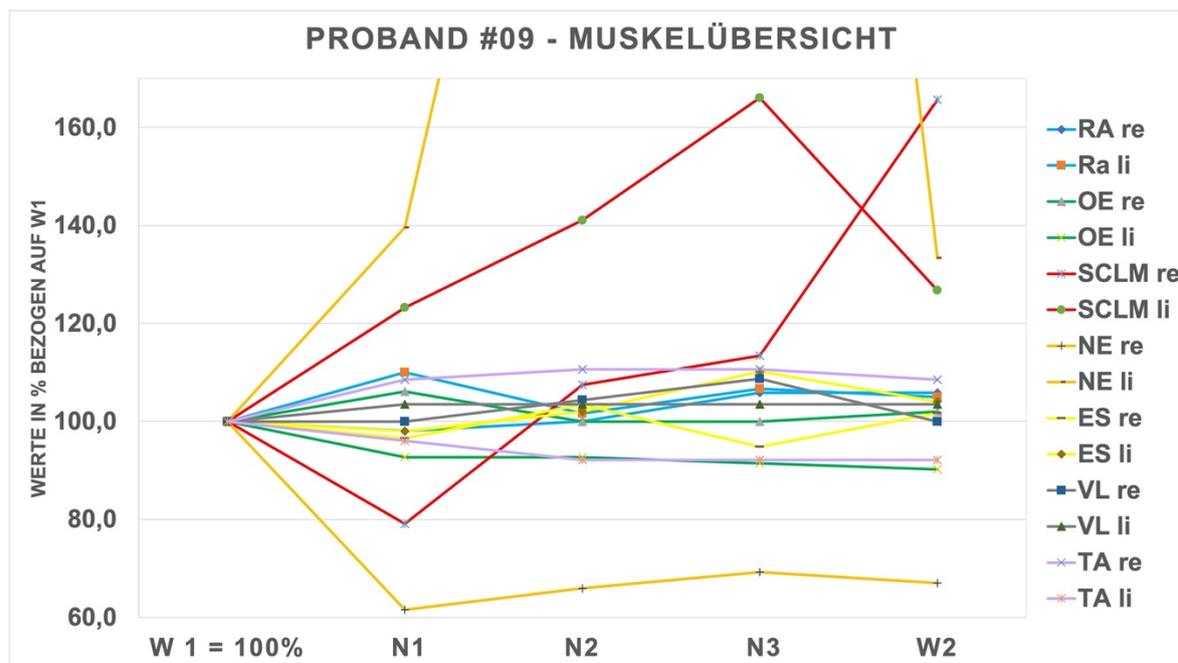


Abb. 44: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 09.

Auch bei Proband 09 ließen sich visuell (siehe Abb. 44) besonders in den Kopfstabilisatoren intra- und interindividuelle Unterschiede beobachten. Die Rumpf- und Beinmuskulatur hingegen erschien vergleichsweise einheitlich. Insgesamt nahmen alle Muskeln von Proband 09 Aktivitätswerte zwischen 61,5 % W1 und 441,7 % W1 an. Betrachtet man die Rumpf- und Beinmuskulatur separat, bewegten sich diese Muskeln im Wertebereich von 90,2 % W1 bis 110,6 % W1. Der rechte SCLM zeigte bei N1 eine Abnahme auf 79,1 % W1 Muskelaktivität, wohingegen der linke SCLM auf 123,2 % W1 Muskelaktivität anstieg. Im weiteren Verlauf reagierten beide mit einer Zunahme der Aktivität bei N2 (rechter SCLM: 107,5 % W1, linker SCLM: 141,1 % W1). Auch bei N3 zeigten sowohl der rechte SCLM als auch der linke SCLM eine erneute Zunahme der Muskelaktivität auf ein Aktivitätsniveau von 113,4 % W1 rechts und 166,1 % W1 links. Bei der Messung W2 stieg der rechte SCLM auf ein maximales Aktivitätsniveau von 165,7 % W1 an. Der linke SCLM sank in seiner Aktivität auf 126,8 % W1 bei W2. Die NE verhielten sich jeweils sehr unterschiedlich. Der rechte NE blieb bei N1, N2,

Ergebnisse

N3 und W2 konstant niedrig in einem Bereich von 61,5 % W1 bis 69,2 % W1 Muskelaktivität. Der linke NE (N1: 139,6 % W1, N2: 297,6 % W1, N3: 441,7 % W1) zeigte im Verlauf der Messungen N1 bis N3 eine stetige Zunahme seines Aktivitätsniveaus und nahm bei W2 wieder in seiner Muskelaktivität auf 133,3 % W1 ab. Insgesamt drei der vierzehn Muskeln blieben bei allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Darunter fielen neben dem rechten NE auch der linke OE (N1: 92,7 % W1, N2: 92,7 % W1, N3: 91,5 % W1) und linke TA (N1: 96,1 % W1, 92,2 % W1, 92,2 % W1). Alle diese drei Muskeln blieben auch bei W2 in einem ähnlichen Aktivitätsbereich wie zu den Messungen N1 bis N3. Bei W2 zeigten alle Muskeln mit Ausnahme der Kopfstabilisatoren eine maximale Abweichung von 9,8 Prozentpunkten zur Referenzaktivität.

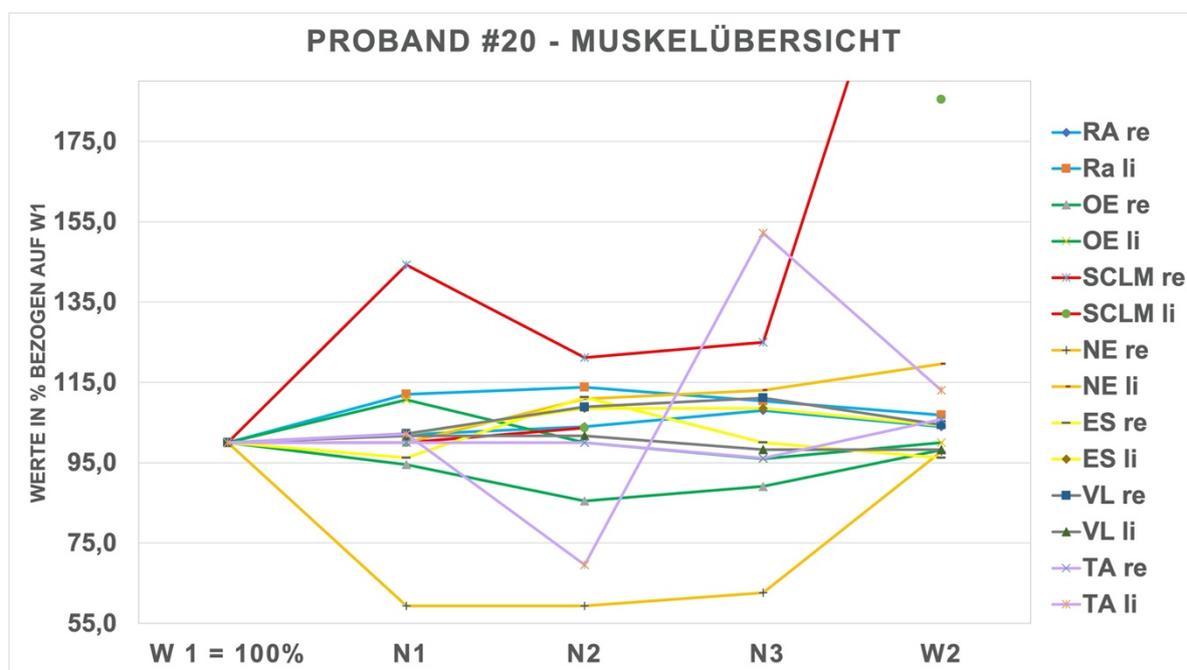


Abb. 45: Muskelaktivitäten aller gemessenen Muskeln von Proband 20.

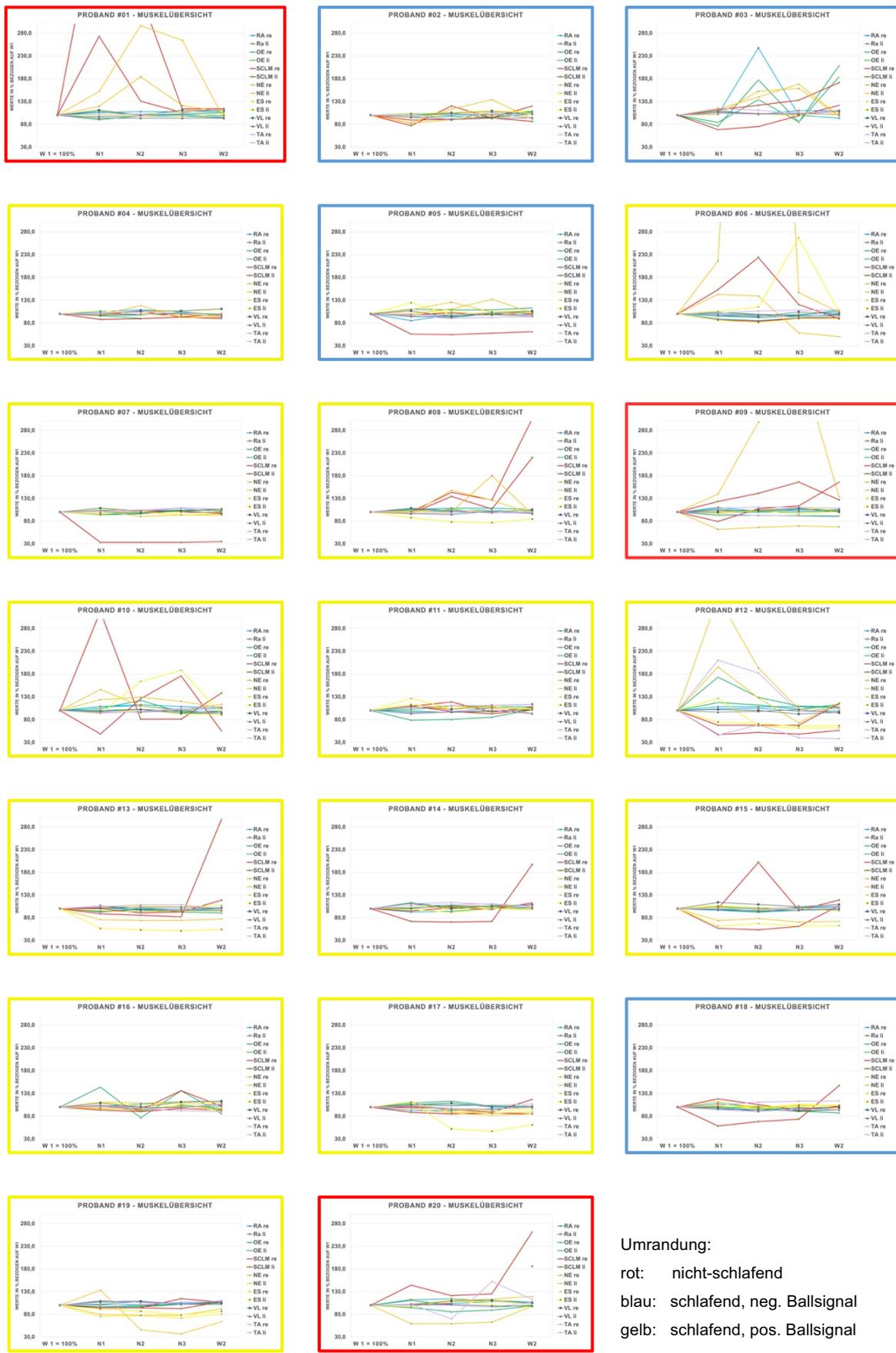
Bei Proband 20 waren visuell (siehe Abb. 45) neben dem rechten NE und linken SCLM auch im linken TA intra- und intermuskuläre Unterschiede zu erkennen. Alle Muskeln nahmen Aktivitätswerte zwischen 59,3 % W1 und 261,5 % W1 an. Zwei der vierzehn Muskeln lagen zu allen Schlafmessungen unter der Referenzaktivität. Der rechte NE nahm Aktivitätswerte von 59,3 % W1 (N1), 59,3 % W1 (N2) und 62,6 % W1 (N3) an und lag bei W2 mit 97,8 % W1 Muskelaktivität wieder nahe an der Referenzaktivität. Der rechte OE war mit 94,5 % W1 (N1), 85,5 % W1 (N2) und 89,1 % W1 (N3) vergleichsweise höher aktiv und lag ebenfalls bei W2 mit 98,2 % W1 Muskelaktivität wieder nahe an seiner Referenzaktivität. Der rechte SCLM zeigte bei N1 eine Zunahme seines Aktivitätsniveaus auf 144,2 % W1. Bei N2 lag die Muskelaktivität bei 121,2 %

W1 und bei N3 bei 125,0 % W1. Der rechte SCLM stieg, wie auch der linke SCLM, bei der zweiten Wachmessung auf ein hohes Aktivitätsniveau von 261,5 % W1 rechts und 185,5 % W1 links an. Der linke SCLM wies bei den Messungen N1 (100,0 % W1) und N2 (103,6 % W1) Aktivitätswerte nahe an der Referenzaktivität auf. Das Aktivitätsniveau bei N3 ließ sich aufgrund einer Signalstörung nicht zuverlässig bestimmen und wurde deshalb in der tabellarischen bzw. graphischen Darstellung nicht aufgeführt. Der linke TA verhielt sich bei den Messungen N1, N2 und N3 auffallend variabel bei Proband 20. Bei der Messung N1 lag der Aktivitätswert bei 102,2 % W1 und sank bei N2 auf 69,6 % W1 Muskelaktivität ab. Bei N3 hingegen ließ sich ein Aktivitätsniveau von 152,2 % W1 im linken TA bestimmen. Die Aktivität im linken TA lag bei W2 mit 113,0 % W1 wieder näher an der Referenzaktivität. Abgesehen vom rechten und linken SCLM nahmen die Muskeln bei W2 Aktivitätswerte zwischen 96,2 % W1 und 119,6 % W1 an.

3.3.4 Übersicht aller Probanden

Abschließend wurden in (Abb. 46) die Graphiken aller Probanden in einer Übersichtsdarstellung aufgeführt. Dabei wurden die einzelnen Graphiken einheitlich skaliert dargestellt.

Ergebnisse



Umrandung:
 rot: nicht-schlafend
 blau: schlafend, neg. Ballsignal
 gelb: schlafend, pos. Ballsignal

Abb. 46: Übersichtsdarstellung der Muskelaktivitätsmessungen aller Probanden.

Visuell zeigten sich zwei unterschiedliche Typen in der graphischen Darstellung. Es gab Probanden, die sich graphisch „entspannt“ bzw. „weniger entspannt“ zeigten. Die „entspannten“ Probanden zeigten in der graphischen Darstellung der Messergebnisse ein einheitlicheres Gesamtbild und blieben mit Ausnahme eines Messzeitpunkts in einem Aktivitätsbereich unter 140 % Muskelaktivität. Dabei ließen sich geringere intra- und intermuskuläre Unterschiede zwischen den gemessenen Muskeln bei einem „entspannten“ Probanden erkennen. Die „weniger entspannten“ Probanden hingegen zeigten in der graphischen Darstellung der Ergebnisse ein deutlich diffuseres Gesamtbild. Es nahmen meist mehrere Muskeln Aktivitätswerte deutlich über der jeweiligen Referenzaktivität an. Zudem ließen sich auch bei mehreren Messzeitpunkten hohe Muskelaktivitätswerte von über 140 % W1 erkennen. Meist handelte es sich bei den höheren Aktivitätswerten um die Kopfstabilisatoren. Vereinzelt wiesen auch einzelne Rumpfmuskeln höhere Muskelaktivitätswerte auf. Aus der Übersichtsdarstellung lässt sich eine graphische Grenze ausmachen, welche bei 140 % W1 festgesetzt wird.

Mit dem Einschlusskriterium für einen „weniger entspannten“ Probanden von mehr als zwei Muskelaktivitätswerten über 140 % W1 Muskelaktivität bei allen Muskelmessungen wurden insgesamt acht von zwanzig Probanden zur Gruppe der „weniger entspannten“ Probanden gezählt. Zu diesen zählten folgende Probanden: *Proband 01, Proband 03, Proband 06, Proband 08, Proband 09, Proband 10, Proband 12 und Proband 20*. Unter den „weniger entspannten“ Probanden befanden sich insgesamt sechs weibliche und zwei männliche Probanden. Zudem waren alle drei nichtschlafenden Probanden, sowie fünf schlafende Probanden in der Gruppe enthalten. Von den schlafenden Probanden wurden drei mit positivem Ball-Signal gemessen. Zur Gruppe der „entspannten“ Probanden mit dem Einschlusskriterium von maximal einer Muskelmessung mit einem Aktivitätswert über 140 % W1 bei allen Messungen wurden folgende zwölf Testpersonen gezählt: *Proband 02, Proband 04, Proband 05, Proband 07, Proband 11, Proband 13, Proband 14, Proband 15, Proband 16, Proband 17, Proband 18, Proband 19*. Unter diesen Probanden befanden sich drei weibliche und neun männliche Testpersonen. Alle „entspannten“ Probanden konnten unter den Testbedingungen einschlafen, wobei neun der zwölf Probanden mit positivem Ball Signal gemessen wurden. Sieben der zwölf „entspannten“ Probanden wiesen bei allen Muskelmessungen keinen Wert über 140 % W1 Aktivität auf. Proband 13, Proband 14, Proband 15, Proband 16 und Proband 18 zeigten jeweils nur zu einem Messzeitpunkt eine Muskelaktivität über 140 % W1. Diese wurde mit Ausnahme von Proband 16

(rechter OE) bei all diesen Probanden in einem der beiden SCLM gemessen. Die „weniger entspannten“ Probanden lagen bei der Bewertung der Schlaferholbarkeit (siehe Tabelle 5) im Median bei 4,0 (min. 2 – max. 5) wohingegen die „entspannte“ Probandengruppe einen Median von 2,0 (min. 1 – max. 3) erzielte.

3.4 Aktivitätsbereiche normalisiert zur maximalen isometrischen Muskelkontraktion

Insgesamt lagen alle gemessenen Muskelaktivitätswerte zwischen 0,24 % und 15,65 % bezogen auf die jeweilige maximale isometrische Kontraktion. Dabei zeigten die Nackenextensoren mit Aktivitätswerten zwischen 0,47 % MVC und 15,65 % MVC insgesamt eine höhere Variabilität verglichen zu den restlichen gemessenen Muskeln, die Werte zwischen 0,24 % MVC und 4,81 % MVC annahmen. Es ließen sich nur geringe Unterschiede zwischen den Wachmessungen (W1 und W2) und Schlafmessungen (N1 – N3) beobachten. Die jeweiligen Medianwerte der Muskeln aller Probanden während den Wach- und Schlafmessungen sowie der dazugehörige minimale und maximale Aktivitätswert sind in Tabelle 6 aufgelistet. Dabei erzielten die gesamte Beinmuskulatur sowie die linken Rückenstrecker, sowohl bei den Wachmessungen als auch bei den Schlafmessungen, im Median denselben Aktivitätswert. Die geraden Bauchmuskeln, Nackenextensoren und die rechten Rückenstrecker verzeichneten sogar einen geringen Anstieg im Median zu den Schlafmessungen verglichen zu den Wachmessungen. Eine geringe Abnahme des Medianwerts während des Schlafs ließ sich in den OE und SCLM verzeichnen. Auffallend war, dass die Medianwerte der NE und der OE mit Werten zwischen 1,11 % MVC bis 1,77 % MVC verglichen zu den restlichen Muskeln (0,40 % MVC - 0,78 % MVC) deutlich höher lagen. Dabei zeigten die Nackenextensoren einen Anstieg der Medianwerte zu den Schlafmessungen von 1,28 % MVC im Wachzustand auf 1,40 % MVC im Schlafzustand in den rechten NE und von 1,11 % MVC auf 1,26 % MVC in den linken NE. Die OE verzeichneten einen geringen Rückgang der Medianwerte zu den Schlafmessungen von 1,15 % MVC auf 1,14 % MVC in den rechten OE und 1,77 % MVC auf 1,74 % MVC in den linken OE. Insgesamt lag der Großteil der gemessenen Muskelaktivitäten in einem sehr geringen Aktivitätsbereich bezogen auf die maximale isometrische Kontraktionskraft. Es ließ sich zudem kein einheitlicher Trend in der Muskelaktivierung zwischen den Wach- und Schlafmessungen erkennen.

Ergebnisse

Tabelle 6: Muskelaktivitätswerte normalisiert zur maximalen isometrischen Muskelkontraktion bei den Wach- und Schlafmessungen.

Werte in % MVC	Wachmessungen (W1 + W2)		Schlafmessungen (N1 – N3)	
	MD	(min. – max.)	MD	(min. – max.)
RA rechts	0,43	(0,24 – 3,43)	0,44	(0,24 – 3,36)
RA links	0,53	(0,31 – 3,41)	0,55	(0,30 – 3,68)
OE rechts	1,15	(0,55 – 3,08)	1,14	(0,49 – 3,03)
OE links	1,77	(0,64 – 4,64)	1,74	(0,62 – 4,81)
SCLM rechts	0,46	(0,26 – 1,68)	0,44	(0,24 – 2,64)
SCLM links	0,50	(0,33 – 2,13)	0,44	(0,24 – 2,06)
NE rechts	1,28	(0,63 – 7,73)	1,40	(0,69 – 15,65)
NE links	1,11	(0,48 – 3,37)	1,26	(0,47 – 11,16)
ES rechts	0,60	(0,32 – 2,30)	0,61	(0,30 – 2,92)
ES links	0,48	(0,27 – 1,61)	0,48	(0,24 – 1,20)
VL rechts	0,65	(0,28 – 2,65)	0,65	(0,28 – 2,76)
VL links	0,78	(0,36 – 1,75)	0,78	(0,36 – 1,78)
TA rechts	0,40	(0,27 – 1,21)	0,40	(0,27 – 0,83)
TA links	0,43	(0,25 – 0,64)	0,43	(0,25 – 1,29)

4 Diskussion

Das Ziel der Arbeit besteht darin ein geeignetes Versuchssetup zu erstellen, um Daten zur Muskelaktivität in schlafnahen Bewusstseinszuständen für die Validierung von aktiven Menschmodellen zu erfassen. Hauptaugenmerk liegt dabei auf den Unterschieden im wachen und schlafnahen Bewusstseinszustand. Im Folgenden soll diskutiert werden, inwieweit die Forschungsfrage beantwortet werden konnte. Zudem erfolgen eine Einordnung und Bewertung der Methoden und Ergebnisse. Abschließend werden offen gebliebene Fragen erläutert, welche die Arbeit nicht miteinschließt und in künftigen Studien behandelt werden sollten.

4.1 Beantwortung der Forschungsfrage

Grundsätzlich zeigen die Ergebnisse der Arbeit, dass auch im schlafnahen Bewusstseinszustand eine Muskelaktivität mittels oberflächlicher Elektromyographie messbar ist. Es lässt sich kein einheitlicher Muskelaktivitätsabfall zu den Schlafmessungen nachweisen. Vielmehr zeigen die Ergebnisse, dass sich auch während eines schlafnahen Bewusstseinszustands die gemessenen Muskeln teils in einem ähnlich aktivierten Zustand befinden wie während eines entspannten, wachen Bewusstseinszustands. Dennoch reagiert auch ein Teil der Probanden mit einem Rückgang der Muskelaktivität in einzelnen Muskeln vom wachen Zustand zum schlafnahen Zustand.

Obwohl sich die gemessenen Muskelaktivitäten insgesamt in einem sehr niedrigen Prozentbereich der maximalen willkürlichen Kontraktionskraft befinden, ist davon auszugehen, dass es sich um eine messbare Muskelaktivität handelt. Bereits Welsch [3] konnte zeigen, dass Muskelaktivität mittels oberflächlicher Elektromyographie im entspannten, wachen Bewusstseinszustand mit demselben Messequipment messbar ist.

Dass es sich bei den abgeleiteten Signalen während den schlafnahen Messungen ebenfalls um eine adäquate Muskelaktivitätsableitung handelt, belegen die Aktivitätswerte des rechten und linken OE sowie des rechten RA von Proband 03 (siehe Abb. 40). Es ist zu erkennen, dass sich die Aktivitätswerte des rechten und linken OE während des Schlafs ähnlich zueinander verhalten. Von einer allgemeinen Interferenz im Messsignal ist eher nicht auszugehen, da die übrigen Muskelableitungen hingegen keinen Anstieg zur zweiten Schlafmessung verzeichneten und die Übertragung aller Muskeln jeweils über unterschiedliche Kanäle erfolgte. Allgemeine Störfaktoren wie

beispielsweise das zeitgleiche Abknicken eines Kabels lassen sich nicht vollständig ausschließen, sind jedoch aufgrund der kongruenten Aktivitätszustände zweier funktionsähnlicher Muskeln als unwahrscheinlich anzunehmen.

Auch wenn sich die gemessenen Aktivitäten größtenteils in einem sehr niedrigen Aktivitätsbereich, bezogen auf die maximale willkürliche Kontraktionskraft, bewegen, so ist mit einem Aktivitätslevel von mehr als 0 % auch im schlafnahen Bewusstseinszustand auszugehen. Entgegen der bisherigen Annahme von Kato et al. [1] sollte die Modellierung von schlafenden Insassen im aktiven Menschmodell deshalb nicht mit einer Nullaktivität erfolgen. Die Ergebnisse belegen deutlich, dass auch in schlafnahen Bewusstseinszuständen eine relevante Muskelaktivität bei gesunden Insassen anzunehmen ist. Der aktuelle Stand der Wissenschaft mit der Annahme einer Nullaktivität für die Simulation von schlafnahen Bewusstseinszuständen in der FE-Modellierung muss daher angepasst werden. Insbesondere da sich die Muskelaktivitätsbereiche nur geringfügig in ihrer Aktivitätshöhe bezogen auf die maximale willkürliche Kontraktionskraft von der Muskelaktivierung von wachen und entspannten Personen unterscheiden. Dies muss in der FE-Modellierung von schlafenden Insassen mittels aktiver Menschmodelle künftig berücksichtigt werden.

4.2 Diskussion der Methoden

Beginnend werden die subjektiven Angaben zur Liegeposition diskutiert (siehe Tabelle 5), da eine unbequeme Liegeposition direkte Auswirkungen auf die Muskelaktivität insbesondere auch während eines schlafnahen Bewusstseinszustandes haben könnte. Insgesamt deckt sich die im Mittel als „bequem“ bewertete Testposition mit den Überlegungen die Winkeleinstellung des Teststuhls an die „Zero-G Position“ anzulehnen, um eine möglichst hohe muskuläre Entspannung der Testpersonen zu erreichen [36, 48]. Auch ist anzunehmen, dass Testpersonen, die den Schlaf erholsamer bewerten, möglicherweise eine größere Muskelentspannung erzielen können. Dies spiegelt sich in den probandenspezifischen Ergebnissen wider. Die Gruppe der „weniger entspannten“ Testpersonen schätzt den Schlaf im Median als *kaum erholsam* ein, wohingegen die „entspannte“ Gruppe den Schlaf im Median als *erholsam* bewertet. Eine objektive Schlafanalyse und Bewertung wird in der Regel mittels Polysomnographie erreicht. Dies ermöglicht dem Untersucher die Bestimmung des exakten Einschlafzeitpunkts, sowie die Zuordnung zu den einzelnen Schlafphasen mittels EEG, EMG und Elektrookulographie (EOG) [49]. Um den Schlaf objektiv analysieren und

einordnen zu können fehlt diesem Versuchsaufbau besonders eine EEG-Überwachung. Somit ist es nicht möglich die Muskelaktivitätsmessungen anhand von Schlafstadien zu bewerten. Aufgrund der kurzen Schlafdauer der Probanden von etwa einer halben Stunde ist jedoch nicht von einem Erreichen einer normalen Rapid-Eye-Movement (REM) Schlafphase auszugehen. Das Auftreten von klassischem REM-Schlaf ist vorwiegend in der zweiten Hälfte eines normalen Nachtschlafzyklus und nach einer etwa 90 minütigen, vorausgehenden Non-REM Schlafphase beschrieben [50]. Dennoch treten auch bei gesunden Probanden sogenannte Sleep-Onset-REM-Perioden bei kurzen Nickerchen auf. Eine Muskelaktivitätsabnahme aufgrund einer möglicherweise vorliegenden Sleep-Onset-REM-Periode [51] und der damit verbundenen Unterdrückung der Reflexantwort [2], lässt sich somit nicht gänzlich ausschließen und muss zumindest diskutiert werden.

Die gewählte kurze Schlafdauer soll einen schlafähnlichen Zustand, wie es während einer Autofahrt üblich ist, realitätsnah abbilden. Um trotz der fehlenden EEG-Überwachung einen möglichen Einschlafzeitpunkt bei den Probanden zu detektieren, erweist sich das Ball-Signal als praktikable Alternative zur EEG-Überwachung. Da das vorrangige Ziel der Arbeit darin bestand, zu untersuchen, ob eine Muskelaktivität im schlafnahen Bewusstseinszustand messbar ist, wird die einfache Methode mithilfe des Tennisballs der deutlich aufwändigeren EEG-Überwachung vorgezogen. Allerdings ist dadurch von keiner exakten Bestimmung des Einschlafzeitpunkts der einzelnen Versuchsteilnehmer auszugehen.

Die Müdigkeit der Teilnehmer vor Durchführung der EMG-Messungen wird nicht abgefragt und objektiviert. Zudem wird nicht erfasst, inwiefern sich der vorherige Nachtschlaf zwischen den Probanden unterscheidet. Unregelmäßigkeiten in Schlafqualität und Dauer in der Nacht vor der Studienteilnahme könnten ggf. einen Einfluss auf die Schlaftiefe des Tagschlafs bei den EMG Messungen nehmen. Darauf wird aufgrund der fehlenden EEG-Schlafanalyse verzichtet, da somit eine objektive Bewertung der Schlaftiefe nicht möglich ist. Weiterhin erfolgt die Messung der einzelnen Teilnehmer zu unterschiedlichen Zeitpunkten im Tagesverlauf, was wiederum Auswirkungen auf die Müdigkeit der Freiwilligen und somit auf die Schlaftiefe und das schnellere zeitliche Erreichen von tieferen Schlafstadien nach dem Einschlafzeitpunkt haben könnte.

Betrachtet man die gemessenen Ergebnisse der Muskelaktivitätsmessungen im schlafnahen Zustand bezogen auf die maximale willkürliche Kontraktionskraft zeigen

sowohl die NE als auch die OE höhere durchschnittliche Prozentwerte. Eine mögliche Erklärung dessen könnte die Anweisung und Durchführung der MVC-Übungen sein. Vor den Maximalkraftmessungen der NE werden die Probanden einerseits instruiert eine maximale Kontraktion der NE zu erzielen, andererseits sollen die Teilnehmer vorsichtig die maximale Kontraktionskraft aktivieren, um Verletzungen im Bereich der Halswirbelsäule (HWS) zu vermeiden. Gegen diese Annahme sprechen die Ergebnisse der SCLM, da die Instruktionen kongruent zu denen der NE erfolgen und sich die SCLM in den MVC-normalisierten Ergebnissen vergleichsweise in einer niedrigeren schlafnahen Muskelaktivität zeigen. Wahrscheinlicher ist anzunehmen, dass die NE während des schlafnahen Zustands höher aktiviert sind, da im Versuchsaufbau keine Kopfstütze vorgesehen ist. Für die Kopfpositionierung stand den Teilnehmern lediglich ein Kissen zur Verfügung, sodass ein Abkippen des Kopfes ggf. aktiv durch die Probanden verhindert werden muss und nicht passiv durch eine Kopflehne o.ä. verhindert wird. Hierfür sprechen auch die teilweise einseitig höheren Aktivitäten im SCLM bei vereinzelt Probanden.

Die erhöhten Aktivitätswerte der OE in Prozent-MVC zu den Schlafmessungen können durch eine mangelnde Fixierung der Teilnehmer bei den MVC Messungen der OE erklärt werden. Dabei gelingt es mittels Spanngurt nicht immer die Probanden vollständig entgegen der Ausführungsrichtung zu blockieren, sodass ggf. nicht die maximale willkürliche Kontraktionskraft erreicht wird. Eine weitere mögliche Erklärung könnte sein, dass die Probanden aufgrund der Rotationsbewegung nicht gezielt den OE ansteuern und folglich mittels Aktivierung zusätzlicher Muskelgruppen (z.B. RA, M. transversus abdominis) eine vermeintliche Übungsausführung mit maximaler Kraft erzielen, diese sich jedoch nicht einzig auf den gemessenen OE zurückführen lassen.

Zur EKG Eliminierung werden in der Literatur zahlreiche Methoden beschrieben. Bei der adaptiven Subtraktionsmethode nach Abbaspour und Fallah [52] beispielsweise werden EKG Artefakte nur anhand eines Tiefpassfilters aus den EMG Messungen entfernt. Auch wird das Entfernen von EKG Artefakten mittels Hochpassfilter [53] beschrieben. Eine weitere Möglichkeit ist die Einzelspektrumanalyse nach Barrios-Muriel et al. [54], welche sich im Vergleich zur Entfernung von EKG Artefakten mittels Tiefpassfilter bewährt hat. Allerdings arbeitet diese Methode, wie die Hoch- und Tiefpassfiltermethoden, ebenfalls ohne die Verwendung einer EKG-Referenzelektrode. Nougrou et al. [55] beschreiben eine Methode, die, ähnlich zur verwendeten Methode, die QRS Komplexe durch einen speziellen Algorithmus erkennen und die

verunreinigten EMG Messbereiche anschließend löschen soll. Für die Elimination der EKG Artefakte bewährt sich die gewählte Methode nach Riem [45], bei der Welsch [3] zeigt, dass von keiner wesentlichen Veränderung der Muskelaktivität in Ruhe und bei geringer muskulärer Aktivität auszugehen ist. Die gewählte Methode zur Elimination der Herzkontraktion hat sich bewährt, um saubere bereinigte EMG-Signale zu erhalten. Insbesondere aufgrund der niedrigen Aktivitätswerte und geringen Aktivitätsunterschiede war es sinnvoll die aufwändigere Methode anzuwenden und den einfacheren Filtermethoden vorzuziehen. Nach Auswertung und Analyse der Daten kann von einer ausreichenden Bereinigung der EMG Signale ausgegangen werden. Somit ist nicht von einer versehentlichen Beeinflussung der Skelettmuskelaktivität in Ruhe oder im schlafnahen Bewusstseinszustand durch Herzmuskelaktivität auszugehen.

Allgemeine Störfaktoren, wie sie bei der Verwendung von oberflächlicher EMG beschrieben werden, können grundsätzlich nicht ausgeschlossen werden. Das Phänomen des „Crosstalking“, bei dem zusätzlich zu den ausgewählten Muskeln auch benachbarte Muskelanteile mit erfasst werden, ist häufig in den abgeleiteten Signalen nicht zu erkennen [56]. Um den Effekt des Crosstalking zu minimieren, wurden zusätzlich zur Datenaufbereitung möglichst kleine Elektroden verwendet, sowie ein geringer Interelektrodenabstand gewählt [37] [38].

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Um die einzelnen Muskelgruppen bewerten zu können sollen die MVC-normalisierten Muskelaktivitätsergebnisse vorab in ihrer Höhe eingeordnet werden. Anschließend werden die Ergebnisse sowohl muskelspezifisch als auch probandenspezifisch diskutiert. Abschließend erfolgt die Bewertung der Sitzposition.

4.3.1 Einordnung der Aktivitätsniveaus

Östh et. al. beschreiben eine MVC-normalisierte Muskelaktivität unter 5 % bei den weiblichen Teilnehmerinnen, sowie unter 9 % bei den männlichen Teilnehmern gemessen beim normalen Steuern eines Fahrzeugs, sowie Werte zwischen 13 - 44 % MVC beim kontinuierlichen Bremsvorgang [57]. Erfasst werden neben den Kopfstabilisatoren auch der RA, sowie der ES. Dabei liegen die MVC-normalisierten Muskelaktivitätsmittelwerte beim normalen Fahren (SCML bds.: 1,2 % MVC - 2,1 % MVC; NE bds.: 3,4% MVC - 5,5 % MVC; RA bds.: 1,2 % MVC - 2,4 % MVC; ES bds.: 4,6 % MVC - 9,2 % MVC [57]) über den in der vorliegenden Dissertation erfassten Mittelwerten im

wachen, entspannten Zustand und schlafnahen Bewusstseinszustand. Von einer geringeren Muskelaktivität beim passiven Insassen verglichen zum entspannten, aber aktiven Fahrzeugführer ist auszugehen.

Weiter lässt sich auch eine geringere Muskelaktivität im Liegesitz verglichen zu aufrechten, entspannten Sitzpositionen annehmen. Welsch [3] beschreibt in ihrer Arbeit MVC-normalisierte Mittelwerte für den RA (1,0% MVC - 1,1% MVC), OE (1,2 % MVC – 2,1 % MVC), SCLM (1,7 % MVC – 1,9 % MVC), ES (1,2 % MVC - 4,4 % MVC) und die NE (0,4 % MVC - 0,6 % MVC) in drei verschiedenen, aufrechten Sitzpositionen im wachen und entspannten Zustand. Verglichen zu den erfassten Muskelaktivitätswerten im Liegesitz bestätigt sich die Annahme einer geringeren Muskelaktivität im schlafnahen Zustand. Aufgrund der marginalen Unterschiede in der Aktivitätshöhe zwischen dem wachen und schlafnahen Bewusstseinszustand ist am ehesten von einer geringeren Muskelaktivität aufgrund der Lageänderung vom aufrechten Sitzen hin zum Liegesitz auszugehen.

Die gewählte Liegesitzposition ist angelehnt an die von der NASA definierte Neutrale Körperhaltung bei Probanden in der Schwerelosigkeit, woraus eine möglichst hohe Entspannung der Muskulatur resultieren soll [48]. Diese angenommene muskuläre Entspannung aufgrund der Testposition selbst deckt sich mit den Muskelaktivitätsergebnissen und den subjektiven Bewertungen der Testposition durch die Teilnehmer. Dies spricht vor allem für die Testposition als Hauptursache der niedrigen Muskelaktivitätslevel.

Einzelne niedrige Muskelaktivitätsniveaus über die gesamten schlafnahen Messungen sowie zur zweiten Wachmessung lassen sich durch vergleichsweise hohe absolute über die Haut abgeleitete Spannungswerte bei der ersten Wachmessung erklären, da die übrigen Messungen (N1-W2) in den Graphiken jeweils zu W1 normalisiert dargestellt sind. Proband 05 zeigt beispielsweise niedrige Aktivitätswerte des rechten SCLM bezogen auf W1 für N1 – W2. Auffallend war, dass die absolut abgeleitete Spannung über die oberflächlichen Hautelektroden beim rechten SCLM zur Messung W1 bei 9,2 Mikrovolt lag. Dies war von allen Messungen bei W1 der höchste gemessene absolute Spannungswert. Die restlichen Muskeln lagen im Bereich von 4,7 bis 6,9 Mikrovolt. Auch Proband 07 zeigte im linken SCLM mit 14,9 Mikrovolt zu W1 deutlich erhöhte absolute Spannungswerte. Die abgeleiteten Spannungswerte der anderen Muskeln betragen bei Proband 07 zwischen 4,5 Mikrovolt und 7,2 Mikrovolt. Dies kann als eine

mögliche Begründung der sehr niedrigen Aktivitätsniveaus zu den Messungen N1-W2 im linken SCLM herangezogen werden. Ähnlich verhält es sich beim rechten NE von Proband 09 mit 9,1 Mikrovolt zu W1 und Spannungen von 4,6 – 8,2 Mikrovolt (W1) bei den restlichen gemessenen Muskeln. Proband 12 wies sogar in zwei Muskeln einen hohen absoluten Messwert bei W1 auf. Sowohl im rechten TA (14,4 Mikrovolt) als auch im linken SCLM (7,4 Mikrovolt) lag die gemessene Spannung deutlicher über den absoluten W1 Messwerten der restlichen Muskeln, sodass dies ebenfalls als eine Begründung für die niedrigen Aktivitätsniveaus in den Messungen N1, N2, N3 und W2 dieser genannten Muskeln angesehen werden kann.

4.3.2 Bewertung der muskelspezifischen Ergebnisse

Die höhere Variabilität der Muskelaktivitäten in den Kopfstabilisatoren (NE und SCLM) kann verschiedene Ursachen haben. Grundsätzlich liegt bei allen Versuchsteilnehmern eine einheitliche Ausgangsposition des Kopfs zu Beginn der Messungen vor. Es gibt allerdings keine mechanische Unterstützung oder Vorrichtung, welche den Kopf der Teilnehmer im Falle einer zunehmenden Muskelentspannung dauerhaft in der Ausgangsposition hält. Bewegungen des Kopfes während der Messungen werden vom Versuchsleiter notiert, allerdings ist es aufgrund des abgedunkelten Raums nicht möglich sehr kleine Änderungen der Kopfposition zu erkennen, die ggf. aufgrund der niedrigen Grundaktivität bereits Auswirkungen auf das Messergebnis haben können.

Auch im Falle einer konstanten Kopfposition ist nicht auszuschließen, dass ein aktives In-Position-Halten durch minimale muskuläre Aktivierung der NE und beider SCLM die variableren Messergebnisse in den Kopfstabilisatoren verursacht. Dadurch lässt sich auch die im Mittel erhöhte Grundaktivität der NE verglichen zur Bein- und Rumpfmuskulatur – mit Ausnahme des OE - erklären. Für eine erhöhte Muskelaktivität, um den Kopf aktiv in Position zu halten, spricht die im Mittel höhere Aktivität der NE im wachen, entspannten Zustand, als im schlafnahen Bewusstseinszustand. Eine weitere Erklärung für die erhöhten Prozent-MVC Werte der NE können auch die Übungsausführungen zur Bestimmung der maximalen willkürlichen Kontraktion der NE sein. Die Probanden werden vor den Übungen über das Ziel der maximalen Kraftermittlung aufgeklärt und zudem instruiert die Ausführung kontrolliert durchzuführen, um Verletzungen insbesondere der HWS zu vermeiden. Somit lässt sich nicht ausschließen, dass ggf. nicht immer die maximal mögliche Kontraktionskraft zur Normalisierung herangezogen

wird. Druckartefakte dürften bei den Kopfstabilisatoren allenfalls nur geringe Auswirkungen haben, da nur die NE einer niedrigen Druckbelastung durch das Aufliegen des Kopfes ausgesetzt waren.

Anders verhält es sich bei den Elektroden des ES. Diese unterliegen aufgrund der Testposition einer deutlich höheren Druckbelastung, da ein Großteil des Körpergewichts den Elektroden aufliegt. Somit können Druckartefakte bei den ES nicht gänzlich ausgeschlossen werden, auch wenn die weiche Schaumstoffauflage und die verwendeten Klebeelektroden mit dezentralisiertem Anschluss diese in Grenzen halten sollen [37]. Die verzeichneten Unterschiede zwischen rechtem und linkem ES sind ebenfalls nicht in der möglichen Druckbelastung begründbar. Vielmehr kann die erhöhte Muskelaktivität im rechten ES eine Folge des Balltests sein, der zur Feststellung des Einschlafzeitpunkts dienen soll. Bei der insgesamt sehr geringen Aktivierung ist als wahrscheinlich anzunehmen, dass ein lockeres, einseitiges Greifen eines Tennisballs in der gegenseitigen Rückenmuskulatur eine minimale Anspannung zum Zweck der Körperkontrolle und des Ausgleichs hervorrufen kann. Dennoch sind die Seitenunterschiede als gering zu bewerten.

Auch die Bein- und Rumpfmuskulatur unterliegen sehr geringen Veränderungen zwischen schlafnahen und wachen Zuständen. Dies lässt sich insbesondere durch die Testposition begründen, welche mit den eingestellten Winkeln an die von der NASA untersuchte neutrale Körperposition angelehnt ist und dementsprechend eine möglichst hohe muskuläre Entspannung hervorrufen soll [48]. Zudem decken sich die abgeleiteten Muskelmessungen in der Rumpf- und insbesondere der Beinmuskulatur auch mit der subjektiv im Mittel als „bequem“ bewerteten Liegeposition durch die Probanden. Die auch visuell in Abb. 22 zu erkennenden, sehr geringen Muskelaktivitätsunterschiede zwischen den einzelnen Probanden in der Bein- und Rumpfmuskulatur bestätigen die Annahme, dass für die ausgewählte Liegeposition kaum Haltekräfte zur Körperpositionskontrolle nötig sind und somit eine größtmögliche Entspannung für den Insassen erfolgen kann. Es kann bei vereinzelt hohen Aktivitätswerten in der Beinmuskulatur nicht ausgeschlossen werden, dass eine minimale Bewegung der Beine oder Zehen während der Messung durch den jeweiligen Probanden stattgefunden hat, da dies für den Versuchsleiter aufgrund einer leichten, dünnen Decke und des abgedunkelten Raums nicht ersichtlich ist.

4.3.3 Bewertung der probandenspezifischen Ergebnisse

Folgt man der Ergebnisauswertung zu den probandenspezifischen Ergebnissen so zeigen diese, dass ein *erholsames* Nickerchen bspw. als Mittagsschlaf zum Energietanken meist mit einer einheitlich erhöhten muskulären Entspannung und geringeren Variabilität der Muskelaktivitätswerte einhergeht. Die „entspannte“ Gruppe bestätigt die objektiv gemessenen geringen Muskelaktivitätsunterschiede mit einem subjektiv im Mittel als *erholsam* bewerteten Schlaf. Dennoch kann das ausgegebene Ziel des Einschlafens ein Grund dafür sein, weshalb die Probanden der „weniger entspannten“ Gruppe eine höhere Variabilität in der Muskelaktivierung aufweisen und den Schlaf als weniger erholsam bewerten. Dagegen spricht, dass einerseits das Ziel des Einschlafens bekannt war, jedoch vom Versuchsleiter klar kommuniziert wurde, dass auch im Falle des Nicht-Schlafens die erhobenen Daten einen Nutzen haben und als Kontrollgruppe in die Bewertung miteingehen. Wahrscheinlicher ist anzunehmen, dass Probanden, die schlecht schlafen oder Schwierigkeiten beim Einschlafen aufweisen generell unruhiger sind. Diese Annahme wird durch die nichtschlafenden Probanden gestützt, von denen alle drei der „weniger entspannten“ Gruppe zugeordnet werden. In diesem Zusammenhang ist jedoch die geringe Stichprobengröße der Kontrollgruppe zu beachten.

Unter diesem Aspekt müssen auch die geschlechterspezifischen Ergebnisse zurückhaltend bewertet werden. In der „weniger entspannten“ Gruppe befinden sich mit 75 Prozent deutlich mehr weibliche Versuchsteilnehmer verglichen zur „entspannten“ Gruppe, bei denen nur ein Drittel der zugeordneten Teilnehmer weiblich sind. Ob weibliche Personen generell eine höhere Variabilität in der Muskelaktivierung aufweisen oder grundsätzlich mehr Schwierigkeiten beim Einschlafen haben und die höheren Muskelaktivitätswerte daraus resultieren, lässt sich anhand der erhobenen Daten und geringen Stichprobengröße nicht abschließend klären. Dies sollte in künftigen Studien genauer untersucht werden, da die aktuelle Literatur dazu keine Aussagen liefert. Gegebenenfalls müsste man folglich für weibliche FE Menschmodelle andere Werte annehmen als für die männlichen FE Menschmodelle.

4.3.4 Bewertung der Sitzposition

Die gewählte Position im Liegesitz mit der beschriebenen Winkeleinstellung bewährt sich in der vorliegenden Studie. Die über 80 Prozent eingeschlafenen Probanden und eine insgesamt als *bequem* bewertete Testposition bestätigen die zur Entspannung

geeignete Testposition. Auch die Ergebnisse der Bein- und Rumpfmuskulatur deuten auf eine für den Insassen angenehme Körperposition hin. Dass die gewählte Testposition ausschlaggebend für die niedrigeren Muskelaktivitätswerte ist, zeigt ein Vergleich mit den untersuchten Sitzpositionen von Welsch [3]. Die Studie beschreibt die Ruheaktivität bestimmter Muskeln (RA: 1,0-1,1 % MVC; OE: 1,2-2,1 % MVC; SCLM: 1,7-1,9% MVC; ES: 1,2-4,4 % MVC)¹ in verschiedenen Autositzpositionen, sowie einer aufrechten Sitzposition ohne Rückenlehne, wobei die höchsten Muskelaktivitäten in der aufrechten Position zu erkennen sind. Da sich die Werte mit Ausnahme des OE sowohl im wachen, entspannten Zustand als auch im schlafnahen Zustand in ihrer Aktivität deutlich unter denen der von Welsch [3] getesteten Sitzvarianten befinden, ist von einem maßgeblichen Einfluss der gewählten Liegesitzposition auf die Höhe der Aktivitätslevel auszugehen.

4.4 Ausblick

Da die Studie lediglich die Muskelaktivität zu diskreten Zeitpunkten eines schlafnahen Zustands in Ruhe wiedergibt, ist es sicherlich künftig für Unfallanalysen o.ä. notwendig die unmittelbare Phase bis zum Aufprall genauer zu untersuchen.

Man nimmt an, dass vollautomatisierte Fahrzeuge Unfälle etwa 200ms vor dem Ereignis detektieren und darauf reagieren können. Beispielsweise könnten Insassen in dieser Zeit aus geänderten Sitzpositionen zurück in eine bewährte und sichere Position rotiert werden, ohne, dass dabei zusätzliche Verletzungen generiert werden [58]. Das würde bedeuten, dass bisherige Sicherheitssysteme, die einen Insassen in einer nach vorne gerichteten, herkömmlichen Sitzposition zuverlässig schützen können auch in geänderten Fahrpositionen weiterhin eingesetzt werden könnten.

Mithilfe eines Bremsvorgangs hätte ein vollautomatisiertes Auto Zeit, die Energie des Aufpralls a priori zu reduzieren und den Insassen vor schwereren Verletzungen zu schützen. Wie die Muskulatur eines sich im schlafnahen Zustand befindlichen Insassen bei einem plötzlichen Bremsvorgang oder einer vorgenommenen Sitzrotation reagiert, kann diese Arbeit nicht mit abbilden. Dahingehend sind weiterführende Studien notwendig, um die aktiven Menschmodelle für die beschriebenen Fälle zu verbessern.

¹ jeweils minimaler und maximaler Median aller getesteten Positionen in Prozent MVC

Auch eine Untersuchung mit EEG-Überwachung, wie sie standardmäßig in der Polysomnographie eingesetzt wird, ist in künftigen Studien wünschenswert, um die Muskelaktivität in tieferen Schlafzuständen zu untersuchen und diese den einzelnen Schlaftiefen gezielt zuordnen zu können. So könnte man den *Worst Case* identifizieren und beispielsweise nur diesen simulieren.

Dass Alkohol-, Drogenkonsum und Medikamenteneinnahme die Qualität des Schlafs beeinflussen, ist bekannt [59]. Auch der Einfluss von Alkohol auf die Sekretion des Stresshormons Kortisol während des Schlafs konnte nachgewiesen werden [60]. Doch inwiefern sich dadurch ggf. auch eine Veränderung der Muskelaktivität im Schlaf einstellt, bleibt offen. Ein künftig durchaus vorstellbares Szenario, zumal Alkoholkonsum in allen Schichten der Gesellschaft weit verbreitet ist [61] und ein vollautomatisiertes Fahrzeug nach einem geselligen Abend im Restaurant in Zukunft die Taxifahrt nach Hause ersetzen könnte. Die Vorstellung währenddessen einen schlafnahen Bewusstseinszustand zu erreichen, ist nicht abwegig. Insbesondere wenn man bedenkt, dass Alkoholkonsum als Ursache des gefürchteten Sekundenschlafs am Steuer aufgeführt wird [62].

Zahlreiche Faktoren, die es für eine realistische Einschätzung mittels aktiver Menschmodelle zur Unfallforschung noch zu validieren gibt. Laut Bose et al. [63] spielt insbesondere die Körperhaltung der Insassen neben Masse, Statur und Art des Rückhalts eine entscheidende Rolle für das Verletzungsrisiko bei Unfällen. Auch Leledakis et al. [64] konnten zeigen, dass verschiedene Haltungen wie beispielsweise das Überkreuzen der Beine unterschiedliche Auswirkungen auf die Insassenkinematik beim Frontalaufprall haben. Inwieweit zurückgelehnte Sitzpositionen Einfluss auf die Insassensicherheit haben, wurde bereits untersucht. Eine Belastung der Lendenwirbelsäule nimmt im Falle eines Frontalaufpralls zu, je mehr die Rückenlehne nach hinten geneigt wird [65]. Nur ein Beispiel von vielen, weshalb veränderte Sitzpositionen auch innovative und neue Lösungen in den Rückhalte- und Sicherheitssystemen brauchen. Dass die Menschen bereit sind für eine komfortable Fahrposition zusätzliche und/oder anderweitige Rückhaltesysteme zu akzeptieren bestätigen Koppel et al. [66].

5 Fazit

Es ist mit dieser Arbeit gelungen einen experimentellen Versuchsaufbau zu erarbeiten und erstmals Muskelaktivitätsdaten im schlafnahen Bewusstseinszustand für die Validierung von aktiven Menschmodellen zu erheben. Die gewählte Testposition im Liegesitz zeigt, dass schlafnahe Zustände und eine größtmögliche Entspannung der gemessenen Muskeln in dieser Sitzvariante möglich sind. Für den Einsatz in hoch- bzw. vollautomatisierten Autos muss dafür ein geeignetes Sicherheitskonzept entwickelt werden. Zur Prüfung und Verbesserung von Rückhaltesystemen spielen aktive Menschmodelle eine wichtige Rolle. Künftig muss in der Berechnung mit aktiven Menschmodellen berücksichtigt werden, dass für schlafnahe Bewusstseinszustände keineswegs eine Nullaktivität der Muskulatur festgelegt werden sollte, wie es bislang von Kato et al. [1] angenommen wird.

Auch wenn die Muskelaktivität bezogen auf die maximale willkürliche Kontraktionskraft nur einen Bruchteil dessen erreicht, so ist mit einer geringen Aktivierung sowohl in entspannten, wachen, als auch in schlafnahen Bewusstseinszuständen, auszugehen. Die erhobenen Daten können Eingang finden in das Ansteuerungsniveau von aktiven FE Menschmodellen und somit letztlich einen wertvollen Beitrag zur Verbesserung von Sicherheits- und Rückhaltesystemen in Zukunft liefern.

Wie bereits erwähnt wirkt sich ein 20-minütiger Mittagsschlaf sehr positiv auf Konzentration, Müdigkeit und das persönliche Wohlbefinden aus [34] [67]. Doch dafür bleibt im Arbeitsalltag oft keine Zeit. Sollte es in Zukunft also möglich sein das so genannte Nickerchen bequem auf dem Weg zum nächsten Termin, zum Flughafen oder auf dem Heimweg im vollautomatisierten Fahrzeug zu halten, lässt sich vermutlich besser entspannen, wenn für eine ausreichende Sicherheit im Falle eines Unfalls gesorgt ist.

Literatur

1. Kato D, Nakahira Y, Atsumi N, Iwamoto M. Development of Human-Body Model THUMS Version 6 containing Muscle Controllers and Application to Injury Analysis in Frontal Collision after Brake Deceleration. Ircobi Conference. 2018:18-32.
2. Kryger M, Roth T, Dement W. Principles and Practice of Sleep Medicine. Philadelphia: Elsevier; 2016. p. 243-244.
3. Welsch V. Elektromyographische Erfassung der Muskelaktivität in Ruhe in verschiedenen Sitzpositionen für die Validierung von Menschmodellen [Masterarbeit]: TU München & LMU München; 2018.
4. Mount FE, Stealey SL, Whitmore M. Evaluation of Neutral Body Posture on Shuttle Mission STS-57 (SPACEHAB-1)2003.
5. (Destatis) SB. Pressemitteilung Nr. 571 vom 14. Dezember 2021: Zahl der Verkehrstoten sinkt im Jahr 2021 voraussichtlich auf neuen Tiefststand. 2021. Von: https://www.destatis.de/DE/Presse/Pressemitteilungen/2021/12/PD21_571_46241.html aufgerufen am: 20.01.2022.
6. (Destatis) SB. Verkehrsunfälle in Deutschland. Statistische Daten zu Verkehrsunfällen. Grafik: Fehlverhalten der Fahrer bei Unfällen mit Personenschaden im Straßenverkehr 2020. 2022. Von: https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Verkehrsunfaelle/_inhalt.html#sprg229230 aufgerufen am: 20.01.2022.
7. Winkle T, Maurer M, Christian Gerdes J, Lenz B. Sicherheitspotenzial automatisierter Fahrzeuge: Erkenntnisse aus der Unfallforschung. Autonomes Fahren: Technische, rechtliche und gesellschaftliche Aspekte: Springer; 2015. p. 352-372.
8. Weiß M. Beeinflussung der Verkehrssicherheit durch Fahrerassistenzsysteme und das automatisierte Fahren. Forschung im Ingenieurwesen. 2021;85:957–972.
9. Leonetti E, Hermann M, Knauff M. Autonomes Fahren im ÖPNV – Rechtsrahmen und offene Regulierungsfragen für die Integration autonomer Verkehrsangebote in den ÖPNV. Autonomes Fahren. Baden-Baden: Nomos Verlagsgesellschaft; 2021. p. 79-112.

-
10. Laakmann F, Zink L, Seyffert M. Neue Innenraumkonzepte für den Insassenschutz in hochautomatisierten Fahrzeugen. *Automobiltechnische Zeitschrift*. 2019;121(4):54-59.
 11. Lopez-Valdes FJ, Bohman K, Jimenez-Octavio J. Understanding users' characteristics in the selection of vehicle seating configurations and positions in fully automated vehicles. *Traffic injury prevention*. 2020;21(1):19-24.
 12. Jorlöv S, Bohman K, Larsson A. Seating Positions and Activities in Highly Automated Cars – A Qualitative Study of Future Automated Driving Scenarios. *IRcobi Conference*. 2017;17(11):13-22.
 13. Tremoulet PD, Belwadi A, Corr B. How do novel seat positions impact usability of child restraints? *Transportation Research Interdisciplinary Perspectives*. 2021;10:100372.
 14. Rawska K, Gepner B, Moreau D. Submarining sensitivity across varied seat configurations in autonomous driving system environment. *Traffic injury prevention*. 2020;21(1):1-6.
 15. Adomeit D, Heger A. Motion Sequence Criteria and Design Proposals for Restraint Devices in Order to Avoid Unfavorable Biomechanic Conditions and Submarining. *SAE Transactions*. 1975;84:3150-3159.
 16. Kramer F. *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*. Wiesbaden: Vieweg; 2009.
 17. Abrams M, Bass CR. Female vs. Male Relative Risk of Body System Injuries in Fatal and Non-Fatal Crashes. *Proceedings of 2022 International Research Council on the Biomechanics of Injury*. 2022.
 18. Schmitt K-U, Niederer PF, Cronin DS. *Trauma-Biomechanik: Einführung in Die Biomechanik Von Verletzungen*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin / Heidelberg; 2020.
 19. Cronin DS, editor *Explicit finite element method applied to impact biomechanics problems*. *IRCOBI Conference Proceedings*; 2011.
 20. Yang K-H. *Basic Finite Element Method As Applied to Injury Biomechanics*. Saint Louis: Elsevier Science & Technology; 2017.
 21. Selke P. *Die Anwendung der Finite-Elemente-Methode in der Lehre und Erzeugnisentwicklung an der Technischen Fachhochschule Wildau*. *Wissenschaftliche Beiträge* 1/1995. 1995;1(1):17-19.

-
22. Yigit E. Reaktives FE-Menschmodell im Insassenschutz. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2018.
 23. Muggenthaler H, von Merten K, Peldschus S. Experimental tests for the validation of active numerical human models. Forensic Science International. 2008;177(2):184-191.
 24. Iwamoto M, Nakahira Y, Kimpara H. Development and Validation of the Total Human Model for Safety (THUMS) Toward Further Understanding of Occupant Injury Mechanisms in Precrash and During Crash. Traffic injury prevention. 2015;16(1):36-48.
 25. Corporation TM. THUMS Version 6 2019. Von: <https://global.toyota/en/album/images/26497281/> aufgerufen am: 23.01.2023.
 26. Beillas P. Position and Personalize Advanced Human Body Models for Injury Prediction. Projekt Brochure. 2014.
 27. Welsh R, Lenard J, editors. Male and female car drivers-difference in collision and injury risks. Proceedings of the 45th Annual AAAM Conference ; 2001 24-26 September; Texas.
 28. Noh EY, Atwood JRE, Lee E, Craig MJ. Female crash fatality risk relative to males for similar physical impacts. National Highway Traffic Safety Administration; 2022.
 29. Labs TMCaTCRD. TOTAL HUMAN MODEL FOR SAFETY (THUMS): REVOLUTIONIZING CRASH SIMULATION TO SUPPORT SAFE MOBILITY FOR ALL 2021. Von: https://www.toyota.co.jp/thums/contents/pdf/Toyota_THUMS_History_English.pdf aufgerufen am: 21.01.2023.
 30. Consortium GHBM. About us 2016. Von: <http://www.ghbmc.com/> aufgerufen am: 23.01.2023.
 31. Serre T, Brunet C, Bruyere K, Verriest J, Mitton D, Bertrand S, et al., editors. HUMOS (Human Model for Safety) Geometry: from one specimen to the 5th and 95th percentile. 2006 Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference; 2006.

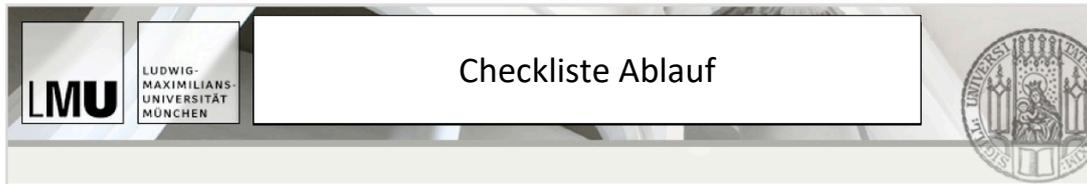
-
32. Henninger HB, Reese SP, Anderson AE, Weiss JA. Validation of computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2010;224(7):801-812.
 33. Schwer LE. An overview of the PTC 60/V&V 10: guide for verification and validation in computational solid mechanics. *Engineering with Computers*. 2007;23(4):245-252.
 34. Walzl M. Die Auswirkungen eines 20-minütigen Mittagsschlafs auf Müdigkeit, Konzentration und Aufmerksamkeit. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*. 2007;57(5):135-139.
 35. Hemmelmann C, Brose S, Vens M, Hebebrand J, Ziegler A. Perzentilen des Body-Mass-Index auch für 18- bis 80-Jährige? Daten der Nationalen Verzehrsstudie II. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*. 2010;135(17):848-852.
 36. Sengottu Velavan S, Huf A, AG BG. Development of occupant restraint systems for future seating positions in fully or semi autonomous vehicles. *FISITA World automotive congress*. 2018.
 37. Konrad P. EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologicalische Elektromyographie 2011. Von: <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf> aufgerufen am: 25.02.2023.
 38. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13(2):135-163.
 39. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: Results of the SENIAM project. 8 ed. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.
 40. Axler CT, McGill SM. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1997;29(6):804-811.
 41. Boccia G, Rainoldi A. Innervation zones location and optimal electrodes position of obliquus internus and obliquus externus abdominis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014;24(1):25-30.

-
42. Blouin J-S, Descarreaux M, Bélanger-Gravel A, Simoneau M, Teasdale N. Attenuation of human neck muscle activity following repeated imposed trunk-forward linear acceleration. *Experimental Brain Research*. 2003;150(4):458–464.
 43. Pfeifer K, Vogt L, Banzer W. Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2003;54(11):331-332.
 44. Mühlbauer J, Wagner A, Fuchs T, Schick S, Peldschus S. Muscle Activity in a Non-injurious Sled Test Programme. European commission eighth framework programme horizon 2020. 2016.
 45. Riem D. LabChart Mastery. Removing ECG Artifacts from EMG Data. 2017. Von: <https://www.adinstruments.com/support/videos/labchart-mastery-removing-ecg-artifacts-emg-data> aufgerufen am: 14.08.2019.
 46. Möller D, Backes K. Von der Biomechanik zur klinischen Anwendung. *Manuelle Therapie*. 2017;21(02):88-95.
 47. Steinhilber B, Rieger M. Normalization of surface EMG in an occupational setting — results of a standardized literature review. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*. 2013;63(5):254–259.
 48. Stealey SL, Whitmore M, Mount FE. Evaluation of Neutral Body Posture on Shuttle Mission STS-57 (SPACEHAB-1) - NASA/TM-2003-1048052003.
 49. Winterholler M. Beurteilung der Schlafstadien und Auswertung einer Polysomnographie nach den Kriterien der American Academy of Sleep Medicine. *Das Neurophysiologie-Labor*. 2016;38(3):110-116.
 50. Erlacher D. *Sport und Schlaf*. Berlin; Heidelberg: Springer Verlag; 2019.
 51. Klösch G, Holzinger B. Schlaf physiologisch betrachtet. *Schlafstörungen*. 2017;11(14):17-26.
 52. Abbaspour S, Fallah A. Removing ECG Artifact from the Surface EMG Signal Using Adaptive Subtraction Technique. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*. 2014;4(1):33-38.
 53. Redfern MS, Hughes RE, Chaffin DB. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clinical Biomechanics*. 1993;8(1):44-48.

-
54. Barrios-Muriel J, Romero F, Alonso FJ. A simple SSA-based de-noising technique to remove ECG interference in EMG signals. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2016;30:117-126.
 55. Nougrou F, Massicotte D, Descarreaux M. Efficient procedure to remove ECG from sEMG with limited deteriorations: Extraction, quasi-periodic detection and cancellation. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2018;39:1-10.
 56. Mesin L. Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*. 2020;43(2):481-492.
 57. Östh J, Ólafsdóttir JM, Davidsson J, Brodin K. Driver Kinematic and Muscle Responses in Braking Events with Standard and Reversible Pre-tensioned Restraints: Validation Data for Human Models. *Stapp Car Crash Journal*. 2013;57:1-41.
 58. Wu H, Hou H, Shen M. Occupant kinematics and biomechanics during frontal collision in autonomous vehicles-can rotatable seat provides additional protection? *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2020;23(5):191-200.
 59. Riemann D, Nissen C. Substanzinduzierte Schlafstörungen und Schlafmittelmisbrauch. *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*. 2011;54(12):1325-1331
 60. Junghanns K, Schütze M, Ziems C, Voigt K, Weilandt B, Koch N, et al. Die Auswirkungen einer Alkoholinfusion auf den Schlaf, die Cortisolsekretion und die Gedächtniskonsolidierung. *Somnologie*. 2016;20(1):22-29.
 61. Lange C, Manz K, Rommel A, Schienkiewitz A, Mensink G. Alkoholkonsum von Erwachsenen in Deutschland: Riskante Trinkmengen, Folgen und Maßnahmen. *Journal of Health Monitoring*. 2016;1(1):2-21.
 62. Hell W, Adamec J, Gilg T, Graw M, Peldschus S, Schick S, et al. Verkehrsunfallanalyse. Begutachtung im Verkehrsrecht: Fahrtüchtigkeit ; Fahreignung ; traumatomechanische Unfallrekonstruktion ; Bildidentifikation. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2012. p. 245-246.
 63. Bose D, Crandall JR, Untaroiu CD. Influence of pre-collision occupant parameters on injury outcome in a frontal collision. *Accident analysis and prevention*. 2010;42(4):1398-1407.

-
64. Leledakis A, Östh J, Davidsson J, Jakobsson L. The influence of car passengers' sitting postures in intersection crashes. *Accident analysis and prevention*. 2021;157(1):106170-106170
65. Sivasankari S, Balasubramanian V. Influence of occupant collision state parameters on the lumbar spinal injury during frontal crash. *Journal of advanced research*. 2021;28(1):17-26.
66. Koppel S, Jiménez Octavio J, Bohman K. Seating configuration and position preferences in fully automated vehicles. *Traffic injury prevention*. 2019;20(2):103-109.
67. Dutheil F, Danini B, Bagheri R, Fantini ML, Pereira B, Moustafa F, et al. Effects of a short daytime nap on the cognitive performance: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021;18(19):10212.

Anhang



Messung: _____ Proband: # _____ Datum/Uhrzeit: _____

Spätestens 1 Tag vor Messung:

- Termin bestätigen
- Abholzeitpunkt vereinbaren
- Informationsblatt per Mail senden
- Fragebogen/Allg. Ausschlusskriterien zurück
- Raumreservierung kontrollieren
- EMG, Kamera aufladen
- Materialcheck (alles vorhanden?)

Vorbereitung Messung:

- Türen abkleben/NICHT Stören Schild aufhängen!
- Aufbau Messstation + Materialien
- Folgende Dokumente vorbereiten:
 - Checkliste Ablauf
 - Informationsblatt
 - Aufklärungsbogen und Einwilligungserklärung
 - Vermessung Anthropometrie & Messprotokoll
 - Fragebogen Probandeninformationen
 - Dokumentation Aufnahmezeiten

Vorbereitung Proband:

- Probanden ID festlegen/eintragen
- Eingangsgespräch
 - Aufklärung
 - Unterschrift Einwilligungserklärung
 - Abfragen akute Ausschlusskriterien
- Proband zum Umziehen schicken
 - Markieren Körperpunkte
 - Hautvorbereitung (Rasur, Gel, Alkohol)
 - Markieren Position Elektroden/Bekleben der Elektroden
 - Fotos von anterior, posterior, lateral rechts, lateral links
 - Anbringen EMG Sensoren
 - Funktionscheck

Messung EMG+EEG:

- Ruhemessung Rücklage**
- Foto Ausgangsposition Ruhemessung
- Ruhemessung Wach (vorher)**
- Schlafmessungen (N1, N2, N3) – Notiz Uhrzeit „Ball-Sign“**
- „Startle“-Messung (schlafend)
- Ruhemessung Wach (nachher)**
- „Startle“-Messung (wach – Referenzmessung)

Messung MVC & Anthropometrie:

- Tests MVC Messung** (Zeiten & Reihenfolge notieren! Siehe Messprotokoll!)
- Wiegen
- Vermessung anthropometrische Daten (siehe Protokoll)

Nachbereitung:

- Messung stoppen
- Elektroden entfernen, Hautreinigung
- Datensicherung
- Anonymisierung/Übertragung Patientendaten
- Messzubehör Abbau und Laden
- Material auf Vollständigkeit und Vorrat prüfen

Abb. 47: Protokoll *Checkliste und Ablauf*.

Messung: _____ Proband: # _____ Datum/Uhrzeit: _____

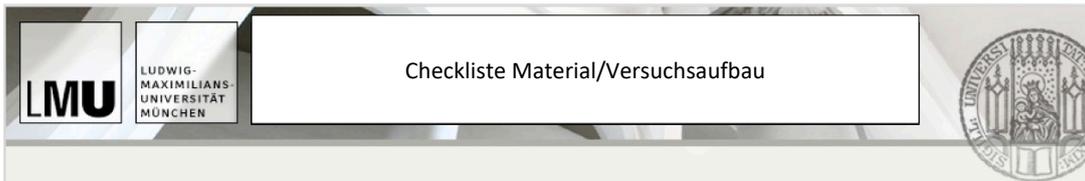
Alter: _____

Körpergröße (in cm): _____

Körpergewicht (in kg): _____

<p><u>Messungen in „stehender“ Position:</u> _____ (in cm)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Trochanterhöhe _____ 2) Tibiahöhe _____ 3) Malleolushöhe _____ 4) Nackenumfang C3/C4 Level _____ 5) Schulterbreite _____ 6) Brustumfang _____ 7) Fußlänge _____ 8) Fußbreite _____ 9) Unterschenkelumfang _____ 10) Taillenumfang _____ 11) Hüftumfang _____ 12) Hüftbreite _____ 	<p><u>Markieren anatomischer Kennpunkte:</u></p> <p><input type="checkbox"/> Acromion</p> <p><input type="checkbox"/> Trochanter major</p> <p><input type="checkbox"/> Kniegelenkspalt</p> <p><input type="checkbox"/> Malleolus lateralis</p> <p><input type="checkbox"/> Fibulakopf</p> <p><input type="checkbox"/> Spina iliaca anterior superior rechts</p> <p><input type="checkbox"/> Spina iliaca anterior superior links</p>
<p><u>Messungen in „sitzender“ Position:</u> _____ (in cm)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Sitzhöhe (Kopf - Fuß) _____ 2) Sitzhöhe zu Sitzfläche _____ 3) Sitzlänge (Trochanter zu Knie) _____ 4) C7 zu Sitzfläche _____ 	<p><u>Bekleben der Elektroden in folgender Reihenfolge:</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Sternum Ableitung EKG <input type="checkbox"/> 2) Rectus abdominis rechts <input type="checkbox"/> 3) Rectus abdominis links <input type="checkbox"/> 4) Obliquus externus rechts <input type="checkbox"/> 5) Obliquus externus links <input type="checkbox"/> 6) Sternocleidomastoideus rechts <input type="checkbox"/> 7) Sternocleidomastoideus links <input type="checkbox"/> 8) Nackenextensoren rechts <input type="checkbox"/> 9) Nackenextensoren links <input type="checkbox"/> 10) Erector spinae lumbalis rechts <input type="checkbox"/> 11) Erector spinae lumbalis links <input type="checkbox"/> 12) Vastus lateralis rechts <input type="checkbox"/> 13) Vastus lateralis links <input type="checkbox"/> 14) Tibialis anterior rechts <input type="checkbox"/> 15) Tibialis anterior links <input type="checkbox"/> 16) (Kanal blockiert für Trigger Kamera)
<p><u>Winkeleinstellung Sitz:</u> _____ (in Grad)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Sitzfläche zu Boden _____ 2) Rückenlehne zur Vertikalen _____ 	

Abb. 48: Protokoll *Markierung und Vermessung*.



Messung: _____ Proband: # _____ Datum/Uhrzeit: _____

Benötigtes Material:

- Teststuhl
- Bettlaken
- Waage
- Maßband
- EMG
- EMG Elektroden, Paste, Rasierer, Tücher, Desinfektion
- Marker
- Softball
- Kamera
- Messlaptop
- Kopfkissen/Nackenkissen
- Decke
- Kugelschreiber
- Boxen/Laptop für Hörbuch etc.
- Schild: TESTREIHE – MESSUNG BITTE NICHT STÖREN!
- Untersuchungsliege
- Spanngurte und Handtuch
- Kugelschreiber + Schreibbrett
- Ausgedruckt Protokolle:
 - Ablauf
 - Vermessung
 - Elektrodenposition
 - MVC Messung
 - Einverständniserklärung
 - Informationsblatt
 - Fragebogen
 - Vorbereitung Proband
 - Messprotokoll

Abb. 49: Protokoll *Checkliste Material und Versuchsaufbau*.



Messung: _____ Proband: # _____ Datum/Uhrzeit: _____

Fragen zum allgemeinen Gesundheitszustand

Sehr geehrte/r Proband/in,
Wir bitten Sie, die darauffolgenden Fragen zu ihrem Gesundheitszustand zu beantworten. Dies ist wichtig, um ihre Eignung für die Teilnahme an dieser Studie zu beurteilen und etwaige Risiken auszuschließen. Sämtliche Angaben, die Sie machen, werden vertraulich behandelt und in pseudonymisierter Form gespeichert und verarbeitet werden.

Haben Sie akute Schmerzen im Bereich des Bewegungsapparats (bsp. Gelenke, Wirbelsäule)? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Haben Sie akute Schmerzen in der Muskulatur des Rumpfes, Nackens oder der unteren Extremität? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Haben oder hatten Sie chronische Schmerzen, Beschwerden oder Verletzungen am Bewegungsapparat? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Hatten Sie in den letzten 5 Jahren ambulante Operationen oder stationäre Krankenhausaufenthalte? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Bestehen oder bestanden chronische Erkrankungen? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Sind bei Ihnen jemals neurologische oder neuromuskuläre Auffälligkeiten entdeckt worden? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Haben Sie sonstige Verletzungen, Erkrankungen, Beschwerden? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Sind bei Ihnen Kontaktallergien (bspw. Klebstoffe) bekannt? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Nehmen Sie aktuell und/oder regelmäßig Medikamente (Antihistaminika, ect.) ein? Wenn ja, welche und wie oft?
 ja: _____ nein

Sind bei Ihnen Schlafstörungen bekannt? Wenn ja, welche?
 ja: _____ nein

Allgemein

Üben Sie (eine) bestimmte Sportart(en) regelmäßig aus? Wenn ja, welche und wie oft? ja _____ nein

<1x pro Woche 1-2x pro Woche 3-4x pro Woche Sonstiges: _____

Sind Sie Rechts- oder Linkshänder?

rechts links

Schlafgewohnheiten

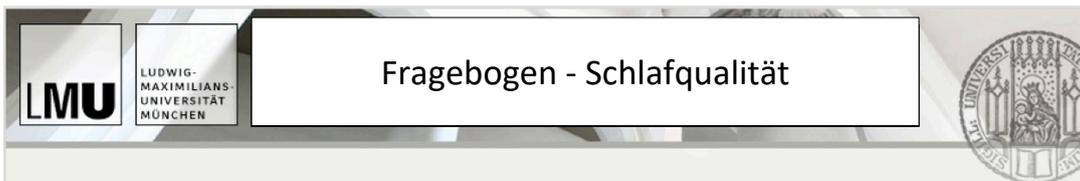
Wie würden Sie ihr Einschlafverhalten beurteilen?

Einschlafen funktioniert meist gut & schnell Ich kann schlecht einschlafen keine Angabe

Wie würden Sie Ihr Schlafverhalten im Automobil beurteilen?

bei längeren Fahrten schlafe ich häufig Ich kann selten im Auto schlafen kein Schlaf im Auto möglich

Abb. 50: Fragebogen Allgemein.



Messung: _____ Proband: # _____ Datum/Uhrzeit: _____

Bitte beantworten Sie folgende Fragen zu Ihrem soeben vollzogenem Schlaf.

1. Konnten Sie einschlafen?

ja nein

2. Wie tief haben Sie geschlafen (Skala 1 – 5)?

- 1 (sehr tief)
- 2 (tief)
- 3
- 4 (oberflächlich)
- 5 (sehr oberflächlich)

3. Wie bequem empfanden Sie die Schlafposition? (Skala 1 – 5)

- 1 (sehr bequem)
- 2 (bequem)
- 3
- 4 (unbequem)
- 5 (sehr unbequem)

4. Wie schwer ist Ihnen das Einschlafen gefallen? (Skala 1 – 5)

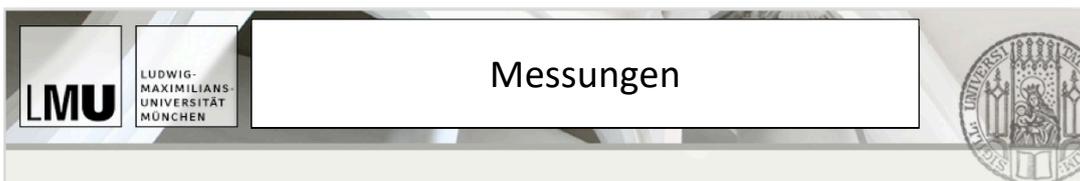
- 1 (sehr leicht)
- 2 (leicht)
- 3
- 4 (schwer)
- 5 (sehr schwer)

5. Wie erholsam war Ihrer Meinung nach der Schlaf? (Skala 1 – 5)

- 1 (sehr erholsam)
- 2 (erholsam)
- 3
- 4 (kaum erholsam)
- 5 (überhaupt nicht erholsam)

Eigene Bemerkungen zum Schlaf:

Abb. 51: Fragebogen Schlafqualität.



Proband: # _____

Datum/Uhrzeit: _____

1. Messung Ruhe & Schlaf

Ruhemessung	Sitzposition	1 min	Uhrzeit:	Notiz:	HF:
Wach – vorher		1 min	Uhrzeit:	Notiz:	HF:
Schlaf – N1		1 min	Uhrzeit:	Notiz:	HF:
Schlaf – N2		1 min	Uhrzeit:	Notiz:	HF:
Schlaf – N3		1 min	Uhrzeit:	Notiz:	HF:
STARTLE – schlafend		„getriggert“	Uhrzeit:	Notiz:	----
Wach – nachher		1 min	Uhrzeit:	Notiz:	HF:
STARTLE – wach		„getriggert“	Uhrzeit:	Notiz:	----

„Ball-Zeichen“: _____ Uhr

2. MVC Messungen

Messposition	MUSKEL	1.	2.	3.
Sitzend	Vastus Lateralis rechts			
	Vastus Lateralis links			
	Nackenextensoren			
	Sternocleidomastoideus rechts			
	Sternocleidomastoideus links			
Rückenlage	Tibialis Anterior rechts			
	Tibialis Anterior links			
	Rectus Abdominis			
Bauchlage/Seitenlage	Erector Spinae lumbalis			
	Obliquus externus rechts			
	Obliquus externus links			

Abb. 52: Protokoll Messungen.

Tabelle 7: Erhobene anthropometrische Maße (in cm) von Proband 01 - Proband 20.

	Nackenumfang					Unterschenkel					Sitzhöhe (Kopf-Fuß)	Sitzhöhe zu Sitzfläche	Sitzlänge (Trochanter - Sitzfläche)	C7 zu Sitzfläche		
	Trochanterhöhe	Tibiahöhe	Malleolushöhe	C3/4	Schulterbreite	Brustumfang	Fußlänge	Fußbreite	umfang	Taillenumfang					Hüftumfang	Hüftbreite
Proband 1	89,5	48,5	6,5	30,0	35,0	80,0	24,5	9,0	32,5	64,5	83,0	25,5	134,0	89,0	40,5	66,0
Proband 2	83,0	44,0	6,5	37,5	38,5	92,5	24,5	9,5	35,5	74,0	84,0	25,0	134,0	89,5	45,0	69,0
Proband 3	81,0	40,5	6,5	29,5	32,5	83,5	24,5	9,0	34,5	65,0	85,0	23,0	130,0	86,0	44,0	59,5
Proband 4	88,0	48,0	6,0	30,5	37,0	83,0	23,5	8,5	33,0	65,0	86,0	26,0	130,0	87,5	47,0	63,0
Proband 5	84,0	44,0	6,0	33,0	36,0	88,0	24,0	9,5	36,0	75,0	86,0	26,5	132,0	90,0	40,0	66,0
Proband 6	90,5	45,0	6,0	30,5	33,0	83,5	25,0	9,5	35,0	66,5	84,0	26,5	129,0	88,0	44,0	65,0
Proband 7	88,0	46,0	7,5	39,5	36,0	93,0	26,0	10,5	36,0	78,0	90,5	26,0	136,0	95,0	43,5	67,0
Proband 8	84,5	44,0	6,5	31,0	36,5	84,5	24,0	8,5	36,0	66,0	80,5	23,0	131,0	89,5	42,5	64,0
Proband 9	81,5	43,0	6,5	30,0	36,0	71,5	23,0	8,5	31,5	63,0	81,5	25,0	125,5	87,0	39,0	61,0
Proband 10	83,0	39,5	6,0	30,0	33,5	86,0	22,5	8,5	30,5	63,5	80,5	24,0	126,0	88,0	41,0	65,0
Proband 11	84,0	42,0	6,5	34,5	36,0	93,0	24,0	9,5	37,0	73,0	85,0	24,0	128,5	90,0	42,0	64,5
Proband 12	91,5	49,0	8,5	36,0	44,0	93,0	25,0	10,0	34,5	75,0	85,5	26,5	123,0	80,0	45,0	58,0
Proband 13	93,0	47,0	8,5	38,0	42,0	99,5	28,0	10,5	42,0	79,0	88,5	26,5	143,0	97,0	44,0	72,0
Proband 14	91,5	47,5	7,5	41,0	47,0	105,0	27,5	11,0	40,5	84,0	92,5	26,0	141,0	95,5	42,0	68,0
Proband 15	89,5	45,0	7,5	37,5	45,5	95,5	27,5	10,0	35,0	81,0	86,0	29,0	138,5	96,0	43,0	67,0
Proband 16	91,0	45,0	7,5	38,0	49,0	100,0	36,0	11,0	26,0	74,0	81,0	26,5	140,0	95,5	43,5	71,0
Proband 17	94,5	48,5	8,5	38,0	43,5	100,0	28,5	10,5	37,0	81,0	89,5	28,0	140,5	97,0	45,0	71,5
Proband 18	91,5	43,5	7,5	39,0	44,0	100,0	27,5	10,0	35,5	88,0	96,5	30,5	135,5	92,5	44,0	66,5
Proband 19	92,5	48,0	7,5	39,5	48,0	96,0	27,5	10,5	37,0	80,5	88,5	26,0	139,5	96,0	44,0	71,0
Proband 20	93,0	46,0	8,5	36,5	42,0	95,0	28,0	10,5	34,0	75,0	82,5	21,5	141,0	96,0	45,0	68,5
Werte in cm																

Tabelle 8: Gemessene Winkeleinstellungen im Teststuhl von Proband 01 - Proband 20.

	Sitzfläche zu Boden (°)	Rückenlehne zum Boden (°)
Proband 1	30,5	29,5
Proband 2	28,5	30,3
Proband 3	29,6	30,2
Proband 4	28,5	30,4
Proband 5	31,7	29,2
Proband 6	30,1	29,0
Proband 7	31,0	29,2
Proband 8	31,1	29,1
Proband 9	30,9	29,2
Proband 10	30,9	30,0
Proband 11	30,4	29,8
Proband 12	30,4	29,1
Proband 13	30,4	29,0
Proband 14	31,0	29,2
Proband 15	31,4	28,9
Proband 16	30,7	29,0
Proband 17	31,4	29,2
Proband 18	30,0	29,2
Proband 19	30,8	29,1
Proband 20	30,2	29,2
Werte in Grad		

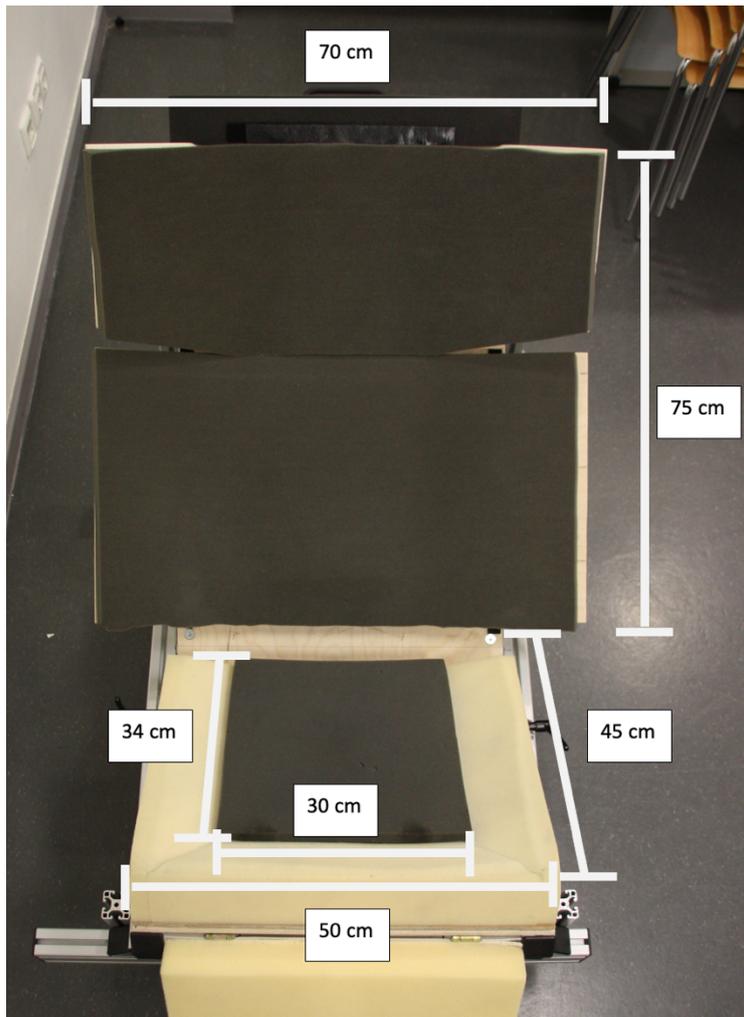


Abb. 53: Maße des verwendeten Teststuhls.

Tabelle 9: Absolute gemittelte MVC Werte in Volt aller gemessenen Muskeln von Proband 01 - Proband 20.

	RA re MVC	RA li MVC	OE re MVC	OE li MVC	SCLM re MVC	SCLM li MVC	NE re MVC	NE li MVC	ES re MVC	ES li MVC	VL re MVC	VL li MVC	TA re MVC	TA li MVC
Proband 1	0,977	1,067	0,524	0,323	1,260	1,410	0,697	0,748	0,673	0,749	0,762	0,785	1,743	1,817
Proband 2	0,712	1,036	0,576	0,596	1,350	1,187	0,676	0,659	0,932	1,040	1,723	1,243	1,350	1,323
Proband 3	0,522	0,807	0,956	0,656	1,417	0,813	0,381	0,378	1,157	1,213	0,609	0,453	1,207	1,273
Proband 4	0,361	1,203	0,360	0,282	1,677	1,563	0,457	0,416	0,806	0,972	0,670	0,512	0,925	1,123
Proband 5	1,217	1,713	0,763	0,522	1,153	1,420	0,459	0,285	0,560	0,698	0,681	0,471	1,637	0,987
Proband 6	0,952	1,660	1,015	0,510	1,087	1,567	0,703	0,708	1,710	1,710	0,771	0,837	1,357	1,037
Proband 7	1,327	1,203	0,394	0,628	1,190	1,387	0,661	0,445	1,103	1,130	1,383	1,290	1,633	1,743
Proband 8	1,063	1,393	0,510	0,570	1,347	1,180	0,762	0,520	1,447	1,283	0,807	0,710	0,819	1,054
Proband 9	1,907	1,593	0,249	0,425	0,660	0,571	0,118	0,190	0,715	0,774	0,372	0,450	1,317	1,617
Proband 10	0,188	0,578	0,422	0,378	0,800	1,197	0,464	0,397	0,881	1,333	1,034	1,223	1,243	0,856
Proband 11	0,438	0,734	0,201	0,224	1,317	1,360	0,224	0,215	0,810	0,937	0,481	0,536	0,992	1,026
Proband 12	1,697	1,029	0,297	0,183	0,746	1,133	0,139	0,507	0,391	0,467	0,841	0,545	1,023	0,812
Proband 13	1,547	1,045	0,488	0,480	1,347	1,280	0,245	0,217	0,961	1,107	0,185	0,331	1,123	1,333
Proband 14	0,694	1,437	0,243	0,241	2,127	2,073	0,373	0,463	1,315	1,570	1,573	1,517	1,153	0,933
Proband 15	1,310	0,714	0,248	0,291	0,963	0,774	0,236	0,258	0,556	0,550	0,354	0,503	0,724	0,910
Proband 16	1,440	2,033	0,996	1,234	1,320	1,567	0,887	0,720	1,130	1,390	0,658	0,620	1,393	1,343
Proband 17	1,600	1,237	0,332	0,586	1,187	1,143	0,414	0,518	0,804	0,957	0,807	0,923	1,210	1,217
Proband 18	0,152	0,185	0,320	0,430	1,313	1,133	0,740	1,039	0,983	0,739	0,596	1,120	1,380	1,053
Proband 19	1,987	1,870	0,640	0,425	2,023	1,720	0,649	0,947	1,895	1,947	0,754	1,059	1,473	1,723
Proband 20	2,087	1,134	0,563	0,592	1,132	1,103	0,501	0,533	1,034	1,363	0,902	0,748	1,263	0,857
Werte in Volt														

Tabelle 10: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken VL von Proband 01 - Proband 20.

	VL re Ruhe	VL re W1	VL re N1	VL re N2	VL re N3	VL re W2	VL li Ruhe	VL li W1	VL li N1	VL li N2	VL li N3	VL li W2
Proband 1	0,0045	0,0045	0,0050	0,0045	0,0050	0,0050	0,0061	0,0060	0,0056	0,0056	0,0056	0,0056
Proband 2	0,0046	0,0048	0,0048	0,0050	0,0052	0,0049	0,0058	0,0062	0,0059	0,0056	0,0058	0,0058
Proband 3	0,0043	0,0046	0,0049	0,0047	0,0047	0,0050	0,0058	0,0056	0,0060	0,0058	0,0058	0,0057
Proband 4	0,0045	0,0046	0,0046	0,0049	0,0049	0,0051	0,0059	0,0059	0,0057	0,0059	0,0059	0,0055
Proband 5	0,0049	0,0048	0,0051	0,0045	0,0049	0,0051	0,0060	0,0058	0,0055	0,0055	0,0057	0,0055
Proband 6	0,0048	0,0050	0,0049	0,0047	0,0052	0,0050	0,0062	0,0060	0,0060	0,0059	0,0057	0,0060
Proband 7	0,0045	0,0046	0,0050	0,0047	0,0047	0,0049	0,0057	0,0058	0,0058	0,0057	0,0059	0,0056
Proband 8	0,0045	0,0047	0,0051	0,0048	0,0047	0,0049	0,0056	0,0055	0,0053	0,0052	0,0056	0,0053
Proband 9	0,0045	0,0046	0,0046	0,0048	0,0050	0,0046	0,0060	0,0057	0,0059	0,0059	0,0059	0,0059
Proband 10	0,0047	0,0049	0,0048	0,0050	0,0046	0,0046	0,0060	0,0059	0,0057	0,0057	0,0059	0,0057
Proband 11	0,0045	0,0045	0,0049	0,0046	0,0050	0,0051	0,0056	0,0058	0,0054	0,0056	0,0058	0,0054
Proband 12	0,0048	0,0050	0,0051	0,0050	0,0046	0,0048	0,0053	0,0055	0,0053	0,0054	0,0056	0,0052
Proband 13	0,0050	0,0048	0,0051	0,0047	0,0047	0,0049	0,0060	0,0057	0,0058	0,0059	0,0059	0,0058
Proband 14	0,0047	0,0046	0,0051	0,0046	0,0049	0,0050	0,0055	0,0054	0,0055	0,0057	0,0057	0,0055
Proband 15	0,0046	0,0044	0,0050	0,0048	0,0046	0,0048	0,0057	0,0058	0,0057	0,0055	0,0056	0,0058
Proband 16	0,0045	0,0046	0,0050	0,0046	0,0051	0,0052	0,0058	0,0056	0,0058	0,0056	0,0055	0,0060
Proband 17	0,0048	0,0047	0,0049	0,0051	0,0047	0,0047	0,0058	0,0059	0,0060	0,0057	0,0056	0,0059
Proband 18	0,0050	0,0053	0,0052	0,0048	0,0051	0,0053	0,0060	0,0063	0,0060	0,0059	0,0058	0,0059
Proband 19	0,0140	0,0045	0,0049	0,0049	0,0046	0,0047	0,0079	0,0056	0,0060	0,0060	0,0057	0,0060
Proband 20	0,0045	0,0045	0,0046	0,0049	0,0050	0,0047	0,0059	0,0059	0,0060	0,0060	0,0058	0,0058
Werte in Volt												

Tabelle 11: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken TA von Proband 01 – Proband 20.

	TA re Ruhe	TA re W1	TA re N1	TA re N2	TA re N3	TA re W2	TA li Ruhe	TA li W1	TA li N1	TA li N2	TA li N3	TA li W2
Proband 1	0,0051	0,0049	0,0047	0,0048	0,0049	0,0047	0,0046	0,0045	0,0046	0,0046	0,0048	0,0050
Proband 2	0,0048	0,0052	0,0051	0,0048	0,0055	0,0048	0,0047	0,0048	0,0048	0,0049	0,0049	0,0049
Proband 3	0,0050	0,0046	0,0053	0,0051	0,0048	0,0051	0,0048	0,0047	0,0049	0,0048	0,0049	0,0048
Proband 4	0,0046	0,0051	0,0052	0,0053	0,0052	0,0047	0,0048	0,0048	0,0048	0,0048	0,0049	0,0048
Proband 5	0,0051	0,0049	0,0048	0,0048	0,0050	0,0048	0,0049	0,0051	0,0049	0,0046	0,0047	0,0048
Proband 6	0,0051	0,0052	0,0051	0,0050	0,0048	0,0053	0,0047	0,0048	0,0049	0,0051	0,0052	0,0052
Proband 7	0,0046	0,0048	0,0048	0,0049	0,0052	0,0048	0,0045	0,0045	0,0046	0,0047	0,0049	0,0048
Proband 8	0,0047	0,0049	0,0048	0,0048	0,0050	0,0048	0,0049	0,0050	0,0052	0,0052	0,0049	0,0050
Proband 9	0,0050	0,0047	0,0051	0,0052	0,0052	0,0051	0,0050	0,0051	0,0049	0,0047	0,0047	0,0047
Proband 10	0,0050	0,0050	0,0047	0,0049	0,0051	0,0047	0,0048	0,0048	0,0046	0,0047	0,0050	0,0052
Proband 11	0,0047	0,0050	0,0047	0,0049	0,0052	0,0047	0,0047	0,0046	0,0049	0,0051	0,0051	0,0052
Proband 12	0,0583	0,0124	0,0057	0,0085	0,0050	0,0047	0,0066	0,0050	0,0105	0,0091	0,0049	0,0052
Proband 13	0,0051	0,0048	0,0050	0,0052	0,0052	0,0048	0,0049	0,0049	0,0052	0,0050	0,0048	0,0048
Proband 14	0,0047	0,0047	0,0050	0,0051	0,0052	0,0049	0,0046	0,0045	0,0050	0,0051	0,0049	0,0048
Proband 15	0,0047	0,0048	0,0048	0,0047	0,0048	0,0050	0,0046	0,0047	0,0047	0,0046	0,0049	0,0050
Proband 16	0,0051	0,0049	0,0050	0,0048	0,0048	0,0052	0,0050	0,0051	0,0051	0,0049	0,0047	0,0046
Proband 17	0,0047	0,0050	0,0049	0,0048	0,0047	0,0051	0,0045	0,0045	0,0046	0,0046	0,0047	0,0048
Proband 18	0,0048	0,0051	0,0048	0,0046	0,0049	0,0048	0,0046	0,0046	0,0048	0,0051	0,0052	0,0052
Proband 19	0,0051	0,0047	0,0052	0,0050	0,0048	0,0052	0,0045	0,0046	0,0046	0,0047	0,0049	0,0050
Proband 20	0,0049	0,0052	0,0052	0,0052	0,0050	0,0055	0,0046	0,0046	0,0047	0,0032	0,0070	0,0052
Werte in Volt												

Tabelle 12: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken SCLM von Proband 01 – Proband 20.

	SCLM re Ruhe	SCLM re W1	SCLM re N1	SCLM re N2	SCLM re N3	SCLM re W2	SCLM li Ruhe	SCLM li W1	SCLM li N1	SCLM li N2	SCLM li N3	SCLM li W2
Proband 1	0,0138	0,0052	0,0142	0,0068	0,0055	0,0059	0,0088	0,0050	0,0291	0,0181	0,0057	0,0057
Proband 2	0,0061	0,0055	0,0049	0,0050	0,0052	0,0066	0,0069	0,0065	0,0050	0,0078	0,0061	0,0056
Proband 3	0,0103	0,0088	0,0060	0,0066	0,0087	0,0107	0,0128	0,0101	0,0113	0,0123	0,0134	0,0173
Proband 4	0,0062	0,0057	0,0050	0,0051	0,0053	0,0051	0,0063	0,0057	0,0056	0,0060	0,0053	0,0056
Proband 5	0,0221	0,0092	0,0051	0,0050	0,0053	0,0056	0,0051	0,0050	0,0049	0,0051	0,0049	0,0050
Proband 6	0,0058	0,0061	0,0053	0,0051	0,0055	0,0056	0,0059	0,0064	0,0098	0,0143	0,0077	0,0057
Proband 7	0,0060	0,0050	0,0050	0,0051	0,0050	0,0049	0,0085	0,0149	0,0049	0,0049	0,0049	0,0052
Proband 8	0,0091	0,0053	0,0053	0,0076	0,0067	0,0162	0,0100	0,0061	0,0059	0,0082	0,0065	0,0134
Proband 9	0,0098	0,0067	0,0053	0,0072	0,0076	0,0111	0,0061	0,0056	0,0069	0,0079	0,0093	0,0071
Proband 10	0,0056	0,0120	0,0058	0,0151	0,0211	0,0066	0,0067	0,0063	0,0200	0,0051	0,0051	0,0087
Proband 11	0,0058	0,0052	0,0057	0,0051	0,0048	0,0053	0,0335	0,0054	0,0059	0,0064	0,0052	0,0058
Proband 12	0,0072	0,0112	0,0053	0,0058	0,0054	0,0063	0,0062	0,0074	0,0050	0,0050	0,0050	0,0085
Proband 13	0,0121	0,0061	0,0054	0,0052	0,0050	0,0181	0,0173	0,0054	0,0054	0,0049	0,0050	0,0064
Proband 14	0,0058	0,0055	0,0052	0,0056	0,0054	0,0062	0,0053	0,0071	0,0051	0,0050	0,0051	0,0140
Proband 15	0,0106	0,0092	0,0052	0,0049	0,0056	0,0098	0,0055	0,0053	0,0053	0,0107	0,0051	0,0063
Proband 16	0,0088	0,0053	0,0055	0,0050	0,0072	0,0054	0,0137	0,0060	0,0056	0,0054	0,0058	0,0056
Proband 17	0,0052	0,0054	0,0054	0,0051	0,0048	0,0063	0,0061	0,0060	0,0053	0,0051	0,0052	0,0051
Proband 18	0,0067	0,0056	0,0066	0,0059	0,0052	0,0057	0,0102	0,0094	0,0055	0,0064	0,0069	0,0138
Proband 19	0,0075	0,0066	0,0062	0,0062	0,0061	0,0071	0,0074	0,0056	FAIL	0,0053	0,0064	0,0060
Proband 20	0,0115	0,0052	0,0075	0,0063	0,0065	0,0136	0,0079	0,0055	0,0055	0,0057	FAIL	0,0102
Werte in Volt												

Tabelle 13: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken RA von Proband 01 – Proband 20.

	RA re Ruhe	RA re W1	RA re N1	RA re N2	RA re N3	RA re W2	RA li Ruhe	RA li W1	RA li N1	RA li N2	RA li N3	RA li W2
Proband 1	0,0053	0,0052	0,0055	0,0056	0,0056	0,0056	0,0065	0,0066	0,0064	0,0066	0,0067	0,0065
Proband 2	0,0051	0,0048	0,0048	0,0048	0,0049	0,0051	0,0065	0,0063	0,0065	0,0066	0,0060	0,0068
Proband 3	0,0067	0,0061	0,0062	0,0151	0,0061	0,0057	0,0063	0,0060	0,0066	0,0061	0,0066	0,0066
Proband 4	0,0049	0,0045	0,0047	0,0049	0,0047	0,0044	0,0061	0,0063	0,0062	0,0062	0,0063	0,0063
Proband 5	0,0050	0,0047	0,0040	0,0046	0,0047	0,0046	0,0063	0,0062	0,0061	0,0060	0,0064	0,0064
Proband 6	0,0066	0,0054	0,0048	0,0046	0,0049	0,0052	0,0066	0,0068	0,0065	0,0065	0,0067	0,0071
Proband 7	0,0051	0,0050	0,0048	0,0048	0,0052	0,0053	0,0064	0,0063	0,0060	0,0061	0,0064	0,0065
Proband 8	0,0047	0,0048	0,0051	0,0052	0,0052	0,0051	0,0059	0,0062	0,0064	0,0063	0,0061	0,0061
Proband 9	0,0051	0,0051	0,0050	0,0051	0,0054	0,0054	0,0062	0,0060	0,0066	0,0061	0,0064	0,0063
Proband 10	0,0047	0,0047	0,0051	0,0053	0,0051	0,0050	0,0059	0,0060	0,0065	0,0066	0,0061	0,0063
Proband 11	0,0052	0,0049	0,0050	0,0054	0,0053	0,0053	0,0061	0,0063	0,0060	0,0061	0,0067	0,0066
Proband 12	0,0054	0,0049	0,0053	0,0053	0,0053	0,0052	0,0066	0,0061	0,0063	0,0064	0,0060	0,0060
Proband 13	0,0047	0,0050	0,0051	0,0048	0,0048	0,0048	0,0058	0,0065	0,0061	0,0064	0,0064	0,0062
Proband 14	0,0051	0,0052	0,0048	0,0049	0,0052	0,0053	0,0060	0,0058	0,0065	0,0060	0,0061	0,0062
Proband 15	0,0051	0,0051	0,0049	0,0047	0,0049	0,0050	0,0063	0,0064	0,0064	0,0060	0,0064	0,0066
Proband 16	0,0063	0,0048	0,0049	0,0051	0,0054	0,0054	0,0067	0,0064	0,0063	0,0062	0,0064	0,0065
Proband 17	0,0052	0,0052	0,0048	0,0048	0,0050	0,0052	0,0059	0,0057	0,0060	0,0062	0,0058	0,0058
Proband 18	0,0050	0,0052	0,0051	0,0049	0,0051	0,0052	0,0063	0,0063	0,0068	0,0063	0,0061	0,0061
Proband 19	0,0049	0,0050	0,0051	0,0054	0,0052	0,0054	0,0062	0,0060	0,0058	0,0059	0,0062	0,0063
Proband 20	0,0051	0,0050	0,0051	0,0052	0,0054	0,0052	0,0061	0,0058	0,0065	0,0066	0,0064	0,0062
Werte in Volt												

Tabelle 14: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken OE von Proband 01 – Proband 20.

	OE re Ruhe	OE re W1	OE re N1	OE re N2	OE re N3	OE re W2	OE li Ruhe	OE li W1	OE li N1	OE li N2	OE li N3	OE li W2
Proband 1	0,0051	0,0052	0,0047	0,0051	0,0051	0,0049	0,0071	0,0073	0,0079	0,0073	0,0075	0,0077
Proband 2	0,0055	0,0049	0,0050	0,0051	0,0049	0,0053	0,0077	0,0076	0,0073	0,0074	0,0072	0,0078
Proband 3	0,0095	0,0071	0,0054	0,0126	0,0060	0,0148	0,0082	0,0094	0,0079	0,0126	0,0080	0,0173
Proband 4	0,0046	0,0050	0,0048	0,0045	FAIL	0,0048	0,0077	0,0076	0,0074	0,0074	0,0079	0,0074
Proband 5	0,0047	0,0051	0,0048	0,0047	0,0051	0,0052	0,0070	0,0069	0,0076	0,0075	0,0075	0,0078
Proband 6	0,0052	0,0062	0,0059	0,0057	0,0059	0,0061	0,0075	0,0085	0,0088	0,0084	0,0082	0,0092
Proband 7	0,0050	0,0050	0,0047	0,0048	0,0052	0,0052	0,0072	0,0072	0,0075	0,0074	0,0075	0,0073
Proband 8	0,0045	0,0048	0,0051	0,0049	0,0047	0,0048	0,0072	0,0071	0,0075	0,0075	0,0073	0,0073
Proband 9	0,0047	0,0049	0,0052	0,0049	0,0049	0,0050	0,0083	0,0082	0,0076	0,0076	0,0075	0,0074
Proband 10	0,0050	0,0050	0,0052	0,0061	0,0048	0,0047	0,0074	0,0077	0,0077	0,0079	0,0075	0,0076
Proband 11	0,0048	0,0061	0,0048	0,0049	0,0052	0,0062	0,0070	0,0076	0,0075	0,0073	0,0074	0,0078
Proband 12	0,0086	0,0052	0,0090	0,0067	0,0057	0,0056	0,0091	0,0075	0,0088	0,0084	0,0077	0,0085
Proband 13	0,0049	0,0053	0,0049	0,0052	0,0049	0,0048	0,0074	0,0076	0,0077	0,0076	0,0075	0,0076
Proband 14	0,0047	0,0046	0,0052	0,0047	0,0047	0,0050	0,0073	0,0072	0,0072	0,0077	0,0075	0,0077
Proband 15	0,0050	0,0050	0,0049	0,0046	0,0051	0,0052	0,0072	0,0072	0,0075	0,0072	0,0074	0,0075
Proband 16	0,0093	0,0064	0,0092	0,0049	0,0087	0,0055	0,0131	0,0083	0,0086	0,0076	0,0087	0,0079
Proband 17	0,0047	0,0046	0,0050	0,0052	0,0047	0,0047	0,0071	0,0072	0,0076	0,0075	0,0074	0,0073
Proband 18	0,0053	0,0055	0,0057	0,0054	0,0050	0,0048	0,0080	0,0081	0,0081	0,0079	0,0073	0,0076
Proband 19	0,0052	0,0051	0,0049	0,0049	0,0052	0,0052	0,0075	0,0075	0,0076	0,0075	0,0077	0,0081
Proband 20	0,0046	0,0055	0,0052	0,0047	0,0049	0,0054	0,0072	0,0075	0,0083	0,0075	0,0072	0,0075
Werte in Volt												

Tabelle 15: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken NE von Proband 01 – Proband 20.

	NE re Ruhe	NE re W1	NE re N1	NE re N2	NE re N3	Ne re W2	NE li Ruhe	NE li W1	NE li N1	NE li N2	NE li N3	Ne li W2
Proband 1	0,0056	0,0057	0,0068	0,0105	0,0069	0,0061	0,0050	0,0056	0,0085	0,0166	0,0148	0,0052
Proband 2	FAIL	0,0068	0,0056	0,0061	0,0069	0,0065	0,0047	0,0053	0,0044	0,0060	0,0071	0,0049
Proband 3	0,0080	0,0063	0,0064	0,0096	0,0100	0,0062	0,0054	0,0078	0,0088	0,0109	0,0131	0,0077
Proband 4	0,0064	0,0062	0,0061	0,0062	0,0059	0,0060	0,0063	0,0050	0,0049	0,0059	0,0046	0,0046
Proband 5	0,0061	0,0055	0,0060	0,0069	0,0057	0,0056	0,0047	0,0047	0,0047	0,0052	0,0062	0,0048
Proband 6	0,0056	0,0062	0,0134	0,1100	0,0091	0,0064	0,0047	0,0110	0,0157	0,0153	0,0064	0,0055
Proband 7	0,0055	0,0060	0,0062	0,0054	0,0056	0,0056	0,0048	0,0048	0,0046	0,0048	0,0045	0,0046
Proband 8	0,0059	0,0060	0,0061	0,0060	0,0108	0,0057	0,0048	0,0050	0,0048	0,0074	0,0063	0,0048
Proband 9	0,0054	0,0091	0,0056	0,0060	0,0063	0,0061	0,0050	0,0048	0,0067	0,0143	0,0212	0,0064
Proband 10	0,0058	0,0055	0,0068	0,0071	0,0066	0,0058	0,0048	0,0052	0,0076	0,0057	0,0052	0,0059
Proband 11	0,0058	0,0057	0,0060	0,0063	0,0060	0,0060	0,0047	0,0045	0,0049	0,0047	0,0048	0,0046
Proband 12	0,0056	0,0058	0,0202	0,0112	0,0060	0,0060	0,0049	0,0066	0,0129	0,0084	0,0048	0,0077
Proband 13	0,0055	0,0059	0,0056	0,0055	0,0056	0,0056	0,0045	0,0065	0,0049	0,0048	0,0048	0,0050
Proband 14	0,0053	0,0054	0,0055	0,0056	0,0057	0,0058	0,0048	0,0049	0,0048	0,0045	0,0049	0,0048
Proband 15	0,0059	0,0060	0,0062	0,0058	0,0060	0,0057	0,0048	0,0064	0,0047	0,0050	0,0045	0,0046
Proband 16	0,0057	0,0056	0,0062	0,0061	0,0061	0,0059	0,0049	0,0049	0,0047	0,0046	0,0050	0,0048
Proband 17	0,0059	0,0064	0,0071	0,0057	0,0055	0,0057	0,0045	0,0054	0,0052	0,0047	0,0044	0,0046
Proband 18	0,0060	0,0058	0,0059	0,0059	0,0058	0,0056	0,0050	0,0050	0,0056	0,0049	0,0052	0,0051
Proband 19	0,0057	0,0077	0,0061	0,0060	0,0060	0,0071	0,0056	0,0166	0,0221	0,0076	0,0061	0,0106
Proband 20	0,0055	0,0091	0,0054	0,0054	0,0057	0,0089	0,0046	0,0046	0,0046	0,0051	0,0052	0,0055
Werte in Volt												

Tabelle 16: Absolute Messwerte in Volt (Ruhe, W1, N1 – N3, W2) des rechten und linken ES von Proband 01 – Proband 20.

	ES re Ruhe	ES re W1	ES re N1	ES re N2	ES re N3	ES re W2	ES li Ruhe	ES li W1	ES li N1	ES li N2	ES li N3	ES li W2
Proband 1	0,0058	0,0058	0,0057	0,0058	0,0057	0,0059	0,0047	0,0047	0,0052	0,0047	0,0051	0,0053
Proband 2	0,0052	0,0054	0,0052	0,0055	0,0057	0,0059	0,0046	0,0047	0,0048	0,0050	0,0052	0,0049
Proband 3	0,0053	0,0055	0,0059	FAIL	0,0058	0,0055	0,0048	0,0048	0,0051	0,0049	0,0048	0,0050
Proband 4	0,0055	0,0055	0,0059	0,0054	0,0056	0,0053	0,0050	0,0050	0,0051	0,0052	0,0053	0,0055
Proband 5	0,0054	0,0055	0,0054	0,0058	0,0053	0,0057	0,0050	0,0049	0,0061	0,0048	0,0051	0,0052
Proband 6	0,0054	0,0054	0,0057	0,0062	0,0144	0,0056	0,0049	0,0058	0,0050	0,0047	0,0052	0,0052
Proband 7	0,0058	0,0058	0,0055	0,0059	0,0054	0,0056	0,0048	0,0050	0,0054	0,0050	0,0050	0,0052
Proband 8	0,0059	0,0055	0,0055	0,0059	0,0055	0,0059	0,0049	0,0064	0,0056	0,0050	0,0049	0,0054
Proband 9	0,0058	0,0058	0,0056	0,0060	0,0055	0,0059	0,0047	0,0049	0,0048	0,0050	0,0054	0,0051
Proband 10	0,0057	0,0058	0,0054	0,0095	0,0109	0,0054	0,0049	0,0053	0,0050	0,0054	0,0049	0,0048
Proband 11	0,0055	0,0053	0,0067	0,0055	0,0058	0,0054	0,0046	0,0046	0,0052	0,0048	0,0051	0,0052
Proband 12	0,0055	0,0090	0,0114	0,0059	0,0055	0,0056	0,0056	0,0075	0,0056	0,0053	0,0049	0,0050
Proband 13	0,0054	0,0054	0,0056	0,0057	0,0056	0,0058	0,0052	0,0096	0,0054	0,0051	0,0049	0,0052
Proband 14	0,0057	0,0059	0,0058	0,0054	0,0059	0,0059	0,0049	0,0049	0,0054	0,0048	0,0051	0,0053
Proband 15	0,0060	0,0088	0,0054	0,0059	0,0054	0,0055	0,0049	0,0048	0,0051	0,0049	0,0048	0,0050
Proband 16	0,0058	0,0058	0,0057	0,0056	0,0060	0,0053	0,0048	0,0048	0,0053	0,0049	0,0054	0,0053
Proband 17	0,0055	0,0058	0,0059	0,0055	0,0053	0,0055	0,0051	0,0100	0,0111	0,0052	0,0047	0,0061
Proband 18	0,0057	0,0057	0,0059	0,0056	0,0060	0,0059	0,0048	0,0050	0,0052	0,0048	0,0051	0,0052
Proband 19	0,0060	0,0078	0,0058	0,0060	0,0056	0,0063	0,0049	0,0060	0,0055	0,0052	0,0047	0,0052
Proband 20	0,0054	0,0053	0,0051	0,0059	0,0053	0,0051	0,0047	0,0047	0,0048	0,0051	0,0051	0,0049
Werte in Volt												

Publikationsliste

- 10/2019 Posterpräsentation
Symposium der Deutschen Gesellschaft für Verkehrsmedizin,
in Bonn
- 07/2021 Vortrag mit Podiumsdiskussion
Kongress der Europäischen Gesellschaft für Biomechanik,
in Mailand
- 03/2024 Vortrag
Forum für Verkehrssicherheit des Rechtsmedizinischen Instituts,
in München

Danksagung

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Steffen Peldschus und seinem gesamten Team – insbesondere auch Sylvia und Julia, die mir immer unterstützend und bei allen Problemen hilfsbereit zur Seite gestanden haben. Vielen Dank für die konstruktive und geduldige Zusammenarbeit.

Bedanken möchte ich mich zudem bei meinen weiteren Betreuern, Herrn Prof. Graw und Herrn Prof. Milz, für ihre unterstützende Funktion und den freundlichen Austausch.

Ich danke auch allen Freiwilligen, die im Rahmen der Einschlafversuche einen durchaus persönlichen Moment geteilt haben. Eure Bereitschaft und euer Vertrauen waren für diese Arbeit von großem Wert.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie danken. Ohne euch hätte es die Möglichkeit, diese Arbeit zu schreiben, so nicht gegeben. Vielen Dank für eure großartige Unterstützung.

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

Baur, Luca

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Muskelaktivität in schlafnahen Bewusstseinszuständen zur Validierung von aktiven Menschmodellen“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 09.12.2024

Ort, Datum

Luca Baur