

---

# Entwicklung regionaler Validierungsexperimente mit Freiwilligen für aktive Finite-Elemente Menschmodelle

Julia Alexandra Mühlbauer

---



München 2022



Aus dem Institut für Rechtsmedizin der  
Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. med. Matthias Graw

**Entwicklung regionaler Validierungsexperimente  
mit Freiwilligen für aktive  
Finite-Elemente Menschmodelle**

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

vorgelegt von  
Julia Alexandra Mühlbauer  
aus München

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. rer. biol. hum.  
Steffen Peldschus

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Simon Schäfer  
PD Dr. Eduard Kraft

Mitbetreuung durch die  
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. Sylvia Schick

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas  
Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.03.2022



---

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>i</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>iv</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>xix</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>xxi</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Stand der Forschung und Zielsetzung</b>	<b>3</b>
2.1 Finite-Elemente Menschmodelle . . . . .	3
2.1.1 Grundlagen . . . . .	3
2.1.2 Anwendung in der Automobilindustrie . . . . .	4
2.1.3 Aktive Finite-Elemente Menschmodelle . . . . .	6
2.1.4 Validierungsmethoden . . . . .	9
2.2 Validierungsexperimente für aktive Finite-Elemente Menschmodelle . .	12
2.2.1 Experimentelle Vorgehensweisen . . . . .	12
2.2.2 Herausforderungen am Beispiel des EU-Projekts SENIORS . . .	14
2.3 Zielsetzung . . . . .	18
<b>3 Entwicklung des Studiendesigns</b>	<b>19</b>
3.1 Übersicht über potenzielle Referenzexperimente . . . . .	19
3.2 Wartenberg-Pendeltests von van der Meché und van Gijn . . . . .	24
3.3 Zeitliche Aufmerksamkeitslenkung der Studienteilnehmer (Countdown)	27
3.4 Erfassung der EMG-Aktivität vor Versuchsstart . . . . .	29
3.5 Erfassung des EMG-Ruhemuskeltonus . . . . .	31
<b>4 Material und Methoden</b>	<b>35</b>
4.1 Freiwilligenkollektiv . . . . .	35
4.2 Versuchsaufbau und Instrumentierung . . . . .	36

4.3	Versuchsprotokoll . . . . .	39
4.4	Datenauswertung und Darstellung der Ergebnisse . . . . .	44
4.4.1	Kinematik . . . . .	44
4.4.2	EMG-Aktivität . . . . .	47
4.4.3	Herangehensweise zur Identifikation von passiven Validierungsversuchen . . . . .	50
<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>53</b>
5.1	EMG-Ruhemuskeltonus . . . . .	53
5.2	Einfluss eines Countdowns auf die Versuchsergebnisse . . . . .	55
5.2.1	Kinematik . . . . .	55
5.2.2	EMG-Aktivität . . . . .	57
5.3	Individuelle Ergebnisse . . . . .	65
5.4	Versuche (annähernd) passiver Kinematik . . . . .	91
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>102</b>
6.1	Einordnung der Versuchsergebnisse . . . . .	102
6.1.1	Kinematik . . . . .	102
6.1.2	EMG-Aktivität . . . . .	106
6.2	Einfluss eines Countdowns auf Validierungsversuche . . . . .	114
6.2.1	Kinematik . . . . .	115
6.2.2	EMG-Aktivität . . . . .	116
6.3	EMG-Normalisierung zum Ruhemuskeltonus . . . . .	121
6.3.1	Interpretation des EMG-Signals in Abhängigkeit des Normalisierungsfaktors . . . . .	121
6.3.2	Belastbarkeit der individuellen Normalisierungsfaktoren . . . . .	123
6.3.3	Bewertung des EMG-Ruhemuskeltonus als Normalisierungsfaktor	126
6.3.4	Anwendung im Kontext der experimentellen Biomechanik . . . . .	128
6.4	Versuche (annähernd) passiver Kinematik . . . . .	129
6.4.1	Einzelfallmethode . . . . .	129
6.4.2	Grenzwertmethode . . . . .	133

---

6.4.3	Potenzielle Anwendungsbereiche der Grenzwertmethode . . . . .	137
<b>7</b>	<b>Schlussfolgerungen und Ausblick</b>	<b>139</b>
	<b>Zusammenfassung</b>	<b>147</b>
	<b>Abstract</b>	<b>150</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>153</b>
	<b>Appendix A</b>	<b>181</b>
	<b>Appendix B</b>	<b>186</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>197</b>
	<b>Affidavit</b>	<b>198</b>

# Abbildungsverzeichnis

- 1 Schematische Erstellung eines Finite-Elemente Menschmodells: Abbildung eines Transversalschnitts durch einen Menschen (links), der durch ein Finite-Elemente Menschmodell (mittig) (jeweils Querschnitt auf Höhe des Sternums) mithilfe einer endlichen Anzahl von Subvolumina (Elemente) (rechts) vereinfacht abgebildet wird (aus Cronin (2011) [7]) . . . . . 4
- 2 Darstellung zweier Finite-Elemente Menschmodellfamilien, mithilfe derer Fahrzeuginsassen (z.B. Total HUMAN Model for Safety (THUMS), links, Bildquelle online verfügbar, [32]) und Fußgänger (z.B. Global Human Body Model (GHBM), rechts, Bildquelle online verfügbar, [33]) verschiedener Bevölkerungsanteile virtuell repräsentiert werden . . . . . 5
- 3 Beispiel für eine Risikokurve zur Abschätzung der Verletzungswahrscheinlichkeit der unteren Extremitäten (y-Achse) in Abhängigkeit einer aufgetragenen Kraft (x-Achse) (links); Beispiel für eine Schutzmaßnahme (Airbag) im Fußraum zur Reduktion der Verletzungswahrscheinlichkeit der unteren Extremitäten (rechts) (beides aus Schmitt (2020) [5]) . . . . . 6
- 4 Sagittale Ansicht von Simulationen einer Frontalverzögerung mit einem Finite-Elemente Menschmodell mit drei verschiedenen Muskelcontroller-Konfigurationen: ohne Aktivierung des Steuerungselements im Sinne eines postmortalen Testobjekts (kein Muskelzug abgebildet) (links), mit Handlungsregelung (mittig), repräsentativ für einen entspannten Freiwilligen sowie mit Handlungs- und Kraftregelung zur Abbildung eines angespannten Freiwilligen (rechts) (aus Kato et al. (2017) [16]) . . . . . 8
- 5 Im Uhrzeigersinn von links oben: Kinematik eines Probanden während einer Frontalverzögerung von 0,8-facher Erdbeschleunigung mit entspannter versus angespannter Muskulatur. Der Einfluss der Muskelaktivierung auf die Kinematik und Position des Oberkörpers wird zu drei verschiedenen Zeitpunkten dargestellt (aus Ejima et al. (2009) [88]); korrespondierende Simulationen mit dem Finite-Elemente Menschmodell THUMS mit unterschiedlicher Muskelcontroller Ansteuerung nähern virtuell die angespannte bzw. entspannte Kinematik des Freiwilligen an (Bildquelle online verfügbar, [102]) . . . . . 13
- 6 Sagittale Bewegungsabfolge eines jungen (linke Spalte) und eines älteren (rechte Spalte) freiwilligen Teilnehmers an der SENIORS-Studie infolge einer frontalen Schlittenverzögerung von ca. 3,5-facher Erdbeschleunigung (bei Bremskontakt ( $t=0$  ms) und 130, 150 und 200 ms nach Bremskontakt) (aus López Valdés et al. (2018a) [104]) . . . . . 15

7	Zeitverlauf eines Hautmarkers am Kopf infolge einer frontalen Verzögerung von ca. 3,5-facher Erdbeschleunigung (3,5 g) in Form von zwei Korridoren, die jeweils den mittleren Verlauf (durchgängige Linie) sowie die Standardabweichung in zwei Raumrichtungen (schraffierter Bereich) einer jungen (grün) bzw. älteren (rot) Freiwilligenkohorte in der Sagittalebene repräsentieren; die Bewegung erfolgt von rechts (Bremskontakt) nach links (aus López Valdés et al. (2018a) [104]) . . . . .	15
8	Schematischer Ablauf eines Kopffall-Tests zur Ermittlung u.a. der dynamischen Antwort der Nacken- und Halsmuskulatur, bei dem in Anlehnung an Ito et al. (1997) [112] der Kopf eines Freiwilligen mittels einer Aufhängung („Release system“) kurzzeitig isoliert frei fallen gelassen und anschließend aufgefangen wird (aus Le Flao et al. (2018) [116]) . . . . .	20
9	Schematischer Ablauf eines Pendeltests nach Wartenberg: Nachdem der Unterschenkel ausgehend aus einer horizontalen Ausgangsposition (rechts oben, 1) mehrmals frei durchschwingt, kommt er in einer Endposition (rechts oben, 2) zum Stillstand. Der Verlauf des Kniewinkels (Diagramm, blaue Linie) in Seitansicht beinhaltet eine Auswahl typischer Messgrößen: Winkeldifferenz zwischen Ausgangs- und Endposition (A0), maximaler Flexionswinkel (A1), Winkeldifferenz zwischen maximaler Flexion und dem ersten Minimum in Extension (A2) sowie Relaxationsindex (A1/A0) (beides aus Lotfian et al. (2016) [132]) . . . . .	22
10	Pendelzeiten (Engl.: „Fall time“) in Millisekunden, die van der Meché und van Gijn (1986) innerhalb der gesunden Kontrollgruppe (a, b) bzw. bei Patienten mit verschiedenen neurologischen Krankheitsbildern (c-j) ermittelt haben. Die jeweils linke Spalte zeigt die Medianwerte der zehn Versuchsdurchgänge pro Proband bzw. Patient mit Muskelreaktion des M. vastus lateralis, die jeweils rechte Spalte repräsentiert den Median der Versuche, die ohne muskuläre Reaktion abliefen. Messwerte oberhalb von 500 Millisekunden werden nicht im Detail präsentiert [121] . . . . .	25
11	Hierarchische Übersicht über die Komponenten, die unter den Oberbegriff des Muskeltonus (Engl.: „muscle tone“) fallen (aus Simons und Mense (1998) [241]). Der Anteil, welcher laut Simons und Mense bei nicht völliger Entspannung gesunder Probanden im Elektromyographie-Signal in Ruhe messbar ist (Engl.: „electrogenic contraction (normal)“), wurde für die vorliegende Dissertation blau eingefasst . . . . .	32
12	Laterale Ansicht des Versuchsaufbaus: Tisch mit Rückenlehne, auf dem die Probanden Platz nahmen (a), Holzklappe mit Auslöserarm, auf dem die Probanden ihre rechte Ferse positionierten (b) sowie Position der High-Speed-Kamera (c) bzw. der Kamera von oben (d) zur optischen Erfassung der Knie-Pendeltests . . . . .	36

---

13	Laterale Ansicht der Beinposition auf der Holzklappe in der Versuchshaltung, unmittelbar vor Auslösung eines Pendeltests: die rechte Ferse des Probanden liegt entspannt auf der Fallklappe auf, der linke Unterschenkel hängt frei (Anmerkung: die graue Fesselmanschette ist nicht Teil der vorliegenden Fragestellung) . . . . .	39
14	Schematischer Ablauf der Unterschenkelkinematik: lateraler Videoausschnitt zum Zeitpunkt Null (Ausgangsposition) (links) und bei Durchschreitung des Malleolusmarkers von 65° (mittig) (P18, Versuch 06); der Verlauf der Markerverfolgung von Os metatarsale V, Malleolus, Caput tibiae und Fußrücken sowie der Fallklappe über die Zeit geht aus den blauen Trajektorien hervor (mittig); ein beispielhaft aus mehreren Malleolustrajektorien errechneter kinematischer Korridor beinhaltet den Mittelwert (durchgängige Linie) sowie die Standardabweichungen in zwei Dimensionen (gestrichelte Linien) in Millimetern (rechts) . . . . .	46
15	Schematische Darstellung eines Boxplots zur Veranschaulichung von zentralen Kennwerten der Verteilung einer kontinuierlichen Variable auf der x-Achse: Minimalwert, 25., 50. und 75. Perzentil, Maximalwert sowie Ausreißer (Kreise) bzw. Extremwerte (Sternchen), die innerhalb des 1,5- bis 3-fachen Interquartilsabstands bzw. außerhalb des 3-fachen Interquartilsabstands liegen . . . . .	47
16	Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) der neun Probanden vor (x-Achse) bzw. nach (y-Achse) der Pendeltest-Versuchsreihe prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) der folgenden Muskeln der rechten Körperhälfte: M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau), M. vastus lateralis (dunkelblau), M. tibialis anterior (orange), M. gastrocnemius (lila) (n=44; P08, M. vastus lateralis ist zur besseren Anschaulichkeit nicht abgebildet) . . . . .	53
17	Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 08 vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe . . . . .	54
18	Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 10 (links) bzw. 12 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe . . . . .	54
19	Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 13 (links) bzw. 14 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe . . . . .	55

20	Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) Proband 15 (links) bzw. 16 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe . . . . .	55
21	Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 17 (links) bzw. 18 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe .	55
22	Boxplots der Pendeldauer (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel in Abhängigkeit des Vorhandenseins einer zeitlichen Ankündigung des Versuchsstarts (Countdown) (n = 90 mit Countdown; n = 45 ohne Countdown) . . . . .	56
23	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen ohne (links, n = 45) bzw. mit (rechts, n = 90) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	57
24	Boxplots der Onsetzeitpunkte (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)) und M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . .	58
25	Boxplots der Maxima-Zeitpunkte (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)) und M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . .	59
26	Boxplots des Zeitraums zwischen Onset und Maximum (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal in Abhängigkeit eines Countdowns der folgenden Muskeln: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . .	60
27	Boxplots des Zeitraums zwischen Onset und Offset (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) .	61

- 
- 28 Boxplots (Ausschnitt) des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln im Detail in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . . 62
- 29 Boxplots (Ausschnitt) des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach  $t_0$  (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln im Detail in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . . 62
- 30 Boxplots der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . . 63
- 31 Boxplots der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . . 64
- 32 Boxplots (Ausschnitt) der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . . 64
- 33 Boxplots (Ausschnitt) der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . . 65
- 34 Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der neun Probanden (n=135); lila: fehlender Countdown, türkis: vorhandener Countdown . . . . . 66



35	Individuelle Pendeldauern (ms) (Ausschnitt) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der neun Probanden (n=120); lila: fehlender Countdown, türkis: vorhandener Countdown . . . . .	67
36	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 08 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	67
37	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 10 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	68
38	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 12 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	68
39	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 13 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	68
40	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 14 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	69
41	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 15 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	69
42	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 16 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	69
43	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 17 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	70
44	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 18 auf Basis von Versuchen ohne (links, n=5) bzw. mit (rechts, n=10) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	70
45	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	71
46	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	72

---

47	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Maximalkraft (MVC)); rot: M. biceps femoris, hellblau: M. rectus femoris, dunkelblau: M. vastus lateralis; Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	72
48	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	72
49	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	73
50	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	73
51	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	73
52	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	74
53	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	74
54	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	74
55	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	75
56	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	75

57	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	75
58	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	76
59	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	76
60	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	76
61	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	77
62	Elektromyographie (EMG)-Maxima nach $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	77
63	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	78
64	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	78
65	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert; Versuch 4, RF nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität . . . . .	79

---

66	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert; Versuch 4, RF nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität . . . . .	79
67	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert; Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität . . . . .	79
68	Elektromyographie (EMG)-Aktivität der folgenden Muskeln vor $t_0$ von Proband 12 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert; Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität . . . . .	80
69	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	80
70	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	80
71	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	81
72	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	81
73	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	81
74	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	82

75	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	82
76	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	82
77	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	83
78	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	83
79	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	83
80	Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit * markiert . . . . .	84
81	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel) . .	85
82	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	85
83	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=74, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 4, RF, nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)	85

---

84	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=74, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 4, RF, nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)	86
85	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=72, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)	86
86	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=72, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)	86
87	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	87
88	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	87
89	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	87
90	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	88
91	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	88
92	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	88

93	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel) . . .	89
94	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	89
95	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel) . . .	89
96	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	90
97	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel) . . .	90
98	Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor $t_0$ der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)	90
99	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, die nach $t_0$ keine Muskelreaktion in Unterschenkelstrecker und -beuger aufweisen (n=9, mit Countdown) . . . . .	91
100	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis aller Versuche (links, n=135) bzw. der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (rechts, n=9) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung	92
101	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (links, n=9) bzw. der passiven Versuche von Proband 15 (rechts, n=6) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	92
102	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, die nach $t_0$ keine Muskelreaktion im M. vastus lateralis aufweisen (n=45, mit bzw. ohne Countdown) . . . . .	93

---

103	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis der Versuche, in denen der VL nicht aktiv war (links, n=45) bzw. der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (rechts, n=9) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	93
104	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion kleiner oder gleich 10, 5, 4, 3 oder 2 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist gegenüber der Spannweite der Pendeldauern des Gesamtdatensatzes . . . . .	94
105	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach $t_0$ kleiner oder gleich 10, 5, 4, 3 oder 2 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist . . . . .	94
106	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach $t_0$ kleiner oder gleich 3 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist (n=25, mit bzw. ohne Countdown) . . . . .	95
107	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach $t_0$ kleiner oder gleich 1000, 800 oder 500 % Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist . . . . .	96
108	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach $t_0$ kleiner oder gleich 800 % Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist (n=22, mit bzw. ohne Countdown) . . . . .	96
109	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ kleiner oder gleich 1,00, 0,75, 0,50 oder 0,40 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist . . . . .	97
110	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit Countdown, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ kleiner oder gleich 1,00, 0,75, 0,50 oder 0,40 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist . . . . .	97
111	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ kleiner oder gleich 0,75 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist (n=37, mit bzw. ohne Countdown) . . . . .	98
112	Jeweils über die ersten 500 ms der Pendelbewegung und im Uhrzeigersinn von links oben: kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (n=9), der Versuche mit Maximalaktivität kleiner oder gleich 3 % Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft (MVC) (n=25) bzw. 800 % EMG-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) (n=22) bzw. einer EMG-Aktivität vor $t_0$ kleiner oder gleich 0,75 % MVC mit Countdown (n=23) . . . . .	98



113	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ kleiner oder gleich 200, 150, 140 oder 125 % EMG-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist, in Abhängigkeit eines Countdowns . . . . .	99
114	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit Countdown, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor $t_0$ kleiner oder gleich 200, 150, 140 oder 125 % EMG-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist, in Abhängigkeit eines Countdowns . . . . .	100
115	Individuelle Pendeldauern (ms) (Ausschnitt) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt in Unterschenkelstrecker und -beuger, in Abhängigkeit eines Countdowns . . . . .	100
116	Individuelle Pendeldauern (ms) (Ausschnitt) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt im M. vastus lateralis, in Abhängigkeit eines Countdowns . . . . .	101
117	Boxplots des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach $t_0$ (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . .	189
118	Boxplots des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach $t_0$ (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) (n = 71 (Countdown ja) bzw. n = 50 (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) (n = 30 (Countdown ja) bzw. n = 51 (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) (n = 44 (Countdown ja) bzw. n = 46 (Countdown nein)) . . . . .	189
119	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von allen Versuchen (links, n=135) bzw. Versuchen von Proband 08 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	190
120	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 10 (links, n=15) bzw. Proband 12 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	190
121	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 13 (links, n=15) bzw. Proband 14 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	190
122	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 15 (links, n=15) bzw. Proband 16 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	191

123	Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 17 (links, n=15) bzw. Proband 18 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung . . . . .	191
124	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt in Unterschenkelstrecker und -beuger, in Abhängigkeit eines Countdowns	196
125	Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt im M. vastus lateralis, in Abhängigkeit eines Countdowns . . . . .	196

---

**Tabellenverzeichnis**

1	Alter, Körpergröße, Körpermasse und Angaben zu regelmäßig ausgeübten Sportarten des Probandenkollektivs (n=9) . . . . .	35
2	Übersicht über die vor bzw. während des Pendeltests mittels Elektromyographie erfassten Muskeln der rechten bzw. linken Körperseite sowie die in dieser Arbeit hiernach verwendeten Abkürzungen . . . . .	38
3	Übersicht über die Zuteilung der neun Probanden in die drei verschiedenen in der vorliegenden Dissertation durchgeführten Versuchskonditionen unter Angabe der Versuchsnummer (1-18), des Vorhandenseins eines Countdowns (ja/nein) und des geforderten Reaktionstyps (passiv/aktiv)	40
4	Übersicht der auf die drei Elektromyographie (EMG)-Kennwerte angewendeten Grenzwerte relativ zur Maximalkraft (% MVC) bzw. zum EMG-Ruhemuskeltonus (% EMG-RMT), die im Zuge der Grenzwertanalyse in Bezug zur Malleolus-Pendeldauer untersucht wurden: maximale EMG-Aktivität vor und nach $t_0$ und EMG-Onsetzeitpunkt nach $t_0$ . . . . .	51
5	Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. biceps femoris (BF), M. rectus femoris (RF) bzw. M. vastus lateralis (VL), die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden; auffällige Werte sind fett gedruckt (Angaben in mV) . . . . .	124
6	Anthropometrische Maße (cm), die an den Probanden erfasst wurden .	181
7	Übersicht über die (Gelenk-) Winkel, die in der Versuchshaltung von jedem der neun Probanden erfasst wurden (rechte Körperhälfte) . . . .	182
8	Initiale Sitzwinkel der Probanden ( $^{\circ}$ ); die Messstrecken beziehen sich auf Tabelle 7 . . . . .	183
9	Fotos der Probanden in Versuchsposition: laterale Übersicht und frontale Fußposition auf der Fallklappe (Probanden 08-14) . . . . .	184
10	Fotos der Probanden in Versuchsposition: laterale Übersicht und frontale Fußposition auf der Fallklappe (Probanden 15-18) . . . . .	185
11	Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. biceps femoris, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden . . . . .	186
12	Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. gastrocnemius, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden . . . . .	186

13	Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft- (MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. rectus femoris, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden . . . . .	187
14	Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft- (MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. tibialis anterior, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden . . . . .	187
15	Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft- (MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. vastus lateralis, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden . . . . .	187
16	Minimum, Maximum, Anzahl (n) und 25., 50. und 75. Perzentil der Boxplot-Verteilungen der Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel, Niveau der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor und nach $t_0$ (% EMG-Maximalkraft (MVC) bzw. % EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) und Onset, Zeitpunkt des Maximums, Dauer bis Maximum und Gesamtdauer, jeweils mit bzw. ohne Countdown (BF: M. biceps femoris; RF: M. rectus femoris; VL: M. vastus lateralis) . . . . .	188
17	Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der neun Versuche, in denen kein Elektromyographie (EMG)-Onset, - Maximum oder -Offset lokalisiert wurde . . . . .	191
18	Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 45 Versuche, in denen kein Elektromyographie (EMG)-Onset, - Maximum oder -Offset im M. vastus lateralis lokalisiert wurde . . . . .	192
19	Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 25 Versuche, in denen die muskuläre Reaktion der Beinbeuger- und Streckermuskeln kleiner oder gleich 3 % Elektromyographie-Maximalkraft (MVC) ist . . . . .	193
20	Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 22 Versuche, in denen die muskuläre Reaktion der Beinbeuger- und Streckermuskeln kleiner oder gleich 800 % Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist . . . . .	194
21	Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 37 Versuche, in denen die EMG-Aktivität von Beinbeuger- und Streckermuskeln vor $t_0$ kleiner oder gleich 0,75 % Elektromyographie-Maximalkraft (MVC) ist . . . . .	195

---

## Abkürzungsverzeichnis

ASIS	Spina iliaca anterior superior (Engl. Anterior superior iliac spine)
BF	Musculus biceps femoris
EMG	Elektromyographie (-Gerät), Elektromyogramm
EMG-RMT	Ruhemuskeltonus im Elektromyogramm
Engl.	im Englischen
FE(M)	Finite-Elemente (Methode)
$g$	Erdbeschleunigung ( $9,81 \text{ m s}^{-2}$ )
GC	Musculus gastrocnemius
GHBMC	Global Human Body Models Consortium
IQA	Interquartilabstand
LMU	Ludwig-Maximilians Universität
MVC	EMG der isometrischen Maximalkontraktion
MW	Mittelwert
$p$	p-Wert, Signifikanzwert eines statistischen Testverfahrens
P	Proband
PMTO	Postmortales Testobjekt
$\rho$	Spearman'sches Rho, Rangkorrelationskoeffizient
RF	Musculus rectus femoris
SD	Standardabweichung
SENIORS	Safety ENhanced Innovations for Older Road UserS (EU-Projekt)
TA	Musculus tibialis anterior
THUMS	Total HUman Model for Safety (Menschmodell auf Basis der Finite-Elemente Methode)
VL	Musculus vastus lateralis



---

# 1 Einleitung

Weltweit sterben jährlich schätzungsweise 1,35 Millionen Menschen durch Verkehrsunfälle [1]. Allein in Deutschland sind im Jahr 2020 weitaus mehr als zwei Millionen Verkehrsunfälle registriert worden, wobei 2.719 Verkehrstote und über 300.000 Verletzte verzeichnet werden mussten [2]. Obgleich die Zahlen seit dem Spitzenreiterjahr 1970 zunehmend gesunken sind [3], sind immer noch zu viele Schicksale betroffen. Der Nachweis, dass bisher entwickelte Sicherheitsmaßnahmen wie die Einführung der Gurtanlegepflicht Wirkung zeigten [4], ist ein kontinuierlicher Ansporn, zur weiteren Reduktion von Unfallzahlen bzw. -folgen beizutragen.

Die Trauma- oder Verletzungsbiomechanik beschäftigt sich in diesem Zusammenhang mit den mechanischen Einwirkungen, die zum Verletzungsgeschehen beitragen. Während ihr systematisch-wissenschaftlicher Ursprung in das 19. Jahrhundert zurückreicht [5], hat sich die Traumabiomechanik im Verlauf des 20. Jahrhunderts zunehmend auf das Ziel fokussiert, Verkehrsteilnehmer vor schweren Verletzungen zu schützen [6].

Voraussetzung für die Bewertung und Weiterentwicklung von Schutzmaßnahmen für Unfallvorgänge ist ein tiefgreifendes Verständnis von Verletzungsmechanismen, die in Abhängigkeit von Belastungen unterschiedlichster Natur auftreten [5]. Für die Abbildung und Interpretation des Verhaltens des menschlichen Körpers unter Belastung haben sich verschiedene Hilfsmittel etabliert, wobei Tiermodelle, postmortale Testobjekte (PMTO), anthropomorphe Messpuppen, allgemein geläufiger unter dem Begriff des „Crashtest-Dummy“, und digitale Menschmodelle anzuführen sind [7]. Auf einem unkritischen Belastungsniveau kommt im Zuge dessen auch Freiwilligenversuchen eine zunehmend relevante Rolle zu, da sie als einzige den Einfluss von Muskelaktivität wiedergeben können.

Um Vertrauen in ein Modell zu gewinnen, muss es dem Verhalten des Körpers und Versagen menschlichen Gewebes möglichst nahe kommen. Der hierfür zu erbringende Nachweis erfolgt durch Validierung, d.h. in dem mittels Gegenüberstellung mit experimentellen Daten das Ausmaß ermittelt wird, wie dicht ein Modell der Realität nahe kommt [8].

Aufgrund verschiedener modellinhärenter Unzulänglichkeiten anthropomorpher Messpuppen, Verletzungen abbilden zu können bzw. ethischer Bedenken in Bezug auf den Einsatz von PMTO und Tiermodellen, rückten im Zuge verbesserter Rechenleistungen [5, 6, 9, 10] und Materialmodelle [11–13] in den letzten Jahrzehnten zunehmend Finite-Elemente (FE) Menschmodelle in den Fokus traumabiomechanischer Methoden [14]. Im Gegensatz zu anderen Surrogaten bzw. Freiwilligen lassen sich mithilfe von FE

---

Modellen Deformationen und Verletzungen bis auf die Gewebeebene [15] unter hohen Belastungen sowie seit einigen Jahren auch aktive Muskelzüge abbilden bzw. vorher-sagen [16–19].

Insbesondere im Hinblick auf die Herausforderungen, die im Zuge des automatisierten Fahrens bei der Absicherung von Insassen in neuen Sitzpositionen im Automobil auf die Traumabiomechanik zukommen [20], wird die simulationsbasierte Verletzungsprä-diktion mit aktiven FE Modellen zunehmend Anwendung finden [21]. Bis dato sind nur wenige Experimente verfügbar, die hierfür in Ansätzen eine qualifizierte Validierung des virtuellen Muskelzugs erlauben würden. Experimentellen Datensätzen hafteten in der Vergangenheit bereits oftmals Unsicherheiten an, die die Validierung erschweren kön-nen [22]. Hinzu kommt, dass die hohe Diversität experimenteller Antworten [7], z.B. aufgrund von Muskelaktivität, die Validierung passiver bzw. aktiver Modellelemente beeinträchtigt. Universelle Standards bzw. Handlungsempfehlungen für die Durchfüh-rung und Bewertung von Freiwilligenversuchen fehlen weitestgehend.

In der vorliegenden Dissertation sollen neue experimentelle Daten mit Freiwilligen ethisch unbedenklich erhoben werden, deren Konzipierung und Auswertung spezifisch auf die Eignung als objektive Validierungsgrundlage für FE Modelle ausgerichtet wird. Hierbei soll die Bewertung eines FE Modells hinsichtlich eines realgetreuen, passiven Verhaltens des Weichgewebes im Fokus stehen, um Entwicklern numerischer Modelle die isolierte Feinabstimmung passiver und aktiver Modellstrukturen zu ermöglichen. Im Zuge dessen sollen aus der Arbeit Empfehlungen für den rückwirkenden Umgang mit experimentellen Validierungsdaten sowie Ratschläge für die künftige Projektierung von Freiwilligenversuchen hervorgehen.



## 2 Stand der Forschung und Zielsetzung

### 2.1 Finite-Elemente Menschmodelle

#### 2.1.1 Grundlagen

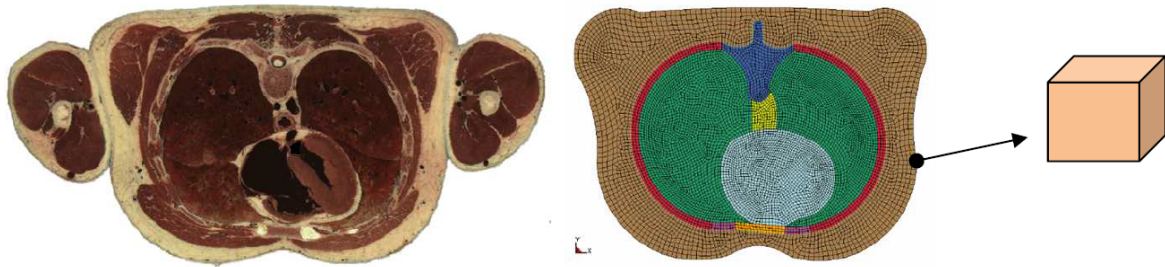
Unter dem Begriff der Simulation versteht sich das virtuelle Nachstellen von Experimenten, um auf das Verhalten im Realgeschehen schlussfolgern zu können [8]. Eine Simulation erfolgt in einem System, welches physisch existierende Dinge darstellt, deren Interaktionen sich beobachten lassen [23]. Hierbei wird mindestens ein Modell betrachtet, welches ein „beschränktes Abbild der Wirklichkeit“ repräsentiert [24]. Ein Modell ist also niemals ideal und stellt immer eine Vereinfachung eines Systems bzw. der Realität dar; es kann jedoch unter gewissen Annahmen die Realität hinreichend approximieren [7].

Mit einem Finite-Elemente Modell wird ein Objekt virtuell repräsentiert, in dem es in eine endliche (finite) Anzahl kleinerer bzw. niederdimensionaler Einheiten (Elemente) einer bestimmten Masse und eines gewissen Materials unterteilt, d.h. diskretisiert, wird [7]. Für den Modellaufbau müssen somit gewisse Eingangsgrößen wie Objektgeometrie und Materialcharakteristika bekannt sein [5].

Im Fall von FE Menschmodellen stellt sich der Modellaufbau wie folgt dar. Zunächst wird basierend auf medizinischem Bildmaterial, welches einen Blick in das Innere des Menschen erlaubt, ein dreidimensionales Objekt des Körpers mithilfe von (halb-)automatisierten sogenannten Segmentierungsverfahren erstellt. Die geometrische Basis beruht also in der Regel auf Magnetresonanz-, Computertomographie- oder Röntgenaufnahmen [25]. Zum Freischneiden von anatomischen Strukturen kann beispielsweise die Grauwertabstufung genutzt werden, die auf der gewebsspezifischen Dichte beruht [26].

Nach anschließender Vernetzung, d.h. Unterteilung der digitalisierten Geometrie in eine Vielzahl von Subvolumina, entstehen ein-, zwei- bzw. dreidimensionale geometrische Figuren (Elemente), die den komplexen Körper vereinfacht abbilden [25]. In Abbildung 1 wird diese Abstraktion veranschaulicht [7]. Aktuelle Menschmodelle können aus über zwei Millionen Elementen bestehen [27].

Angrenzende Elemente teilen sich sogenannte Knotenpunkte. Nach Diskretisierung der anatomischen Strukturen wird jedem Element in Abhängigkeit des zu repräsentierenden Gewebetyps eine Materialdefinition zugewiesen. Die Elemente geben somit zugleich die Massenverteilung im Modell wieder. Materialcharakteristika werden wiederum mithilfe von Experimenten mit Tier- oder Humanmaterial erhoben.



**Abbildung 1:** Schematische Erstellung eines Finite-Elemente Menschmodells: Abbildung eines Transversalschnitts durch einen Menschen (links), der durch ein Finite-Elemente Menschmodell (mittig) (jeweils Querschnitt auf Höhe des Sternums) mithilfe einer endlichen Anzahl von Subvolumina (Elemente) (rechts) vereinfacht abgebildet wird (aus Cronin (2011) [7])

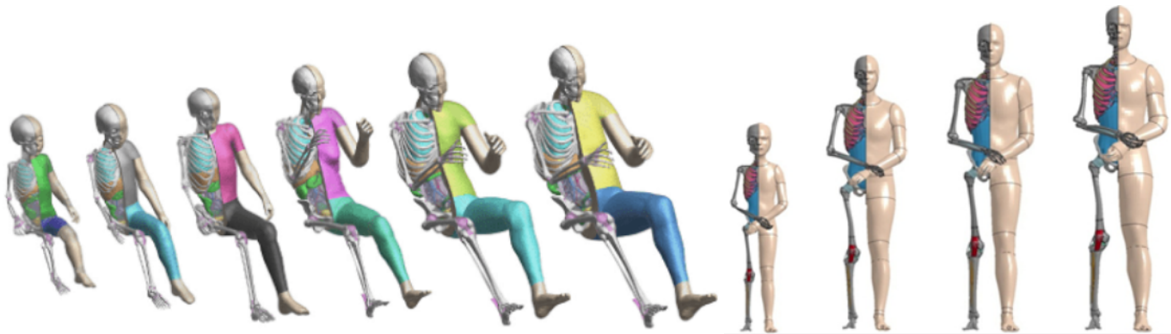
Nach Abbildung eines realen Objekts in Form eines Modells innerhalb eines der Realität nachempfundenen Systems („pre-processing“) wird im Rahmen eines Simulationslaufs ein realer Lastfall nachgestellt (Rechenphase). Heutzutage stellt die Finite-Elemente Methode (FEM) das meistverwendete Berechnungsverfahren von numerischen Simulationen dar, bei dem Differentialgleichungen an diskreten Knotenpunkten des FE Modells gelöst werden. Mit zunehmender Modellkomplexität, d.h. Verfeinerung des Netzes, bzw. wachsender Modellgröße kann ein Simulationslauf mit relativ hohen Rechenkosten verbunden sein [28]. Vorüberlegungen zu Simulationen beinhalten deshalb auch immer eine Abwägung zwischen der Netzqualität, d.h. Modellgenauigkeit, der Anzahl an Recheniterationen, d.h. der Anzahl an zu lösenden Differentialgleichungen in Form der Knotenanzahl, und der zeitlichen Auflösung. Die FEM darf somit immer nur als idealerweise hinreichende Approximation realer Geschehnisse verstanden werden.

Nach Abschluss des numerischen Berechnungsverfahrens können auf Basis von Knotenverschiebungen unter Lastauftragung u.a. Deformationen der Elemente quantifiziert werden („post-processing“). Auf Basis der spezifischen Materialcharakteristika jedes Elements kann die Kausalität zwischen aufgebrachter Last und resultierender Deformation hergestellt werden.

### 2.1.2 Anwendung in der Automobilindustrie

Das mächtige Potenzial von Simulation mit FE Menschmodellen zur Evaluation dynamischer Ausgangsgrößen wie Spannungen oder Kraft macht sich nicht nur die Forschung zunutze. Seit Jahrzehnten nimmt der Einsatz von Finite-Elemente Modellen zur Vorhersage des dynamischen Verhaltens und Versagens des menschlichen Körpers in der Luftfahrt- und Automobilindustrie zu. Grund hierfür ist die wachsende Detailgenauigkeit der Modelle sowie die verfügbare Rechenleistung [29].

Hierbei sind zwei Modellfamilien, das Total HUMAN Model for Safety (THUMS) [18] und das Global Human Body Model (GHBM) [25] hervorzuheben, die aktuell den höchsten Entwicklungsstand von Ganzkörpermodellen darstellen. In begrenztem Umfang werden hierbei verschiedene Populationsanteile in Form von Fußgängern und Fahrzeuginsassen repräsentiert. Dies umfasst Kinder- und Erwachsenenmodelle sowie weibliche und männliche Repräsentanten (Abbildung 2). Aktuell werden lediglich diskrete Bevölkerungsanteile, nämlich das 50., 5. und 95. Perzentil, berücksichtigt. Ältere [30] bzw. übergewichtige [31] Menschen finden auch zunehmend Beachtung.



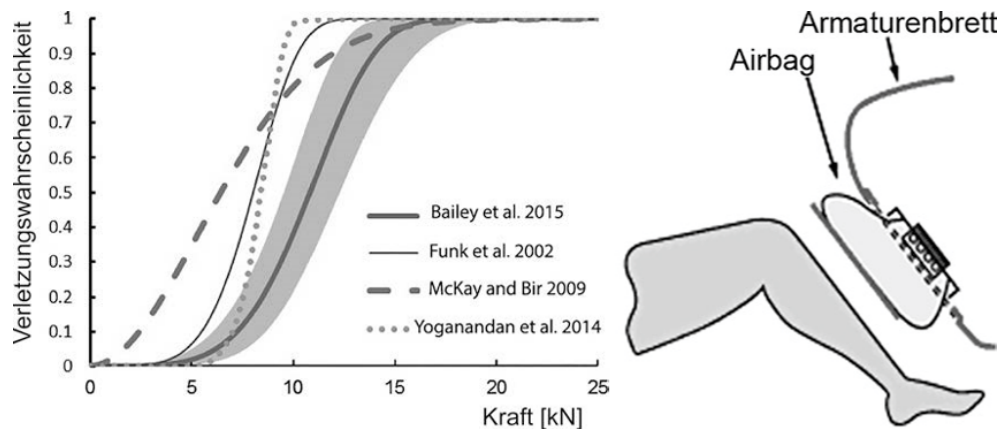
**Abbildung 2:** Darstellung zweier Finite-Elemente Menschmodellfamilien, mithilfe derer Fahrzeuginsassen (z.B. Total HUMAN Model for Safety (THUMS), links, Bildquelle online verfügbar, [32]) und Fußgänger (z.B. Global Human Body Model (GHBM), rechts, Bildquelle online verfügbar, [33]) verschiedener Bevölkerungsanteile virtuell repräsentiert werden

Forscher sowie Automobil- und Flugzeughersteller erhoffen sich durch virtuelles Testen mit FE Menschmodellen, d.h. Nachstellen hochdynamischer Anprallvorgänge in einem numerischen System, einen Erkenntnisgewinn, der künftig zur Verletzungsprävention bzw. Reduktion der Verletzungsschwere beiträgt. Ein tiefes Verständnis von Verletzungsmechanismen trägt maßgeblich zur Evaluation und Auslegung von Schutzmaßnahmen bei. Hierbei können verschiedene Lastfälle, d.h. beispielsweise frontale oder laterale Anprallrichtungen, berücksichtigt sowie das Verhalten des Menschen in allen Unfallphasen (pre-, in- und post-Crash) selbst bei hohen Kollisionsgeschwindigkeiten detailliert betrachtet werden.

Beispielsweise können Simulationen mit Fußgängermodellen genutzt werden, um Kinematik, Verletzungsmechanismen und Kopfkontaktzeiten bei Kollisionen zwischen Fußgängern und Fahrzeugen abzubilden, um das Schutzz Potenzial von aktiven Motorhauben für Kopfverletzungen zu bewerten [34]. Im Rahmen der Schutzauslegung des Fahrzeuginnenraums kommen zunehmend FE Menschmodelle zum Einsatz, um Rückhalte- und Airbagkonzepte weiter zu entwickeln [35] bzw. zu optimieren, um tödlichen und schwersten Verletzungen im vulnerablen Thorax- [36] und Kopfbereich [37] entgegenzuwirken.

Der zielführenden und belastbaren Anwendung von Menschmodellen liegt ein transparentes Verständnis der Wechselwirkungen zwischen mechanischen Eingangs- und Ausgangsgrößen zugrunde, welche bei biologischem Material bedingt durch gewebs-, alters- oder geschlechtsspezifische Belastungstoleranzen zu unterschiedlichen Verletzungsbildern führen können.

Dieser Transfer erfolgt mithilfe von statistisch erhobenen und im virtuellen System hinterlegten Verletzungsrisikokurven, die auf Basis von Experimenten ermittelt werden. Sie erlauben eine Abschätzung der Wahrscheinlichkeit für eine Verletzung in Abhängigkeit mechanischer Ausgangsparameter wie Dehnrates, Deformation oder Kraft, die im Rahmen eines Simulationslaufs ermittelt werden [38]. Solche Risikokurven lassen beispielsweise Aussagen zur Wirksamkeit von Schutzmaßnahmen für die unteren Extremitäten durch Airbags treffen, in dem sich abschätzen lässt, bei welcher einwirkenden Kraft eine gewisse Verletzung mit 100 % Wahrscheinlichkeit eintritt (Abbildung 3) [5].



**Abbildung 3:** Beispiel für eine Risikokurve zur Abschätzung der Verletzungswahrscheinlichkeit der unteren Extremitäten (y-Achse) in Abhängigkeit einer aufgetragenen Kraft (x-Achse) (links); Beispiel für eine Schutzmaßnahme (Airbag) im Fußraum zur Reduktion der Verletzungswahrscheinlichkeit der unteren Extremitäten (rechts) (beides aus Schmitt (2020) [5])

### 2.1.3 Aktive Finite-Elemente Menschmodelle

In der Vergangenheit lag der Fokus von FE Simulationen auf einem extrem kurzen Zeitraum von wenigen hundert Millisekunden während eines Anprallszenarios. Oftmals sind sich Beteiligte eines drohenden Unfalls bei hohen Geschwindigkeiten nicht bewusst bzw. Muskelreaktionen können bei einer zeitlichen Verzögerung von 60 bis 80 ms naturgemäß in dieser Unfallphase nicht mehr oder nur geringfügig zum Tragen kommen [5]. Deshalb war es in den ursprünglichen FE Modellgenerationen bei der Abbildung hochdynamischer Anprallszenarien nicht erheblich, dass die Muskelaktivität keine Berücksichtigung fand; die Modelle wurden bis vor einigen Jahren ausschließlich passiv, d.h. ohne kontraktile Elemente, ausgeliefert.

Betrachtet man allerdings den Zeitraum unmittelbar vor einem Unfall genauer, können Unfallbeteiligte bei bewusster Erfassung des Vorgangs bei einer längeren Vorlaufzeit eine Vielfalt an Reaktionen in Form von Ausweich- oder Abwehrmanövern vollziehen. Beobachtet wurden in dieser pre-Crash Phase abruptes Anspannen der unteren Extremitäten und Notbremsvorgänge sowie starre Armhaltungen bzw. ein verkrampftes Festhalten an stabilen Strukturen des Fahrzeugs wie dem Lenkrad [39–42]. Im Extremfall können (un-) bewusst eingenommene, sogenannte „out-of-position“ Körperhaltungen zu erhöhten Verletzungsrisiken, z.B. bei der Airbagauslösung [43], führen, wenn bei der Auslegung von Schutzstrukturen diese abweichende Körperposition nicht vorgesehen war. Je länger sich die pre-Crash Phase gestaltet, desto größer können die Diskrepanzen zwischen passiven Modellen und der Realität werden [44].

Die Relevanz zur Implementierung der aktiven Muskelmechanik für die realgetreue Abbildung von Fahrzeuginsassen könnte in Zukunft noch zunehmen, gesetzt der Annahme, dass sich künftige Unfallszenarien aufgrund der steten Weiterentwicklung von aktiven Warn- bzw. Kollisionsvermeidungssystemen durch verringerte Crashgeschwindigkeiten und -verzögerungen auszeichnen [45]. Aktive Bremssysteme können hierbei frühzeitig in potenzielle Kollisionen eingreifen und die Insassenposition beeinflussen.

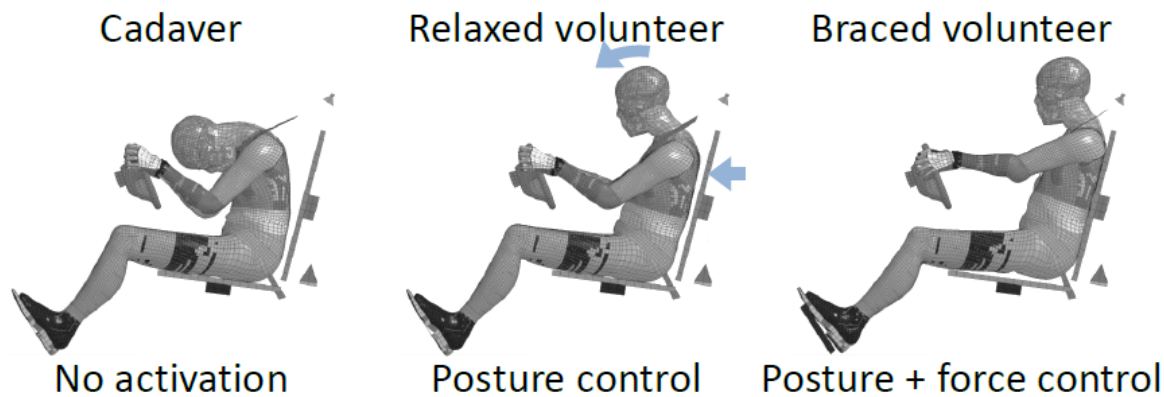
Aufgrund dessen wurde im neuen Jahrtausend zunehmend an der Modellierung des aktiven Muskelapparats von FE Modellen gearbeitet. Mehrere Menschmodelle befinden sich inzwischen in der Entwicklung, die für die Evaluation des Einflusses von Muskelaktivität auf Verletzungsmechanismen in der pre-Crash Phase bzw. unter niedrigen Verzögerungslasten qualifiziert werden [16, 17, 46–52].

Abbildung 4 veranschaulicht, dass sich mittels einer Variation bzw. des (In-)Aktivierens von Steuerungselementen verschiedene kinematische Verhaltensweisen, beispielsweise die eines PMTO (links), eines entspannten (mittig) sowie eines angespannten Freiwilligen (rechts), annähern lassen. Die Abbildung verdeutlicht auch, dass die Kinematik eines entspannten Freiwilligen von der eines PMTO abweicht.

Obgleich die Entwicklung aktiver FE Menschmodelle noch in ihren Kinderschuhen steckt, gibt es bereits einige Hinweise darauf, dass die Muskelaktivität, nicht zuletzt durch Beeinflussung der Kinematik, einen gewichtigen Anteil an Verletzungsmechanismen bei niedrigen Belastungen hat [53–58], womöglich einhergehend mit einem höheren Verletzungsrisiko [59].

Die Implementierung von Muskelaktivität in ein FE Modell erfolgt in der Regel über das Hill-Typ Muskelmodell, welches in seiner Grundform die Hauptkomponenten eines Skelettmuskels, d.h. Muskelgewebe (kontraktilen Element) und Sehne (passives Element) sowie ein Dämpfungselement [60, 61], in Form eines mechanischen Modells widerspiegelt [62].

Anfänglich waren FE Modelle mit relativ simplen Steuerungselementen, sogenannten Controllern, ausgestattet, die lediglich für die Aufrechterhaltung der Körperspannung unter Schwerkraft sorgten. Neuere Menschmodelle können ein realgetreueres Verhalten abbilden und auf eine größere Anzahl an Lastfällen angewandt werden, da sie inzwischen u.a. auch Aspekte der neuromuskulären Verschaltung berücksichtigen. Die Weiterentwicklung beinhaltet beispielsweise die Kontrolle der Muskelregulation über eine Feedback-Schleife [63, 64], Ansätze maschinellen Lernens [65] und Berücksichtigung der neuronalen Reaktionszeitverzögerung [58].



**Abbildung 4:** Sagittale Ansicht von Simulationen einer Frontalverzögerung mit einem Finite-Elemente Menschmodell mit drei verschiedenen Muskelcontroller-Konfigurationen: ohne Aktivierung des Steuerungselements im Sinne eines postmortalen Testobjekts (kein Muskelzug abgebildet) (links), mit Haltungsregelung (mittig), repräsentativ für einen entspannten Freiwilligen sowie mit Haltungs- und Kraftregelung zur Abbildung eines angespannten Freiwilligen (rechts) (aus Kato et al. (2017) [16])

Die Modellintegration von zwei Controllern sorgt aktuell sowohl für die Aufrechterhaltung der Körperposition eines FE Modells unter Schwerkraft als auch für einen aktiven Muskelzug zur Krafterzeugung, der das Modell in seine Ausgangsposition zurückführt, nachdem diese durch externe Einflüsse (z.B. aufgrund von Trägheit infolge einer Verzögerung des Fahrzeugs) verändert wurde [17]. Über Feedback-Schleifen lassen sich in Ansätzen daher auch Reflexreaktionen des Fahrzeuginsassen abbilden [66–68].

Simulationen mit aktiven FE Modellen erlauben somit eine Abschätzung der Kräfte und Momente innerhalb des menschlichen Körpers in Abhängigkeit von verschiedenen Muskelaktivierungs- bzw. Controller-Strategien. Aktuell liegt der Anwenderfokus auf der simulativen Untersuchung des Einflusses zweier Extrema der Muskelaktivität auf

die Kinematik in niedrigenergetischen Frontalverzögerungen (pre-Crash Phase). Hierbei wird in der Regel eine Controller-Konfiguration, die einen entspannten Insassen repräsentieren soll, einer gegenübergestellt, die einen maximal angespannten Insassen abbilden soll [17, 46, 56, 69, 70].

Neben einer stufenlosen Einstellung aller muskulärer Aktivierungslevels erlauben Muskelcontroller auch die Eingabe von zeitlichen Aktivierungsparametern wie Muskelonset, -offset und Zeit bis zum Maximum [58] sowie die Eingabe eines muskulären Grundaktivierungsniveaus. Aktive FE Menschmodelle verfügen somit über eine Vielzahl von sich wechselseitig beeinflussenden Stellschrauben, deren korrekte Einstellung unter gewissen Annahmen das Verhalten eines Menschen in der Wirklichkeit abzubilden vermag.

#### **2.1.4 Validierungsmethoden**

Um simulativ ermittelten Vorhersagen, ganz gleich ob sie mithilfe passiver oder aktiver FE Modelle erlangt wurden, Vertrauen schenken zu können, ist nicht nur eine wirklichkeitsnahe geometrische Modellierung, z.B. von Muskeln, notwendig. Nach der Verifizierung, die sicherstellt, dass ein Modell mathematisch fehlerfrei wiedergegeben wird, ist zu überprüfen, ob die numerischen Ergebnisse dem Verhalten des Menschen unter realen Bedingungen in Form von Experimenten hinreichend entspricht [8]. Dieser aufwändige Vorgang der Modellqualifizierung wird als Validierung bezeichnet.

Die Validierung stellt einen kontinuierlichen Prozess dar, der mit den wachsenden experimentellen und computergestützten Möglichkeiten stetig vertieft werden kann. Jedes FE Modell muss spezifisch gegen korrespondierende experimentelle Daten validiert werden. Ein Modell ist somit immer nur für ausgewählte Lastfälle und Anwendungsbereiche validiert. Ein virtuelles System kann aufgrund verschiedener Limitationen nur unter gewissen Annahmen valide sein. Kann ein Modell den Nachweis gegenüber der Realität ausreichend führen, lässt dies auf belastbare Ergebnisse der numerischen Simulation schließen. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass numerischen Aussagen nicht zu trauen ist, wenn ein Modell die erforderliche Übereinstimmung mit der Realität nicht ausreichend vollbringen kann [7].

Der Validierungsprozess beruht auf der Identifikation von relevanten Antwortparametern und dem Vergleich zwischen dem Verhalten eines Modells im virtuellen System gegenüber experimentellen Daten. Dies kann auf verschiedenen Ebenen erfolgen [7]. In der vorliegenden Arbeit wird die systematische Einteilung des Menschen nach Fuchs (2018) herangezogen [22]. Die biomechanische Modellbildung des menschlichen Körpers wird hier in vier verschiedene Hierarchien unterteilt, nämlich in eine Gewebe-, lokale, regionale und globale Ebene.

Unter die Gewebeebene fallen beispielsweise Bänder, Muskeln oder Fett, die gegen experimentelle Zug- [71] oder Kompressionsversuche [72] validiert werden können. Ganze Knochen werden in der lokalen Ebene betrachtet, die beispielsweise gegen Dreipunktbiegeversuche validiert werden [73, 74]. Auf regionaler Ebene werden ganze Körperteile wie der Thorax betrachtet [75]. In globalen Validierungsversuchen wird der Anspruch erhoben, dass ein Modell den gesamten Körper als komplexe Einheit ausreichend genau wiederzugeben vermag.

Der Nachweis der Validität sollte in hierarchischer Reihenfolge, beginnend auf der kleinsten, einfachsten Ebene bis hin zur komplexen Ganzkörperebene, erfolgen. Nach erfolgreicher Validierung kann ein FE Modell in einem gewissen Lastfall das mechanische Antwortverhalten bis hin zum Versagen, d.h. bei Betrachtung des menschlichen Körpers Merkmalen von Geweberupturen bzw. Frakturen, hinreichend biofidel wiedergeben [76].

Bei dem Transfer zwischen einer experimentellen und einer computergestützten Studie können Fehler, Ungenauigkeit und Unsicherheiten den Validierungsprozess beeinträchtigen. Ein Fehler beschreibt die grundsätzlich vorhandene Diskrepanz zwischen Simulation und Wirklichkeit, während die Genauigkeit bezeichnend dafür ist, wie nah der experimentelle bzw. numerische Wert an die Realität herankommt. Unsicherheiten können mitunter durch mangelhafte Dokumentation der experimentellen Randbedingungen oder den experimentellen Aufbau auftreten [77]. Die Reduktion oder Elimination experimenteller Unsicherheiten kann somit den Validierungsprozess immens erleichtern und zur Verbesserung der Modellvalidität beitragen, indem sie es ermöglicht, den Fokus auf modellbildungsbedingte Herausforderungen der numerischen Abbildbarkeit des Experimentes zu verlagern.

Um eine Aussage darüber treffen zu können, wie gut Simulation und Experiment übereinstimmen, benötigt es ein objektives Maß. Hierfür gibt es verschiedene Ansätze. Da das Verhalten des menschlichen Organismus unter Belastung im Gegensatz zu anthropomorphen Messpuppen oftmals eine geringere Reproduzierbarkeit und höhere intra- und interindividuelle Variabilität aufweist, findet bei Vergleichen zwischen Menschen und Menschmodellen häufig die Korridormethode Anwendung [78].

Bei dieser Methode werden mehrere zeitabhängige Signale, z.B. der Gurtkraftverlauf mehrerer experimenteller Versuchsdurchgänge einer oder mehrerer Probanden, durch statistische Kennzahlen wie Mittelwert und mehrdimensionale Standardabweichungen wiedergegeben [79]. In Bezug auf die Interpretation von Korridoren sollte angemerkt werden, dass individuelle Detailinformationen aufgrund der statistischen Abstraktion



von Primärdaten verloren gehen können [7]. Das numerisch berechnete Signal kann anschließend in Relation zu den experimentell gewonnenen Antwortkorridoren gesetzt werden [78]. Die Validität eines FE Modells richtet sich bei dieser Methode danach, wie gut die numerische Antwort in den experimentellen Korridor fällt [80].

Für die Validierung eines FE Modells stehen grundsätzlich verschiedene Surrogate zur Verfügung. Versuche mit Tiermodellen lassen nur bedingt Rückschlüsse auf menschliches Verhalten zu. Während postmortale Testobjekte (PMTO) geeignet sind, das passive Verhalten und Gewebeversagen des Menschen unter sehr hohen Belastungen zu beobachten, mangelt es ihnen an Körperspannung und muskulären Reaktionen. Im Zuge der Weiterentwicklung aktiver Menschmodelle rücken deshalb zunehmend nichtinvasive Experimente mit freiwilligen Probanden in den Fokus der traumabiomechanischen Forschung, da sie mittels oberflächlicher Elektromyographie (EMG) wertvolle Informationen über die Muskelaktivität liefern.

Selbstverständlich eignen sich Freiwilligenexperimente nur für die Validierung auf regionaler bzw. globaler Ebene. Entgegen den als Pionierversuche erachteten Probandenstudien von Stapp (1957) dürfen Freiwillige heutzutage aus ethischen Gründen nur Belastungen weit unterhalb einer potenziellen Verletzungsgrenze ausgesetzt werden [81]. Das bedeutet zum Beispiel bei Ganzkörperversuchen, dass im Gegensatz zu PMTO-Tests nur pre-Crash- oder Bremsszenarien mit ausreichend niedriger mechanischer Einwirkung in Frage kommen, sodass zugleich Reaktionen zu beobachten und Verletzungen auszuschließen sind. Hierzu nehmen Probanden beispielsweise auf einer Verzögerungsanlage, auch Schlittenanlage genannt, angeschnallt Platz. Während der Proband nach Beschleunigung kontrolliert bis zum Stillstand verzögert wird, lassen sich von den Eigenschaften der Verzögerung abhängige Parameter wie Muskelaktivität, Kinematik und Kontaktkräfte, z.B. zwischen Proband und Sitzfläche, ermitteln.

Etwaige Rückschlüsse auf das Verhalten unter höheren, ethisch nicht vertretbaren Lasten kann durch Hochskalieren der Belastung in einer FE Simulation erfolgen, nachdem das FE Modell zuvor gegen experimentelle Freiwilligendaten bei niedriger Belastung validiert wurde. Alternativ können korrespondierende PMTO Versuche bei niedrigen, nicht-invasiven und anschließend hohen, invasiven Belastungen einen potenziellen indirekten experimentellen Transfer schaffen [82].

Ein rein virtuelles Abstimmen, sprich kalibrieren, von Modelleingangsparametern oder Controller-Strategien, bis das Ergebnis der Simulation der Realität im Experiment nahe kommt, kann für die Nachweisführung der Validität eines FE Modells nicht ausreichend sein. Im Gegensatz zu passiven Modellen, bei denen ausschließlich die Ausgangsposi-

tion des Surrogats und die resultierende Kinematik eines Experiments bekannt sein muss, ist die Erfassung der Muskelaktivität bei Freiwilligen mittels EMG zusätzlich zugleich Eingangsgröße für die Feinabstimmung von Muskelcontrollern. Freiwilligenversuche leisten somit in zweierlei Hinsicht einen wesentlichen Beitrag zur Verwendbarkeit aktiver Menschmodelle, sowohl im Sinne der Modellentwicklung als auch der -validierung.

## 2.2 Validierungsexperimente für aktive Finite-Elemente Menschmodelle

### 2.2.1 Experimentelle Vorgehensweisen

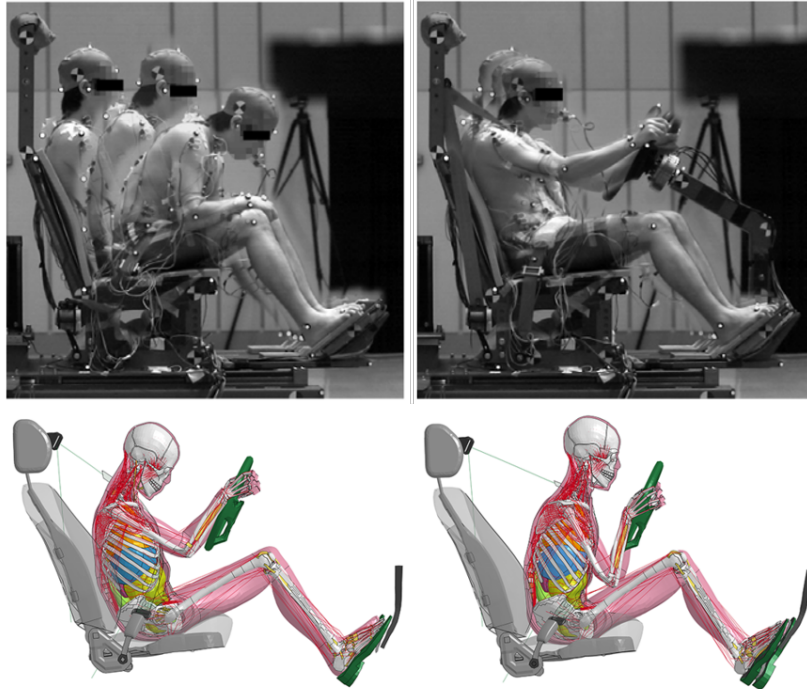
Die bisher nur in geringem Umfang verfügbaren Freiwilligenexperimente, die gezielt Anspruch auf Eignung als Validierungsgrundlage aktiver Menschmodelle auf regionaler Körperebene erheben, werden im Rahmen der Entwicklung des Studiendesigns der vorliegenden Arbeit vorgestellt (Abschnitt 3.1, S. 19 ff.). Auch auf globaler Ebene wurden seit Beginn des 21. Jahrhunderts einige prospektive Beobachtungsstudien mit Freiwilligen durchgeführt, die auf die biofidele Gestaltung aktiver Menschmodelle abzielten. Je nach Studienziel wurden hierbei grundsätzlich zwei Studiendesigns angewendet, Laborexperimente und sogenannte naturalistische Fahrstudien.

Laborexperimente involvieren die Verwendung ein- oder multidirektionaler Verzögerungsanlagen, mit denen sich Verzögerungsgeschehen unter kontrollierten Bedingungen abbilden lassen. Hiermit werden Probanden passiv beschleunigt und verzögert, meist ohne die Möglichkeit des aktiven Eingreifens in das Fahrgeschehen. Naturalistische Fahrzeugversuche erlauben die Erfassung von Kinematik und Muskelaktivität des Menschen in existierenden bzw. künftigen Gefahrensituationen, beispielsweise bei Spurwechsel- [83, 84] bzw. (autonomen) Bremsmanövern [42, 85] in realistischer Fahrzeug- und Straßenumgebung.

Um die Grenzbereiche des kontinuierlichen Spektrums muskulärer Zustände, völlig entspannt und maximal angespannt, unter Verzögerungslasten gezielt für die Modulation von Muskelcontrollern zu analysieren, wurde eine Reihe von Ganzkörperexperimenten durchgeführt. Untersucht wurde hierbei das Verhalten entspannter und/oder angespannter Freiwilliger in frontalen [53, 55, 86–92], lateralen [93–96] und multidirektionalen Lastfällen [97, 98] bzw. bei Spurwechsel- [99, 100] und Ausweichmanövern [101].

In Abbildung 5 sind beispielsweise zwei frontale Schlittenversuche mit einem Freiwilligen zu sehen [88], die unter entspannter (links) bzw. angespannter (rechts) Versuchs-

bedingung erfolgt sind und u.a. als Datengrundlage für die Validierung des aktiven Menschmodells THUMS dienten [16]. In allen Fällen beruht die Manifestation des angespannten bzw. entspannten Zustands auf der Instruktion der Versuchsleitung, sich während des Versuchs maximal anzuspannen oder zu entspannen.



**Abbildung 5:** Im Uhrzeigersinn von links oben: Kinematik eines Probanden während einer Frontalverzögerung von 0,8-facher Erdbeschleunigung mit entspannter versus angespannter Muskulatur. Der Einfluss der Muskelaktivierung auf die Kinematik und Position des Oberkörpers wird zu drei verschiedenen Zeitpunkten dargestellt (aus Ejima et al. (2009) [88]); korrespondierende Simulationen mit dem Finite-Elemente Menschmodell THUMS mit unterschiedlicher Muskelcontroller Ansteuerung nähern virtuell die angespannte bzw. entspannte Kinematik des Freiwilligen an (Bildquelle online verfügbar, [102])

Selbst unter konstanten Randbedingungen und bei einer reproduzierbaren Lasteintragung können Studienleiter oftmals mit einer hohen intra- und interindividuellen Variabilität innerhalb eines homogenen Untersuchungskollektivs konfrontiert sein [95, 103]. Erschwerend kommt hinzu, dass experimentelle Validierungsstudien mit Freiwilligen mit einem sehr hohen Aufwand verbunden sind, weshalb in der Regel eine vergleichsweise niedrige Anzahl an Teilnehmern rekrutiert wird und Versuchswiederholungen im niedrigen einstelligen Bereich an der Tagesordnung liegen. In Zusammenhang mit der Tatsache, dass Freiwilligenversuche mit einer Vielzahl an teilweise unlösbaren Zielkonflikten und Herausforderungen verbunden sind, ist die Gewinnung qualitativ hochwertiger Validierungsdaten hochkomplex. Konkrete Probleme interpretatorischer und anwendungsbezogener Natur werden im nachfolgenden Abschnitt am Beispiel des EU-Projekts SENIORS veranschaulicht.

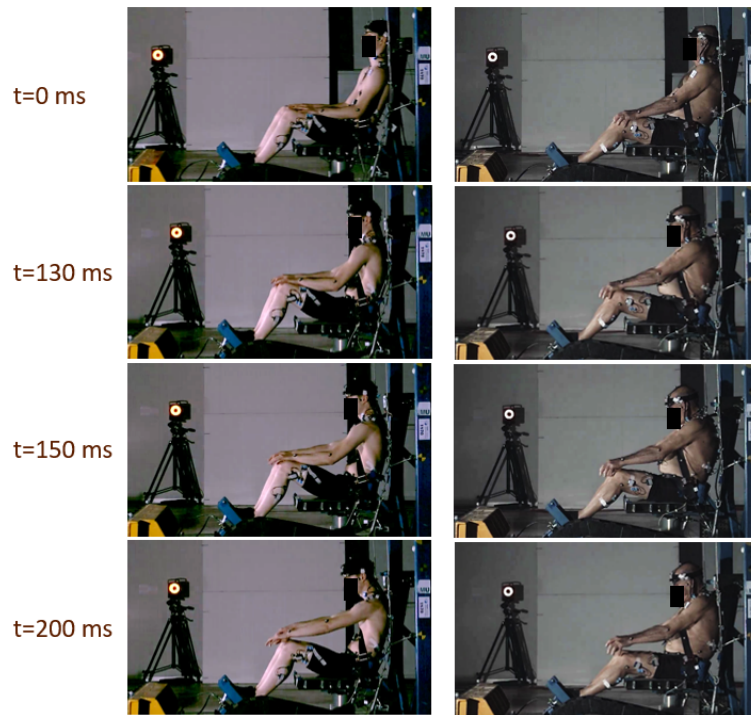
### 2.2.2 Herausforderungen am Beispiel des EU-Projekts SENIORS

Innerhalb des von der Europäischen Union finanzierten Projekts SENIORS (Safety ENhanced Innovations for Older Road UserS) führte die LMU in Zusammenarbeit mit der Universität Saragossa Freiwilligenversuche durch. Ziel der Studie war es, potenzielle Unterschiede in der Kinematik und Muskelaktivität zwischen älteren und jungen Probanden in frontalen Verzögerungen im Niedrigenergiebereich zu quantifizieren und entsprechende Daten für die Validierung von aktiven FE Modellen bereitzustellen. An der Versuchsreihe inklusive EMG-Messung nahmen jeweils fünf männliche Teilnehmer ähnlicher Anthropometrie im Alter von unter 25 bzw. über 65 Jahren teil.

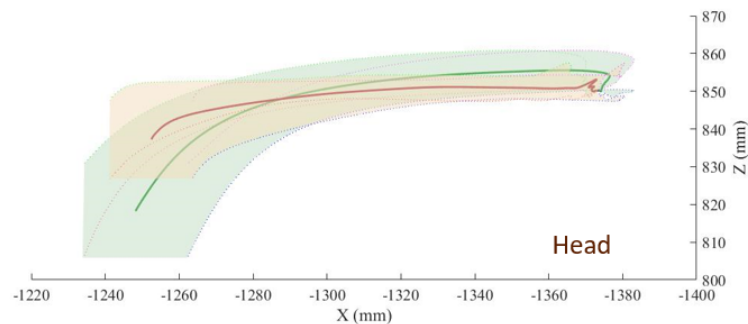
Für das Experiment nahmen die Freiwilligen auf einem generischen Schlittensitz mit einem Dreipunktgurt angeschnallt Platz. Die Schlittenplattform wurde daraufhin auf 9 km/h frontal beschleunigt und über einen Zeitraum von ca. 150 ms mit rund 3,5-facher Erdbeschleunigung (3,5 g) verzögert. Währenddessen wurde die dreidimensionale Kinematik mittels Hautmarker verfolgt. Es wurden jeweils drei Messwiederholungen durchgeführt. Die Maßgabe lautete, sich während des Versuchs so gut wie möglich zu entspannen. Abbildung 6 gibt einen Überblick über das Studiensetup und vermittelt einen Eindruck über die Bewegungsabfolge infolge der Verzögerung.

Die oberflächliche EMG-Aktivität, gemessen an Muskeln der unteren Extremitäten, des Bauchs und Rückens sowie des Nackens und Halses, wurde jeweils in zwei Zeiträumen erfasst; in Ruhe bei bestmöglicher Entspannung der Muskeln nach Positionierung des Probanden auf dem Schlittensitz als statische Grund- oder Ruheaktivität, sowie unmittelbar vor Einsetzen und während der Schlittenverzögerung. Vor Beginn der Versuche erfolgten isometrische Maximalkraftmessungen zur Normalisierung der EMG-Daten.

Innerhalb der kinematischen Daten wurden altersabhängig unterschiedliche Tendenzen bezüglich der maximalen frontalen Kopf- bzw. Thoraxauslenkung infolge der Verzögerung festgestellt [104]. In Abbildung 7 ist exemplarisch eine Markertrajektorie zur Verfolgung der Kopfbewegung in zwei Ebenen aufgetragen. Vives-Torres et al. (2021) konnten keine altersabhängigen Unterschiede in relevanten Belastungsparametern der proximalen Halswirbelsäule beobachten [105]. Für weitere Details des Testsetups bzw. der Ergebnisse sei auf Eggers et al. (2017) [106], López Valdés et al. (2018a) [104], López Valdés et al. (2018b) [107] und Mühlbauer et al. (2019) [108] verwiesen.



**Abbildung 6:** Sagittale Bewegungsabfolge eines jungen (linke Spalte) und eines älteren (rechte Spalte) freiwilligen Teilnehmers an der SENIORS-Studie infolge einer frontalen Schlittenverzögerung von ca. 3,5-facher Erdbeschleunigung (bei Bremskontakt ( $t=0$  ms) und 130, 150 und 200 ms nach Bremskontakt) (aus López Valdés et al. (2018a) [104])



**Abbildung 7:** Zeitverlauf eines Hautmarkers am Kopf infolge einer frontalen Verzögerung von ca. 3,5-facher Erdbeschleunigung (3,5 g) in Form von zwei Korridoren, die jeweils den mittleren Verlauf (durchgängige Linie) sowie die Standardabweichung in zwei Raumrichtungen (schraffierter Bereich) einer jungen (grün) bzw. älteren (rot) Freiwilligenkohorte in der Sagittalebene repräsentieren; die Bewegung erfolgt von rechts (Bremskontakt) nach links (aus López Valdés et al. (2018a) [104])

In Bezug auf die Eignung der Versuchsdaten als Validierungsgrundlage für aktive FE Modelle sieht sich der Anwender mit einigen Herausforderungen konfrontiert. Aus der Standardabweichung der Korridore in Abbildung 7 geht hervor, dass die Probanden eine gewisse intra- bzw. interindividuelle Variabilität hinsichtlich ihrer Bewegung infolge der Verzögerung aufwiesen. Derartige Spannweiten stellen den Toleranzbereich dar, innerhalb dessen ein Modell als valide gelten kann.

Während eine gewisse Varianz infolge von beispielsweise Positionsunterschieden aufgrund von Diskomfort oder unterschiedlicher Anthropometrie sicherlich innerhalb eines experimentellen Datensatzes mit Menschen zu erwarten ist, ist davon auszugehen, dass die größte Stellschraube der Varianz die muskuläre Anspannung der Probanden ist. Diese verfälscht jedoch zugleich die Validierung der Grundansteuerung eines Muskelcontrollers bzw. der passiven Strukturen des Weichgewebes und Bewegungsapparats eines FE Modells. Hierfür wäre konservativeres Datenmaterial von Nöten, welches unter idealen Bedingungen bei einer rein passiven Kinematik, d.h. ohne Muskelaktivität, und homogenen biologischen Materialeigenschaften in der Realität vermutlich eine äußerst geringe bzw. virtuell keine Abweichung von der mittleren Antwort aufweisen würde.

Es stellt sich also die Frage, ob und anhand welcher Parameter hierfür geeignete Versuche des SENIORS Projekts identifiziert werden können. Aufschluss hierüber sollte die Betrachtung der EMG-Aktivität der Probanden geben. Im Rahmen der Analysen der EMG-Aktivität ergaben sich jedoch einige Auffälligkeiten, die die Nutzbarkeit der Experimente stark einschränken [109].

Bei Betrachtung der Signalonsets konnte in jedem Durchgang EMG-Aktivität festgestellt werden. Das deutet darauf hin, dass kein Versuchsdurchgang vollständig passiv ablief. Teilweise begann die Muskelaktivität zudem bereits vor oder um den Nullzeitpunkt herum. Jene Muskelansteuerungen können nicht als Reaktion auf die Verzögerung selbst interpretiert werden, sondern spiegeln womöglich eine antizipatorische Schutzhaltung der Probanden wider, nachdem diese sich der bevorstehenden Verzögerung bewusst waren. Die Voraktivität gibt also Hinweise darauf, dass manche Probanden nicht nur aktiv reagiert haben, sondern auch nicht wie erhofft völlig entspannt in den Versuch gestartet sind [109].

Die muskuläre Grundansteuerung wird zwar aktuell bei der Gestaltung von Muskelcontrollern bereits berücksichtigt, allerdings variieren die Annahmen je nach Datengrundlage mit 0 % isometrischer Maximalkraft (MVC) repräsentativ für ein PMTO bzw. einen Menschen im schlafenden Zustand [17] und 5% MVC [58], 0,5 % MVC [46, 69] oder einem Wert zwischen 0 % MVC und 5 % MVC (in Abhängigkeit von Muskelkraft und Gelenkwinkelposition) [68] für den Wachzustand eines Menschen.

Im Zuge der Betrachtung der MVC-normalisierten EMG-Aktivitätsniveaus fiel erschwerend auf, dass die maximale EMG-Aktivität bei einer Vielzahl von EMG-Kanälen und Versuchen teils weit über 200 % des individuellen Maximums der isometrischen MVC-Messungen überschritten wurde [109]. Diese Beobachtung gibt Grund zur Annahme, dass manche MVC-Übungen nicht korrekt ausgeführt wurden, sodass die Aktivitäts-

niveaus nicht zuverlässig interpretiert werden können. Dies beeinträchtigt wiederum nicht nur die nachträgliche Auswahl mehr oder weniger reaktiver Versuchsdurchgänge, sondern erschwert auch die Übertragbarkeit auf virtuelle Muskelcontroller, die per Definition nicht mehr als 100 % MVC ansteuern können.

Für die möglicherweise zur alternativen bzw. ergänzenden Normalisierung nutzbaren EMG-Messungen der muskulären Grundansteuerung in Ruhe, die vor jedem Versuch erfasst wurden, fehlen bis dato fundierte Kenntnisse, ob bzw. unter welchen Bedingungen diesen Messungen zu trauen ist. Des weiteren mangelt es an Referenzdaten, die die Einschätzung einer muskulären Reaktionshöhe als Vielfaches eines Grundanspannungsniveaus erlauben.

### 2.3 Zielsetzung

Die vorangegangenen Ausführungen verdeutlichen die Notwendigkeit zur Erhebung neuer experimenteller Daten für die Validierung passiver und aktiver Komponenten eines FE Modells. Darüber hinaus sind Empfehlungen im Umgang mit den Herausforderungen von Nöten, die in Zusammenhang mit den Freiwilligenexperimenten im EU-Projekt SENIORS stehen [109], um eine sinnvolle simulative Anwendung der elektromyographischen bzw. kinematischen Datensätze zu ermöglichen.

Das Ziel dieser Dissertation ist es, ein geeignetes experimentelles Design für passive und aktive Validierungsdaten für FE Modelle zu entwickeln und mit Freiwilligen durchzuführen. Der Fokus der Arbeit liegt auf den passiven Versuchsdurchgängen, d.h. der Kinematik ohne Einfluss von Muskelaktivität.

Im Rahmen der Experimente gilt zu ergründen, inwiefern sich die einleitend beschriebene große Diversität der kinematischen Antworten von Freiwilligen bei Ganzkörperversuchen durch die Versuchsgestaltung a priori reduzieren lässt. Für den Fall, dass sich die Kinematik trotz entspannten Verhaltens der Probanden als nicht passiv herausstellt, sollen Methoden zur nachträglichen Identifikation von (annähernd) passiven Versuchsdurchgängen über elektromyographische Kennwerte evaluiert werden. Im Zuge der Validierungsexperimente soll zudem eine alternative Normalisierungsmethodik für die EMG-Daten des EU-Projekts SENIORS [109] evaluiert werden. Wenngleich eine Art „Goldstandard“ für das Vorgehen bei Validierungsexperimenten wohl nie erreicht werden kann [110], soll ausblickend eine erste Vorgehensempfehlung zur Versuchsgestaltung und -bewertung für künftige, gleichgelagerte Experimente erfolgen, die helfen kann, das Verhalten passiver Strukturen des Bewegungsapparates unter Last in Menschmodellen biofidel zu gestalten.

Da Ganzkörperexperimente zum aktuellen Stand der Forschung als zu komplex eingeschätzt werden, die Gesamtheit der Zielstellungen erfüllen zu können, sollen die Experimente auf regionaler Ebene, d.h. mit Fokus auf einem Körperabschnitt, erfolgen.



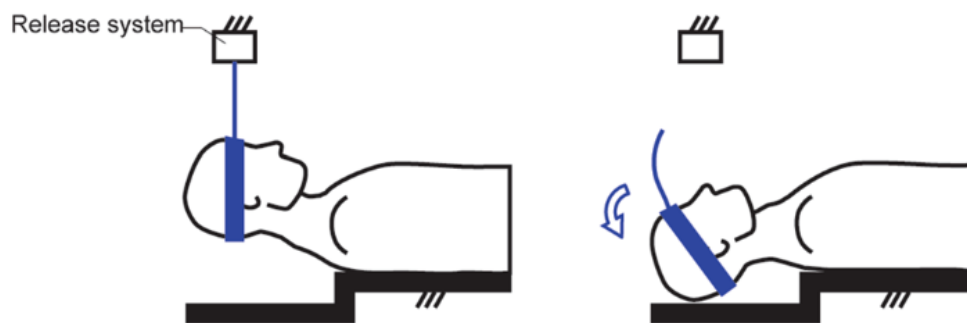
## 3 Entwicklung des Studiendesigns

### 3.1 Übersicht über potenzielle Referenzexperimente

Zur Erschließung der Zielsetzungen dieser Arbeit soll ein geeignetes experimentelles Studiendesign für einen regionalen Validierungslastfall erarbeitet werden. Um oben aufgeführte Anforderungen an qualitativ hochwertige Validierungsexperimente zu erfüllen, werden folgende Ansprüche an die Wahl bereits veröffentlichter Studien als Vorlage bzw. an die Entwicklung des experimentellen Lastfalls gestellt.

Die experimentellen Randbedingungen sollen ausreichend beschrieben und ohne Verlust in eine Simulationsumgebung überführbar sein, um experimentelle Unsicherheiten in der Simulation zu minimieren. Das bedeutet beispielsweise auch, dem Zielkonflikt zwischen einem potenziellen Diskomfort von Probanden und einer Sitzpolsterung, die Bewegungsenergie unkontrolliert absorbieren kann und dessen Materialcharakteristika nicht bekannt sind, zu begegnen. Das Nachsimulieren des Experiments sollte zudem mit möglichst geringen Rechenkosten verbunden sein. Des Weiteren sollte es sich um ein relativ einfaches Gelenk handeln, das bestenfalls bereits in Ansätzen in den gängigen FE Modellen validiert ist. Die mechanische Eingangsgröße muss zudem groß genug sein, Bewegung zu erzeugen und zugleich mit einem möglichst niedrigen Verletzungsrisiko für die Probanden verbunden sein. Etwaige bereits verfügbare kinematische Parameter, die Rückschlüsse auf wahres, passives Verhalten zuließen, wären zudem wünschenswert bei der Wahl eines Referenzsetups. Für die Versuche sollen junge, gesunde Teilnehmer rekrutiert werden, die sowohl passive als auch aktive Bewegungen erbringen können.

In der Literatur finden sich wenige experimentelle Setups, die (in Teilaspekten) den hohen Anforderungen gerecht würden. Sogenannte Kopffall-Studien, bei denen der Kopf von Freiwilligen u.a. in horizontaler Lage fallen gelassen wird während der Oberkörper aufliegt (Abbildung 8), um beispielsweise die dynamische Antwort der vorderen Hals- und Nackenmuskulatur zu erfassen [111–116], werden aus verschiedenen Gründen nicht in Erwägung gezogen. Der Vorgang wäre grundsätzlich mit einem gewissen Risiko für Verletzungen im Halswirbelsäulenbereich verbunden. Unter anderem deshalb ist es fraglich, ob Probanden bei derartigen Versuchen entspannt, d.h. völlig passiv, reagieren würden. Die Halswirbelsäule folgt mechanisch gesehen einem komplexen Aufbau und wird durch eine Vielzahl an teils tief verlaufenden Muskeln kontrolliert, weshalb an der Validierung des Kopf-Nacken-Bereichs von FE Modellen fortlaufend gearbeitet wird [117]. Zudem stellte sich die Oberflächen-Elektromyographie im Hals- und Nackenbereich im SENIORS-Projekt als herausfordernd dar [109].



**Abbildung 8:** Schematischer Ablauf eines Kopffall-Tests zur Ermittlung u.a. der dynamischen Antwort der Nacken- und Halsmuskulatur, bei dem in Anlehnung an Ito et al. (1997) [112] der Kopf eines Freiwilligen mittels einer Aufhängung („Release system“) kurzzeitig isoliert frei fallen gelassen und anschließend aufgefangen wird (aus Le Flao et al. (2018) [116])

Die Suche nach adäquaten Referenzexperimenten fokussiert sich deshalb auf die oberen bzw. unteren Extremitäten. Spirduso und Duncan (1976) untersuchten die willkürliche motorische Kontrolle über Dehnreflexe am Oberarm [118]. Hierfür testeten sie u.a. die Inhibition des Dehnreflexes des *Musculus deltoideus*, Pars acromialis infolge einer plötzlichen Gelenkwinkeländerung an neun männlichen und neun weiblichen Probanden. Die Gelenkwinkeländerung erfolgte mittels einer durch einen Haltemagneten fixierte Schlaufe, die das Handgelenk aus einer Ruheposition unvermittelt frei fallen ließ. Es erfolgten zehn Durchgänge pro Teilnehmer. Die EMG-Aktivität des Deltoidmuskels wurde mithilfe von Nadelelektroden erfasst. Die Testkondition lautete, bewusst zu versuchen, nicht auf das Freilassen des Unterarms zu reagieren.

Das Autorenduo stellte fest, dass es den Probanden schwer fiel, nicht auf die unvermittelte Gelenkwinkeländerung zu reagieren. Das Unterdrücken einer Reaktion erfordere ein hohes Maß an Konzentration. Willkürliche Reaktionen, gemessen an der Reaktionszeit, konnten alle Teilnehmer in mindestens drei der zehn Versuche erfolgreich unterdrücken; acht der achtzehn Probanden konnten in allen Versuchen willkürliche Reaktionen verhindern. Das Ausbleiben von Reflexen wurde bei zehn Freiwilligen in mindestens einem Versuch beobachtet; nur zwei Personen konnten in allen Durchgängen Reflexreaktionen vermeiden. Die Ergebnisse liefern somit Hinweise darauf, dass den Probanden die bewusste Reaktions-Inhibition leichter gefallen ist als die Reflex-Inhibition. Unterschiede zwischen den Geschlechtern wurden nicht beobachtet. Leider lässt die Studie kinematische Parameter, z.B. die Geschwindigkeit oder Falldauer des Unterarms in Relation zur EMG-Aktivität, vermissen [118].

Im Bereich der unteren Extremitäten ist der sogenannte Pendeltest nach Wartenberg [119] eine in der medizinischen Diagnostik seit langem etablierte und vielseitig einsetzbare Methodik zur Ermittlung des passiven Verhaltens von Weichgewebe. Beim diesem Test wird der Unterschenkel von sitzenden oder liegenden Probanden in die Horizontale an-

gehoben und anschließend schwerkraftinduziert frei pendeln gelassen, währenddessen verschiedene Parameter des Bewegungsmusters des Unterschenkels in Abhängigkeit des passiven Gelenk- bzw. Muskelwiderstands objektiv erhoben werden können, sofern diese nicht durch Muskelaktivität beeinflusst werden (siehe hierzu auch Abschnitt 3.5, S. 32 ff.).

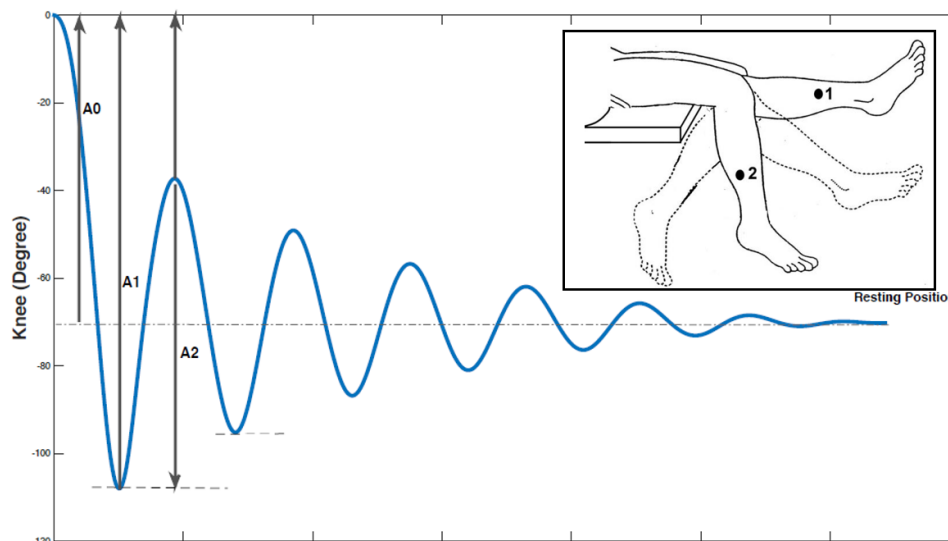
Es lässt sich eine Vielzahl an Studien finden, die den Wartenberg-Pendeltest unter Zuhilfenahme verschiedenster Messtechnik anwenden. Erstmals zur Diagnostik von abnormalem Muskeltonus als Hinweis auf die Parkinson-Krankheit [119] beschrieben, wird der Pendeltest auch heute noch zur Diagnostik von normalem Muskeltonus [120] und Hypotonie der Muskulatur in Zusammenhang mit schlaffen Lähmungen (Paraplegie, Tetraplegie) [121, 122] bzw. Hypertonie bei spastischen Lähmungen [123, 124] sowie als Standardverfahren in der klinischen Diagnostik spastischer Lähmungen bei Patienten (im Kindesalter) infolge von Zerebralparese [125–136] oder Downsyndrom [137–139] eingesetzt.

Er findet des weiteren diagnostische Anwendung bei Schlaganfallpatienten [140–142], Patienten mit multipler Sklerose [143, 144] oder rheumatoider Arthritis [145]. Auch heutzutage findet er noch Anwendung in der Erforschung der Parkinson-Krankheit [146], wobei u.a. die Assoziation zwischen einem erhöhten Sturzrisiko und der Beinsteifheit untersucht wird [147, 148].

Die passive, der Schwerkraft folgende Unterschenkelkinematik bei Pendeltests wandelten Magrini et al. (2018) zu einem reaktiven Experiment zur Evaluation sensomotorischer Leistungen älterer Probanden ab, bei dem der Unterschenkel von Freiwilligen nach Freilassen in der Horizontalen so schnell wie möglich aktiv aus der Flexion in die Extension zurückgebracht werden sollte [149].

Meist werden bei Pendeltests von der Gelenk- bzw. Weichgewebssteifigkeit (d.h. Muskel-, Haut-, Fettgewebe) abhängige Parameter wie die Auslenkung des Unterschenkels in der ersten Schwungphase [127, 130, 132, 133, 135, 139, 141], die Anzahl und Dauer der Schwungphasen bis zum Stillstand des Unterschenkels [127, 130, 133, 135], die Kniewinkelgeschwindigkeit und -beschleunigung [135, 139] sowie der Kniewinkel, in dem der Unterschenkel zur Ruhe kommt [133] bzw. der Relaxationsindex (Verhältnis zwischen Ausgangs- und Ruhewinkel) [132, 135, 139] erhoben. Darüber hinaus können indirekt Steifigkeit und Dämpfungskoeffizienten mittels inverser Dynamik geschätzt werden [126, 128]. Oftmals wird in dem Zusammenhang auch abnormale Muskelaktivität des M. quadriceps femoris bzw. M. biceps femoris analysiert [126, 127, 135, 142]. Voraussetzung für einen erfolgreichen Pendeltest ist also, dass Probanden ihre Unter- und Oberschenkelmuskulatur währenddessen völlig entspannen.

Der schematische Ablauf eines Wartenberg-Pendeltests sowie eine Auswahl typischerweise erhobener Amplitudenparameter gehen aus Abbildung 9 hervor, die den Verlauf des Kniewinkels von Beginn des Tests in Ausgangslage (Extension in der Horizontalen,  $0^\circ$ ) bis hin zum Stillstand des Unterschenkels (hier ca.  $70^\circ$ , „Resting Position“) eines normal entwickelten Kindes in Seitansicht zeigt [132].



**Abbildung 9:** Schematischer Ablauf eines Pendeltests nach Wartenberg: Nachdem der Unterschenkel ausgehend aus einer horizontalen Ausgangsposition (rechts oben, 1) mehrmals frei durchschwingt, kommt er in einer Endposition (rechts oben, 2) zum Stillstand. Der Verlauf des Kniewinkels (Diagramm, blaue Linie) in Seitansicht beinhaltet eine Auswahl typischer Messgrößen: Winkeldifferenz zwischen Ausgangs- und Endposition ( $A_0$ ), maximaler Flexionswinkel ( $A_1$ ), Winkeldifferenz zwischen maximaler Flexion und dem ersten Minimum in Extension ( $A_2$ ) sowie Relaxationsindex ( $A_1/A_0$ ) (beides aus Lotfian et al. (2016) [132])

Der Nachteil oben aufgeführter Parameter ist, dass sie jeweils mindestens eine Simulationsdauer bis zum ersten maximalen Knieflexionswinkel erfordern. Diese ist verbunden mit relativ hohen Rechenkosten, weshalb Parameter zu bevorzugen sind, die so früh wie möglich abgegriffen werden können, solange sie noch potenzielle Muskelreaktionszeiten berücksichtigen. Derart diskrete Pendelzeiten in einer frühen Phase des Tests wurden ausschließlich von van der Meché und van Gijn (1986) bei einem Kniewinkel von  $65^\circ$  berichtet [121].

Zur Erhebung relevanter Messgrößen wurde sich verschiedenster Messtechniken bedient, u.a. der Elektromyographie [121, 126, 127, 135, 142], Beschleunigungssensoren [120], der Elektrogoniometrie [123, 134, 140, 143, 150] oder eines Magnetometers [128, 151]. Stillman und McMeeken (1995) konstatierten, dass video-basierte (zweidimensionale) Parameter gleichwertige Ergebnisse liefern wie die Goniometrie [152]. In neueren Studien wurde die Eignung einer „Wii“ (Nintendo) untersucht, um Spastizität bei Patienten zu quantifizieren [153] sowie ein markerbasiertes, dreidimensionales

Bewegungsmesssystem zur Analyse der Gelenksteifigkeit von Parkinsonpatienten [147] bzw. von Gangparametern von Kindern mit spastischer Zerebralparese [132] verwendet. Biomechanisch relevante Messgrößen des Pendeltests nach Wartenberg lassen sich demnach bereits mit relativ einfach zugänglicher Messtechnik erfassen.

Im Gegensatz zur komplexen Biomechanik der Halswirbelsäule handelt es sich bei der Beiflexion bzw. -extension, die über die tibiofemorale Artikulation des Kniegelenks mithilfe des M. quadriceps femoris bzw. M. biceps femoris erfolgt, vergleichsweise um eine relativ einfache Bewegungsabfolge, die zu einem Großteil in anterior-posteriorer Richtung abläuft [154]. Die Verletzungsgefahr bei Ausübung des Pendeltests wird zudem als sehr gering eingeschätzt, was zugleich die Aussicht auf ein hohes Maß an Entspannung der Freiwilligen verbessert.

Ein weiterer Vorteil des Setups ist, dass es bereits zu verschiedenen Zwecken erfolgreich in ein Computermodell überführt wurde [122, 124, 133, 155, 156]. Die entsprechenden Experimente sind jedoch nie auf einem Niveau durchgeführt bzw. detailgenau berichtet worden, damit sie geeignet wären die passive Gelenksteifigkeit bzw. das Weichteilverhalten eines FE Modells gegen ein rein passives Verhalten gesunder Probanden zu validieren.

Wenngleich Verletzungen der unteren Extremitäten selten lebensbedrohlich sind, treten sie inzwischen häufig bei Frontalunfällen auf, teils mit bleibenden Schäden [5]. Das Kniegelenk bzw. assoziierte Ligamente der zur Verfügung stehenden Menschmodelle THUMS bzw. GHBMC wurden deshalb bis dato bereits gegen einen Knie-Impakt-Lastfall [157], maximale Gelenkmomente [158–160] bzw. auf Biegelast [161] sowie hinsichtlich der anterior-posterioren Schubbeanspruchung des hinteren Kreuzbandes [72, 162–166] validiert, d.h. es besteht bereits eine gewisse Grundlage für die computergestützte Umsetzung von Pendeltestexperimenten.

Der passive Kniependeltests nach Wartenberg [119] sowie dessen reaktive Variante nach Magrini et al. (2018) stellen demnach ein vielversprechendes Studiendesign zur Erhebung neuer experimenteller Validierungsdaten sowie zur Lösungsannäherung oben aufgeführter Zielstellungen dar [149].

Die Wahl der Referenzstudie für passives Verhalten fällt aus verschiedenen Gründen auf eine Publikation von van der Meché und van Gijn aus dem Jahr 1986 [121], weshalb im nachfolgenden Abschnitt für die vorliegende Dissertation relevante Kernpunkte dieser Studie im Detail herausgegriffen werden.

### 3.2 Wartenberg-Pendeltests von van der Meché und van Gijn

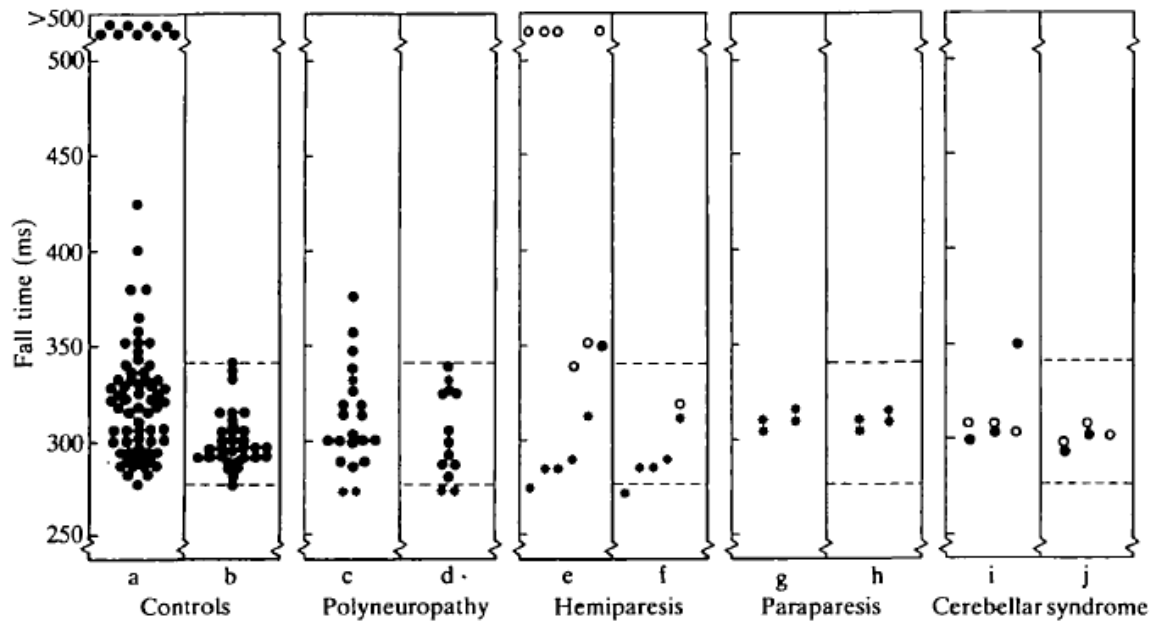
Das Autorenduo van der Meché und van Gijn hatte in seiner Studie von 1986 das damals vorherrschende klinische Konzept muskulärer Hypotonie hinterfragt [121]. Zu diesem Zweck wurden u.a. Wartenberg-Pendeltests [119] mit 36 Gesunden als Kontrollgruppe sowie 21 Patienten durchgeführt, welche unter neurologischen Einschränkungen aufgrund von Polyneuropathie, Hemiparese nach Schlaganfall, Paraplegie, Paraparesie oder des Kleinhirnsyndroms litten.

Für die Pendeltests nahmen die Teilnehmer flach liegend auf einer weich gepolsterten Untersuchungsliege platz, wobei die Unterschenkel frei von der Liege herunter hingen. Ausgelöst wurde der Versuch nach manuellen Anhebens der Ferse in nahezu volle Extension durch Loslassen der Ferse infolge eines Signaltons, welcher live im EMG-Signal des M. vastus lateralis eine sehr niedrige bzw. keine messbare Aktivität mehr anzeigte als Hinweis auf die Muskelrelaxation des Freiwilligen.

Zur Erfassung der Pendelzeit wurde die Ferse mit einem elektronischen Schalter ausgestattet, der die Dauer zwischen Kontaktverlust bei Auslösen des Versuchs und erneutem Kontakt mit einer gepolsterten Auflage maß. Die Pendelstrecke wurde derart begrenzt, dass zwischen Auslösen ( $0^\circ$ ) und Kontakt der Ferse mit der Polsterung ein Kniewinkel von  $65^\circ$  erreicht war. Die Reaktionszeiten der EMG-Signale des Bein Streckers wurden nach der Klassifikation von Hammond (1956) [167] in Reflex- und bewusste Antworttypen unterteilt, das Ausbleiben einer Reaktion wurde als passives Verhalten definiert.

Nach zwei nicht instrumentierten Probedurchgängen erfolgten jeweils zehn Versuchsdurchgänge pro rechtem und linkem Bein jedes Teilnehmers. Insgesamt belief sich die Anzahl an Versuchen auf 72 der gesunden Kontrollgruppe und 35 der „hypotonischen“ Gruppe. In Abbildung 10 sind die erfassten Pendelzeiten nach Versuchsgruppe geplottet. Es wurden Medianwerte berichtet, wobei die jeweils linke Spalte Mediane aus jeweils zehn Versuchen mit, die rechte ohne Muskelreaktion des M. vastus lateralis infolge der Knieflexion entspricht.

Neben dem Großteil der Versuche, in denen eine Reaktion des M. vastus lateralis festgestellt werden konnte und die in das Spektrum der Pendelzeiten passiver Versuche fallen, treten bei Betrachtung der Pendelzeiten der gesunden Kontrollgruppe diejenigen hervor, die oberhalb von 500 ms liegen. Bei diesen Versuchen wurde die Pendelgeschwindigkeit durch Verkürzung des Bein Streckers deutlich verzögert. Die große Spannweite der Pendelzeiten der linken Spalte liegt bei passiv erfolgten (d.h. ohne Muskelaktivität des M. vastus lateralis) Versuchen deutlich verjüngt vor.



**Abbildung 10:** Pendelzeiten (Engl.: „Fall time“) in Millisekunden, die van der Meché und van Gijn (1986) innerhalb der gesunden Kontrollgruppe (a, b) bzw. bei Patienten mit verschiedenen neurologischen Krankheitsbildern (c-j) ermittelt haben. Die jeweils linke Spalte zeigt die Medianwerte der zehn Versuchsdurchgänge pro Proband bzw. Patient mit Muskelreaktion des M. vastus lateralis, die jeweils rechte Spalte repräsentiert den Median der Versuche, die ohne muskuläre Reaktion abliefen. Messwerte oberhalb von 500 Millisekunden werden nicht im Detail präsentiert [121]

Ein Vergleich mit der Pendeldauer des nachweislich passiven Verhaltens der neurologisch beeinträchtigten Teilnehmer legt zudem offen, dass gesunde Teilnehmer bei fehlender Muskelaktivität, d.h. einer entspannten Reaktion auf die Knieflexion, gleichermaßen in der Lage sind, eine passive Kinematik zu vollbringen wie beispielsweise Querschnittsgelähmte. Der Umkehrschluss, dass eine vergleichsweise „passive“ Pendelzeit auch muskulär passiv erreicht worden sein muss, ist nicht zulässig; ein Blick auf das EMG-Signal ist zwingend notwendig.

Aus der Berichterstattung der Autoren geht hervor, dass (widersprüchlich zur graphischen Aufbereitung) innerhalb der gesunden Kontrollgruppe lediglich 8,33 % (6/72 Beinen) der Versuche passiv, d.h. ohne muskuläre Reaktion des Beinstreckers im EMG-Signal, erfolgten. Die Ausbeute an passiven Versuchen der neurologisch beeinträchtigten Teilnehmer lag mit 45,71 % (16/35 Beinen) deutlich über der der gesunden Kontrollgruppe. Sie stellten innerhalb der Kontrollgruppe zudem keinen Unterschied zwischen den Pendelzeiten der sechs Versuche mit ausbleibender Reaktion und der zwölf Versuche mit kurzer Reflexantwortzeit ( $\leq 120$  ms [167]) fest. D.h. davon abweichende Pendelzeiten führten die Autoren ausschließlich auf bewusst evozierte Muskelreaktionen zurück.

Die Pendeltestreihe aus dem Jahr 1985 ist in mehrererlei Hinsicht eine geeignete Vorlage zur Erarbeitung gegenständlicher Zielstellungen. Entgegen den üblicherweise berichteten Pendeltestparametern (S. 21 f.) entspricht die Betrachtung der ersten 65° des Kniewinkels einem frühen, diskreten Indikator für die Kinematik, mit dem sich das Verhalten von Weichgewebe unter Last inklusive sämtlicher assoziierter Muskelreaktionen beobachten lässt. Zugleich lässt sich ein Zeitraum von ca. 500 ms mit relativ geringen Rechenkosten simulativ nachstellen.

Durch die zusätzliche Angabe der Ausbeute passiver Versuche lässt sich grob abschätzen, wie viele Versuche nötig sein werden, um mit gewisser Wahrscheinlichkeit einen passiven Versuch zu erhalten. In Anbetracht des messtechnischen Fortschritts eines aktuellen EMG-Geräts gegenüber eines aus dem Jahr 1986 (u.a. höhere Auflösung) und der nicht erfassten Muskelaktivität des M. biceps femoris als Antagonist des Bein-streckermuskels muss hierbei der anteilige Gewinn rein passiver Versuchsdurchgänge womöglich noch niedriger angesetzt werden als van der Meché und van Gijn ihn berichten [121].

Einen weiteren Vorteil der Studie bietet der kinematische Bezug zwischen gesunden Probanden und Querschnittsgelähmten, ohne diese rekrutieren zu müssen. Obgleich die Ausbeute passiver Versuche bei dieser Versuchsgruppe deutlich höher war, sind in irgendeiner Form erkrankte oder körperlich eingeschränkte Probanden nicht die erste Wahl zur Erhebung von FE-Validierungsdaten. Neben einer möglicherweise erhöhten Verletzungsgefahr für Probanden mit eingeschränkter bzw. fehlender Körperkontrolle während des Pendeltests ist nicht auszuschließen, dass Patienten mit lang andauernden körperlichen Einschränkungen, die mit dem Zustand nach neurologischer Erkrankung einhergehen (z.B. Muskelschwund oder veränderte Gelenksteifigkeit im Untersuchungsbereich) vom biomechanischen Verhalten gesunder Probanden abweichen. Darüber hinaus wären neurologisch erkrankte Probanden nicht in der Lage, den aktiven Versuchstyp auszuführen. Für den direkten Vergleich zwischen Gesunden und Erkrankten bieten die Autoren somit konkrete Pendelzeiten an.

Ein weiterer, praktischer Vorteil der Replikation der Studie von van der Meché und van Gijn [121] besteht darin, dass der kinematische Parameter der Pendelzeit sowie die Muskelaktivität mittels einer im Institut für Rechtsmedizin verfügbaren High-Speed-Kamera und eines EMG-Geräts erfassbar sind.

Aus diesen Gründen sollen die passiven, regionalen Validierungsexperimente der vorliegenden Dissertation an die Publikation von van der Meché und van Gijn (1986) angelehnt werden [121], mit dem Ziel, die relativ geringe Spannweite der Pendelzeiten ohne Muskelaktivität mit gesunden Probanden zu replizieren. Geringfügige Änderun-



gen bzw. Erweiterungen des Versuchssetups, u.a. die Verwendung einer Sitzauflage bekannten Materialcharakters, die Erfassung der EMG-Aktivität des Antagonisten (M. biceps femoris) sowie eine detailliert nachvollziehbare Positionierung der Probanden, sind u.a. für die Übertragbarkeit in eine Simulationsumgebung maßgeblich.

### **3.3 Zeitliche Aufmerksamkeitslenkung der Studienteilnehmer (Countdown)**

Nicht nur aus der Pendelteststudie von van der Meché und van Gijn [121] geht hervor, dass es Menschen schwer fällt, einen Dehnreflex infolge einer Gelenkwinkeländerung willkürlich zu unterdrücken [118, 128].

Anstelle einer zeitaufwändigen Erhöhung der Anzahl an Versuchsdurchgängen wäre demnach ein Instrument wünschenswert, mit welchem sich die Anzahl an passiven Versuchen, d.h. die Fähigkeit zur Entspannung der Muskulatur, mit geringem Aufwand und ethisch vertretbar (d.h. beispielsweise ohne Verabreichung von Muskelrelaxantien an gesunde Probanden) in regionalen Validierungsexperimenten steigern ließe.

Mithilfe von Biofeedback-Experimenten zeigten Ludvig et al. (2007), dass sich die willkürliche Modulation eines Reflexes trainieren lässt [168]. Weinberg (1981) nutzte mentales Training, um die motorische Kontrolle und Entspannung von Probanden zu verbessern [169]. Ein spezifisches Training scheint somit zwar ein erfolgversprechender Ansatz, die Entspannung zu steigern bzw. das Ausbleiben auf eine muskuläre Reaktion zu fördern, es ist jedoch zugleich relativ zeitaufwändig. Da sich bei Anwendung eines Trainings kein Bezug zu aktuell verfügbaren Validierungsexperimenten ziehen ließe, bei denen Probanden vorab kein Training erhalten hatten, wird die Technik des mentalen Trainings nicht für diese Dissertation in Betracht gezogen.

In der psychophysiologischen Forschung ist das Phänomen des externen bzw. internen Aufmerksamkeitsfokusses in Zusammenhang mit motorischen Ausübungen von einer Vielzahl von Autoren beschrieben worden [170–178]. Im Vergleich zu einem intern gerichteten Fokus, d.h. auf die Biomechanik des eigenen Körpers, führt die Ansage zur Lenkung des Aufmerksamkeitsfokusses auf die Bewegungsform selbst (extern) zu einem erleichterten Erlernen einer Bewegung bzw. einer verbesserten Bewegungsausübung [173–175]. In Bezug auf das aktuelle Studiendesign ist jedoch unklar, ob ein externer Aufmerksamkeitsfokus auf das Ausbleiben einer muskulären Reaktion während Pendeltests des Unterschenkels positive Auswirkungen hätte.

Neben der motorischen Handlung per se spielt das Wissen um ihren Startzeitpunkt eine erhebliche Rolle für die Vorbereitung einer Bewegung. Viele Studien beziehen sich in dem Zusammenhang auf das im Englischen sogenannte „motor-readiness model“ von Näätänen (1971) [179]. Hiernach nutzen Studienteilnehmer ein Warnsignal als zeitliche Referenz für die Vorbereitung von Handlungen, indem sie auf Basis von Schätzungen versuchen, den Zeitpunkt des Signals zur Handlung und die Handlungsvorbereitung für eine optimale Bewegungsausführung bestmöglich zu synchronisieren. Faktoren, die die Schätzung der zeitlichen Komponente einer Handlungsausführung erleichtern, führen zu besonders kurzen Reaktionszeiten [180], d.h. die zeitliche Vorbereitung ist abhängig von der Unsicherheit eines Probanden bezüglich des Startzeitpunkts eines Experiments. Mit Zunahme bzw. unterschiedlicher Länge der Vorlaufzeit nimmt diese Unsicherheit zu [180].

Die Freiwilligen der Pendelteststudie von van der Meché und van Gijn hörten vermutlich einen Signalton mit relativ konstantem zeitlichen Versatz zum Auslösen des Experiments [121], konnten also höchstwahrscheinlich den Startzeitpunkt der passiven Bewegungsausführung sehr gut einschätzen. Mehrere Studien geben Hinweise darauf, dass die Einschätzbarkeit der Vorlaufzeit, u.a. auch abhängig von der individuellen Fähigkeit zu akkurater Zeitschätzung, mit der Muskelreaktionszeit [181–188] bzw. Reaktionshöhe [189, 190] assoziiert ist und somit indirekt die Unterschenkelkinematik beeinflussen könnte.

Das Phänomen der zeitlichen Unsicherheit von Probanden bezüglich des Startzeitpunkts bzw. der Einfluss einer Versuchsankündigung wurde sowohl in Bezug auf willkürlich erforderliche Reaktionen [191] [192] als auch auf spinaler Reflexebene beobachtet [182, 193–199]. Der Einfluss zeitlichen Bewusstseins auf Schreckreflexe und Kinematik war des weiteren bereits Fokus von Ganzkörper-Verzögerungsstudien im Hinblick auf die Validierung von FE Menschmodellen bzw. zur Untersuchung des Einflusses von Warnsignalen im Automobil [200–206].

Die Lenkung des Aufmerksamkeitsfokusses mittels zeitlicher Ankündigung eines Experimentstarts ist also assoziiert mit dem Reaktionsverhalten von Probanden, sofern eine Aktion erforderlich ist. Inwiefern sich das Bewusstsein des Versuchsstarts bzw. dessen Ankündigung auf das Ausbleiben einer (un-) willkürlichen Reaktion in einem Pendeltestsetup auswirkt, wurde bis dato nach bestem Wissen der Autorin nicht untersucht.

Die Vorteile der Einbindung eines Countdowns als unabhängige Untersuchungsvariable sind u.a. der geringe technische und zeitliche Aufwand (d.h. z.B. keine Erfordernis eines spezifischen Trainings) und der Bezug zu den Experimenten von van der Me-

ché und van Gijn [121]. Überdies schränkt diese Kondition den Bezug zu bisherigen Validierungsexperimenten nicht ein.

Zwischenergebnisse der Pendeltestreihe, die im Rahmen dieser Dissertation konzipiert und durchgeführt wurde, gaben bereits erste Hinweise darauf, dass ein Countdown durch die Versuchsleitung zu Versuchsbeginn die kinematische Spannweite innerhalb eines Kollektivs tendenziell zu reduzieren vermag [207]. Der Erfolg versprechende Ansatz der zeitlichen Aufmerksamkeitslenkung in Form eines Countdowns gegenüber einem variablen, nicht angekündigten Versuchsstart wird deshalb in der vorliegenden Arbeit hinsichtlich Unterschenkelkinematik und Muskelaktivität elaboriert.

### **3.4 Erfassung der EMG-Aktivität vor Versuchsstart**

In den Verzögerungsexperimenten, die innerhalb des EU-Projekts SENIORS gelaufen sind, starteten einige Probanden teils mit bereits vor Bremskontakt aktivierter Muskulatur in den Versuch [109]. Der Umgang mit derart verfrühter Muskelaktivität ist in zweierlei Hinsicht problematisch. Zum einen lässt sie sich nicht als Reaktion auf das eigentliche Event, die Verzögerung, zurückführen; zum anderen weist sie darauf hin, dass die betroffenen Muskeln nicht wie erwünscht vor der Verzögerung relaxiert waren.

Muskuläre Voraktivität im Sinne eines Onsets im EMG-Signal vor Beginn eines Versuchs oder auch beispielsweise vor Bodenkontakt beim Gehen oder Springen wird maßgeblich im Bereich der Sportwissenschaft [196, 197, 208–214] bzw. im Kontext von Gang- oder Sturzanalysen [215–217] behandelt. Die Voraktivität im EMG-Signal der Hals- bzw. Nackenmuskulatur wurde zudem bereits in zwei Verzögerungsstudien im Kontext von Schleudertrauma-assoziierten Störungen bzw. leichten Schädel-Hirn-Traumata in die biomechanische Betrachtung einbezogen [206, 218].

Die biomechanische Funktion der muskulären Voraktivierung scheint antizipatorischer Natur, mit dem Ziel, das betroffene Gelenk zu schützen, in dem sie beispielsweise mitwirkt, Bodenreaktionskräfte zu reduzieren [219]. Hierbei werden u.a. auch Assoziationen zwischen der Voraktivierung und dem Alter [216] bzw. dem Geschlecht [211] vermutet. Ein direkter Übergang von der Voraktivität in Dehnreflexe, auch beobachtet in der SENIORS-Studie [109], konnte in der Armmuskulatur von Probanden bei Abwehr eines Sturzes festgestellt werden [215]. Die postulierte Schutzfunktion der muskulären Voraktivität in Bezug auf die Verletzungsvermeidung wird auf ihren Beitrag zur Modulation der Gelenk- bzw. Muskelsteifigkeit für eine erhöhte Lastaufnahme zurückgeführt [197, 215, 216, 220, 221].

Folgt man den Ausführungen von Arampatzis et al. (2001), so ist die Modulation der Steifigkeit mit der Höhe der Voraktivität, nicht jedoch mit ihrer Dauer assoziiert [196]. Unterschiedlich hohe Voraktivitäten, z.B. in Abhängigkeit der antizipierten Bodenkontaktzeit bei Sprüngen [196], konnten somit bereits im EMG-Signal beobachtet werden. Neben der Voraktivität im klassischen Sinn (EMG-Onset) wäre es relevant zu ermitteln, in welcher Größenordnung sich das Niveau des jeweiligen EMG-Signals vor Versuchsstart von Pendeltests bewegt, um als Eingangsgröße für den Ausgangszustand von Muskelcontrollern zu Simulationsbeginn Berücksichtigung zu finden. Aktuell werden hierfür Ausgangsniveaus von 5% MVC [58], 0,5 % MVC [46, 69] oder einem Wert zwischen 0 % MVC und 5 % MVC (in Abhängigkeit von Muskelkraft und Gelenkwinkelposition) [68] für FE Modelle angenommen.

Kim et al. (2019) stellten in statisch erhobenen, oberflächlich gemessenen EMG-Signalen der Nackenmuskulatur Unterschiede zwischen Patienten mit und ohne Nackenschmerzen fest [222]. Sofern die gemittelte EMG-Voraktivität wacher Probanden bei der gegenständlichen Pendeltestreihe in derselben Sitzposition nicht relativ konstant im Sinne einer Schutzfunktion ausfällt [219], könnte sie demzufolge womöglich Aufschluss über den individuellen Entspannungsgrad der erfassten Muskeln geben (siehe auch Abschnitt 3.5, S. 32 ff.). Sofern individuelle Unterschiede in der EMG-Aktivität vor Versuchsstart vorliegen, könnten diese überdies hypothetisch als objektiver Indikator für die muskuläre Reaktion infolge der Knieflexion dienen [215].

Das Autorenduo van der Meché und van Gijn betrachtete live das EMG-Signal vor Auslösen eines Pendelversuchs, um einen Moment niedriger EMG-Aktivität des M. vastus lateralis abzutun [121]. Voraktivierungen können jedoch mit sehr kurzer Vorlaufzeit von wenigen hundert Millisekunden auftreten (z.B. [218]), weshalb eine live-Betrachtung als nicht ausreichend, sondern eine nachträgliche Identifikation als unumgänglich erachtet wird.

Die Muskelaktivität vor Versuchsstart wurde bisher in vergleichbaren Validierungsstudien nicht erfasst und in Zusammenhang mit der Reaktion auf die Änderung der Kniegelenksstellung beim Pendeltest diskutiert. Nachdem die muskuläre Voraktivität im Sinne eines Frühstarts (d.h. EMG-Onset vor  $t_0$ ) vermutlich eine biomechanische Funktion innerhalb der Bewegungsvorbereitung und -ausführung übernimmt und somit das gemittelte EMG-Niveau als Ausgangszustand für FE Modelle relevant sein könnte, sowie um eine nachträgliche Identifikation von Frühstarts zu ermöglichen, wird die Erfassung der EMG-Aktivität in der vorliegenden Studie auf den Zeitraum unmittelbar vor Versuchsstart ausgeweitet und in Form der Identifikation von EMG-Onsets sowie als gemittelte EMG-Aktivität betrachtet.

### 3.5 Erfassung des EMG-Ruhemuskeltonus

Neben der Untersuchung zeitlicher EMG-Parameter wie Onset und Offset, welche unabhängig einer Normalisierung erfolgen kann, ist im Bereich der Validierung von FE Modellen die relative Höhe der Muskelaktivität von Interesse um interindividuelle Vergleiche herstellen zu können sowie einen Bezugspunkt für die Muskelcontroller zu erhalten. Dieser Bezugspunkt basiert in der Regel auf dem EMG-Niveau, welches unter idealen Bedingungen die individuelle isometrische Maximalkraft des jeweiligen Muskels widerspiegelt [42, 65, 86, 223, 224]. Laut Burden (2010) [225] erwähnten Eberhart et al. [226] 1954 erstmals das Konzept der MVC-Normalisierung, welches vor allem im Sport- und Rehabilitationsbereich große Anwendung findet, z.B. [227, 228]. Obgleich die MVC nicht unbedingt die dem Muskel maximale zur Verfügung stehende Kraft widerspiegeln muss [229], bietet sie grundsätzlich bei gesunden, körperlich nicht eingeschränkten Probanden eine stabile Referenz für EMG-Daten [225, 230, 231].

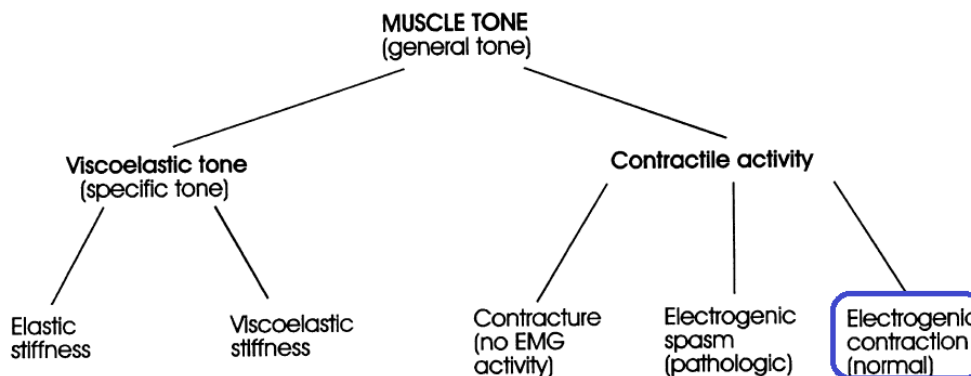
Die Erhebung bzw. Nutzung von isometrischen MVC-Daten ist jedoch aus der Erfahrung heraus mit gewissen Einschränkungen bzw. Herausforderungen verbunden. Hierzu zählen u.a. der Zeitaufwand, die Abhängigkeit von der Motivation des Teilnehmers, dessen Verständnis der MVC-Übung, die Sicherstellung der Isometrie (d.h. das Unterbinden einer Muskelverkürzung) und der Umgang mit Werten über 100 % MVC, beispielsweise aufgrund von Unterschieden zwischen der MVC-Übungshaltung und dem Bewegungscharakter des Versuchs (abweichende Gelenkstellung, meist nicht isometrischer Natur) [231]. Einer dieser Faktoren bzw. eine Kombination verschiedener Faktoren führte vermutlich zu der eingangs präsentierten, häufig auftretenden Überschreitung der MVC um teilweise einige hundert Prozent im EU-Projekts SENIORS [109], welche die Belastbarkeit dieser Werte in Frage stellt und die Anwendung der EMG-Daten in der Simulation massiv einschränkt.

Insbesondere an repetitive, vorhersehbare Bewegungen, beispielsweise beim Sprinten, Springen oder Fahrradfahren, lässt sich eine MVC-Übung sehr gut anpassen [232]. Die diversen Reaktionen auf eine kurzzeitige, intensive Verzögerung des ganzen Körpers, wie sie im SENIORS Projekt beobachtet werden konnten [104], lassen sich nur schwer in der Gestaltung von MVC-Übungen berücksichtigen. Neben der MVC ist eine Vielzahl weiterer Normalisierungsparameter je nach Anwendungsfall und Fragestellung etabliert [225, 230, 231, 233–238]. Die bis dato beschriebenen Techniken sind jedoch nicht hilfreich im rückwirkenden Umgang mit den EMG-Datensätzen des SENIORS Projekts.

Zusätzlich zu den MVC-Messdaten wurden im SENIORS-Projekt auch statische EMG-Daten der Probanden in der Ausgangshaltung im Schlittensitz erfasst, jeweils unmittelbar vor Auslösen eines Versuchs, in völliger Ruhe und mit der Bitte, sich zu entspannen.

Gemäß Simons und Mense (1998) wird der in dem Zusammenhang auftretende Begriff des Muskeltonus im klinischen Umfeld als gemessener Widerstand gegen passive Muskeldehnung durch Gelenkbewegung [Anmerkung der Autorin: im Sinne externer Führung] verstanden [239], welcher mitunter mithilfe des Wartenberg-Pendeltests erfasst werden kann [119]. Bei totaler Entspannung entspricht er v.a. viskoelastischem Tonus, mitunter auch mit unwesentlicher (Engl.: „extraneous“) kontraktiver Aktivität [239].

Entgegen früherer Ansichten ist auch ruhender Muskel, ohne aktive oder passive Bewegung, mechanisch aktiv [120]. Unter dem erweiterten Begriff des Ruhemuskeltonus (Engl.: „human resting muscle tone“) wird diese mechanisch aktive Grundspannung eines Muskels in der Muskelphysiologie bezeichnet [240]. Alle Elemente, die nach aktuellem Kenntnisstand unter dem Oberbegriff Muskeltonus zusammengefasst werden, sind Abbildung 11 zu entnehmen [241]. Die mit „electrogenic contraction“ aufgeführte Komponente entspricht hierbei der Muskelspannung gesunder Menschen, die ihre Muskulatur nicht vollständig entspannen können [241]; sie ist messbar im EMG-Signal [241, 242]. Die statischen SENIORS Datensätze kommen diesem letzteren Verständnis gleich, welches in der vorliegenden Dissertation mit dem Begriff *EMG-Ruhemuskeltonus* (*EMG-RMT*) referenziert wird.



**Abbildung 11:** Hierarchische Übersicht über die Komponenten, die unter den Oberbegriff des Muskeltonus (Engl.: „muscle tone“) fallen (aus Simons und Mense (1998) [241]). Der Anteil, welcher laut Simons und Mense bei nicht völliger Entspannung gesunder Probanden im Elektromyographie-Signal in Ruhe messbar ist (Engl.: „electrogenic contraction (normal)“), wurde für die vorliegende Dissertation blau eingefasst

Während der (Ruhe-) Muskeltonus vielfältig diagnostische Anwendung im medizinischen Umfeld findet, beispielsweise in Bezug zu Muskelschmerz [222, 241] oder Muskelpastik bei Parkinsonerkrankung [146] bzw. Zerebralparese [133, 156], wurde der

EMG-Ruhemuskeltonus als alternativer bzw. ergänzender Normalisierungsparameter für EMG-Aktivitäten bisher kaum in Betracht gezogen.

Im Zuge von Untersuchungen zu Gleichgewichtsstörungen normalisierten Laughton et al. (2003) die EMG-Aktivität von Probanden während des Stillstehens sowohl zu einer gemittelten EMG-Aktivität im Stehen in Ruhe (als sogenannte „baseline“) als auch zur MVC [243]. Die gemittelte EMG-Aktivität unter Versuchskonditionen überstieg dabei in der Regel die Ruheaktivität um bis zu 20 Prozent. Etwaige Bezüge zwischen dem intraindividuellem EMG-RMT- und MVC-Niveau als Referenzwerte gehen nicht aus der Studie hervor.

Graci et al. (2018) untersuchten Alterseinflüsse auf die Kinematik in der pre-Crash Phase, indem sie Erwachsene und Kinder konstanten lateralen Beschleunigungen aussetzten[244]. Aufgrund von Herausforderungen, die im Zusammenhang mit der Erhebung der Maximalkraft bei Kindern standen, bedienten sich die Autoren ausschließlich eines gemittelten EMG-Niveaus in Ruhe in der Versuchshaltung vor Beginn des Versuchs zur Normalisierung der EMG-Signale während der lateralen Beschleunigung, wobei Werte von bis zu knapp über 600 Prozent ermittelt wurden.

Einige Vorteile der EMG-RMT-Messung liegen auf der Hand; neben dem geringen zusätzlichen Zeitaufwand ist die Messung weitestgehend unabhängig der Motivation eines Probanden und dessen Trainingszustands (vorteilhaft bei Kindern, älteren Teilnehmern, körperlich oder geistig Behinderten, Teilnehmern mit Schmerzen oder vorangegangenen Verletzungen); die positionelle Nähe zur Gelenkstellung und Muskellänge zu Versuchsbeginn und die relativ niedrige Größenordnung [243] könnten, sofern eine EMG-RMT-Messung belastbare Kennwerte hervorbringt, eine differenziertere Referenz für Versuche mit niedrigen Muskelaktivitäten darbieten als es klassische MVC-Übungen können. Zudem sind EMG-Ruhemessungen oftmals noch als Nebenprodukt bereits abgeschlossener Studien verfügbar.

Im Rahmen der Pendelteststudie mit gesunden Probanden soll deshalb zusätzlich zur Ermittlung der MVC-Aktivität der EMG-Ruhemuskeltonus vor und nach der Versuchsreihe in Versuchshaltung in Bezug auf die Normalisierung der EMG-Signale vor und während des Pendeltests diskutiert werden. Aufgrund oben aufgeführter bereits publizierter Erkenntnisse könnte der EMG-RMT zugleich einen Hinweis auf das Niveau der Entspannung der Probanden vor bzw. nach der Versuchsreihe bzw. unmittelbar vor einem Versuch liefern. Als Ergänzung zur oberen nominellen Aktivitätsgrenze, bestimmt durch den MVC-Wert, könnte der EMG-RMT-Wert als unterer Bezugspunkt für Muskelcontroller eines FE Modells in Ruhe fungieren, nicht zuletzt auch im konkreten Anwendungsfall des EU-Projekts SENIORS.

Die Auflösung des EMG-Geräts des Instituts für Rechtsmedizin der LMU wurde bereits als ausreichend für die Ermittlung des Ruhemuskeltonusses nachgewiesen [245, 246]. Neben der Herausforderung, dass sich Probanden für die Messung möglichst maximal entspannen können müssen, ist bei der Erhebung des Ruhemuskeltonus mithilfe von EMG auf Faktoren wie Umgebungstemperatur [247], Muskelvorgeschichte [247–249], Sitzposition [243, 245, 249–253], Weichgewebsdicke [252], Körpertyp [254], Alter und Geschlecht [255] zu achten.



## 4 Material und Methoden

### 4.1 Freiwilligenkollektiv

Für die Referenzexperimente zur regionalen Validierung von FE Menschmodellen wurden elf männliche Probanden rekrutiert. Zu Beginn der Studie lag ein positives Votum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der LMU vor (Referenznummer 18-644). Eingeschlossen wurden Probanden, die das 18. Lebensjahr vollendet hatten und in Bezug auf ihre Körpergröße und -Masse dem 50. Perzentil der Deutschen Bevölkerung nahekommen (SizeGermany, Humansolutions, 2008). Des Weiteren musste für die Aufnahme in das Studienkollektiv eine unterschriebene informierte Zustimmung zur Studienteilnahme vorliegen. Die Probanden hatten zu jedem Zeitpunkt die Möglichkeit, die Studienteilnahme ohne Darlegung von Gründen zu beenden. Kein Proband beendete die Studie vorzeitig. Alle Teilnehmer wurden zu Beginn der Studie anonymisiert und mit fortlaufenden Nummern geführt, aufgrund von Vorversuchen beginnend bei Proband 08. Probanden 09 und 11 wurden nicht in die vorliegende Dissertation aufgenommen.

In Tabelle 1 sind Alter, Körpergröße und -Masse sowie Angaben zu regelmäßig ausgeübten Sportarten der neun Probanden gelistet, deren Datensätze in der Auswertung berücksichtigt wurden. Sie waren zum Zeitpunkt der Studie  $27 \pm 6$  Jahre alt,  $177 \pm 2$  cm groß und  $78 \pm 3$  kg schwer (jeweils Mittelwert  $\pm$  eine Standardabweichung) und mit Ausnahme eines Probanden aktive Sportler. Detaillierte Körpermaße sind Appendix A zu entnehmen (Tabelle 6, S. 181). Die Standardabweichung von Unter- bzw. Oberschenkelumfang beträgt 2 cm bzw. 4 cm, die der Unterschenkellänge 1 cm.

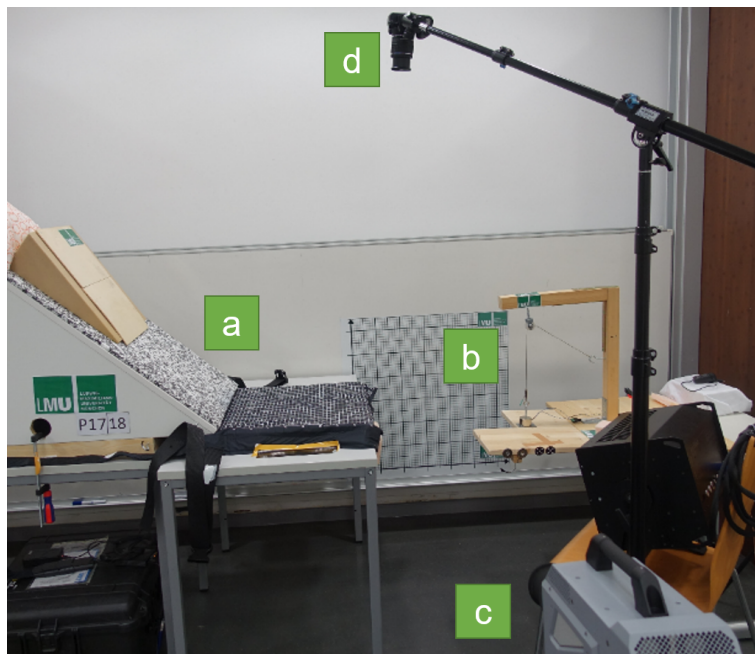
**Tabelle 1:** Alter, Körpergröße, Körpermasse und Angaben zu regelmäßig ausgeübten Sportarten des Probandenkollektivs (n=9)

Proband	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Masse (kg)	Sportart(en)
P08	23	179	75	Fußball
P10	29	180	75	<i>keine Angabe</i>
P12	22	180	82	Rudern
P13	28	176	78	American Football
P14	20	175	76	Fahrrad, Schwimmen
P15	39	177	77	Fahrrad, Meditation
P16	30	175	81	Fußball, Laufen
P17	22	174	82	Eishockey, Tennis, Schwimmen, Fußball
P18	26	179	76	Fahrrad, Klettern, Laufen

Keiner der Teilnehmer berichtete von akuten oder chronischen Schmerzen oder vorangegangenen Verletzungen in den unteren Extremitäten bzw. der Wirbelsäule oder sonstigen kontra-indizierenden Befunden. Alle Probanden wiesen eine Tendenz zur Dominanz des rechten Fußes auf [256].

### 4.2 Versuchsaufbau und Instrumentierung

Der Versuchsaufbau wurde in Anlehnung an die in Abschnitt 3.2 beschriebene Versuchsreihe von van der Meché und van Gijn (1986) entwickelt [121]. Das Grundgerüst entstand im Rahmen einer Bachelorarbeit [257] und wurde für Vorstudien [207, 258] bzw. die vorliegende Dissertation angepasst und erweitert. Der Proband lag mit seinem Oberschenkel auf einem Tisch, der Oberkörper wurde auf einem Holzkeil 40° zur Horizontalen abgestützt [152] (Abbildung 12).



**Abbildung 12:** Laterale Ansicht des Versuchsaufbaus: Tisch mit Rückenlehne, auf dem die Probanden Platz nahmen (a), Holzklappe mit Auslöserarm, auf dem die Probanden ihre rechte Ferse positionierten (b) sowie Position der High-Speed-Kamera (c) bzw. der Kamera von oben (d) zur optischen Erfassung der Knie-Pendeltests

Der Holzkeil war entlang des Tisches stufenlos auf die individuelle Anthropometrie der Probanden einstellbar. Ein zusätzlicher, an der Rückenlehne höhenverstellbarer Keil mit 15° Winkel diente dem bequemen Ablegen des Kopfes; zusätzlich konnte die Kopfneigung in der Sagittalebene auf Wunsch mit einem Kissen individuell angepasst bzw. gepolstert werden. Die rechte Ferse wurde für die Versuchsreihe auf einer Holzklappe positioniert, wobei der rechte Unterschenkel keine Unterstützung erfuhr. Der linke Unterschenkel hing frei vom Tisch herunter.

Die Holzklappe wurde an einem weiteren, höhenverstellbaren Tisch über einen Ausleger mit Umlenkrolle mithilfe eines Elektromagneten unter Strom in der Horizontalen gehalten. Die Holzklappe diente der reproduzierbaren Positionierung sowie dem kontrollierten Auslösen der Pendelbewegung des Unterschenkels. Für letzteres konnte, angelehnt an die Armfall-Experimente von Spirduso und Duncan (1976) [118], über einen Schalter die Stromzufuhr unterbrochen und der Haltemagnet entmagnetisiert werden, was ein kontrolliertes Herunterklappen der Fersenunterstützung und folglich freies, schwerkraftinduziertes Pendeln des rechten Unterschenkels ermöglichte. Um Verletzungen durch einen zweiten Kontakt zwischen Fallklappe und Unterschenkel bzw. Fuß zu vermeiden, wurde die Fallklappe nach ihrer ersten Schwungphase unter dem Fallklappentisch mit einem Fangmechanismus fixiert.

Ein zwei Zentimeter starker Schaumstoffzuschnitt, dessen Material bereits als FE Materialmodell beschrieben wurde, polsterte die Kontaktfläche zwischen Wade und Tischkante und begrenzte den Auslenkungswinkel der ersten Schwungphase des Unterschenkels nach Durchschreiten des relevanten Kniewinkelbereichs.

Der Versuchsaufbau wurde wie folgt instrumentiert, um die Kinematik und EMG-Aktivität der Probanden vor bzw. während der Pendelbewegung des Unterschenkels zu erfassen. Eine Hochgeschwindigkeitskamera (Modell FASTCAM SA-Z, Photron) filmte den Unterschenkel senkrecht zu dessen idealisierter Bewegungsebene mit 2000 Hertz für eine Dauer von zwei Sekunden ab Auslösen der Fallklappe. Die Kamera wurde vor jedem Versuch kalibriert. Basierend auf einer Studie von Schurr et al. (2017), die zwei- und dreidimensionale Kinematiken der unteren Extremität im Sport vergleichen [259], ist davon auszugehen, dass High-Speed-Aufnahmen gegenüber einem 3D-markerbasierten Bewegungsmesssystem eine ausreichende Näherung bieten. Insbesondere um das Verhalten von Weichgewebe unter Last mit simulativen Ansätzen vergleichen zu können stellen diese sogar einen Vorteil dar. Eine weitere Digitalkamera speicherte die Bewegung des Unterschenkels in Aufsicht mit 60 Hertz. Vor jedem Versuch wurden die Position des Probanden in der Übersicht bzw. die Position des rechten Unterschenkels bzw. Fußes in standardisierter Vorder- und Seitansicht fotografiert.

Die EMG-Aktivität wurde an der Hautoberfläche kabellos ebenso mit 2000 Hertz abgegriffen (EMG-Modell Myon 320, Myon AG, Schwarzenberg). Die analogen Messsignale (Potenzialdifferenz zwischen zwei Elektroden auf dem Muskelbauch) wurden mithilfe eines Analog/Digital (A/D)-Wandlers in ein digitales Signal konvertiert (Modell NI USB-6210, National Instruments, Austin). Die Maximalkraftübungen (Engl.: „maximum voluntary contractions“, kurz MVC) wurden mit einem Eingangsbereich von

$\pm 2,5$  V, alle restlichen Messungen in einem Bereich von  $\pm 1,25$  V erfasst. Die Messsignale überschritten die jeweiligen Messbereiche zu keiner Zeit. Der Haltemagnet sowie der Start der Hochgeschwindigkeitsvideoaufzeichnung wurden manuell über einen Kippschalter zeitgleich ausgelöst. Das EMG Gerät wurde bereits vor Beginn des Versuchs gestartet, sodass die EMG-Aktivität vor dem Nullzeitpunkt aufgenommen werden konnte. Die über das Umlegen des Kippschalters ausgelöste Spannungsdifferenz im Triggersignal wurde zusätzlich zeitgleich in einen EMG-Kanal eingespeist, sodass nachträglich der Nullzeitpunkt im EMG-Signal über eine Spannungsstufe identifiziert werden konnte.

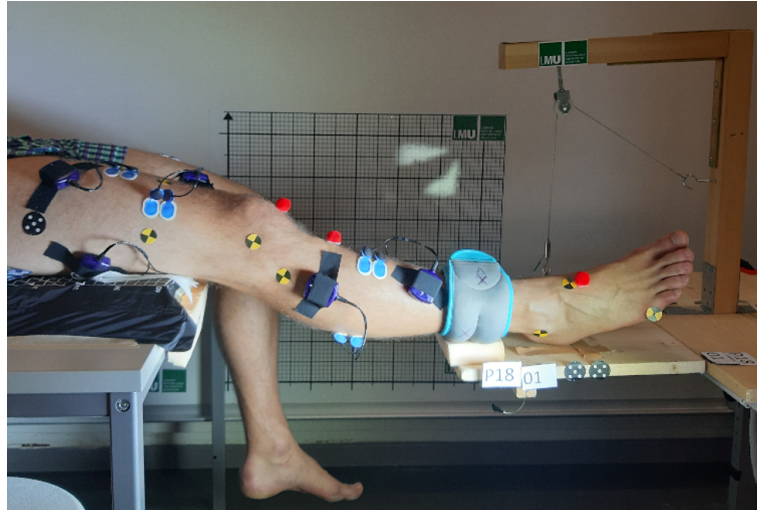
Die Summenpotenziale der bioelektrischen Spannungsdifferenzen der neuronalen Erregungsweiterleitung wurden über zwei Silber- Silberchlorid- Nasselektroden mit einem Sensorbereich von jeweils 1,5 cm und einem Interelektrodenabstand von 2 cm erfasst (Ausführung: BlueSensor N, Ambu GmbH). Die Oberflächen Elektroden wurden auf den prominentesten Bereich des Muskelbauchs entlang des Muskelfaserverlaufs von Muskeln am Torso und den unteren Extremitäten geklebt. Die ausgewählten Muskeln und die in dieser Dissertation verwendeten Abkürzungen sind Tabelle 2 zu entnehmen.

**Tabelle 2:** Übersicht über die vor bzw. während des Pendeltests mittels Elektromyographie erfassten Muskeln der rechten bzw. linken Körperseite sowie die in dieser Arbeit hiernach verwendeten Abkürzungen

<b>Muskel</b>	<b>Körperseite</b>	<b>Abkürzung</b>
Musculus rectus femoris	rechts, links	RF
Musculus vastus lateralis	rechts, links	VL
Musculus biceps femoris	rechts	BF
Musculus tibialis anterior	rechts	TA
Musculus gastrocnemius	rechts	GC
Musculus rectus abdominis	rechts, links	RA
Musculus obliquus internus	rechts, links	OI
Musculus obliquus externus	rechts	OE
Musculus erector spinae longissimus	rechts, links	ES

Im Fall des M. rectus femoris und M. vastus lateralis wurde die Elektrodenposition derart gewählt, dass Crosstalk zwischen den Muskeln bestmöglich reduziert werden kann [260–262]. Die messtechnische Erfassung der per anatomischer Funktion mit der Beinstreckung bzw. -Beugung behafteten Muskeln des M. quadriceps femoris (M. vastus lateralis, M. rectus femoris) bzw. M. biceps femoris dient der Interpretation der Reaktion auf die Knieflexion. Die EMG-Aktivität der restlichen Muskeln der unteren Extremitäten bzw. des Rumpfes soll Aufschluss geben über ausgleichende, haltungserhaltende Strategien des Körpers während des Versuchs.

Eine Auswahl an Orientierungspunkten wurde an der Hautoberfläche des rechten Beines palpirt bzw. ausgemessen und mit verschiedenen Hautmarkern versehen, um die Auswertung der Bewegungsmessung des Unterschenkels zu erleichtern [152]. Eine Übersicht über die Beinposition sowie ein Ausschnitt der Markerpositionen gibt Abbildung 13. Zusätzlich wurden zwei Fünf-Punkt-Marker an der seitlichen Fläche der Fallklappe angebracht.



**Abbildung 13:** Laterale Ansicht der Beinposition auf der Holzklappe in der Versuchshaltung, unmittelbar vor Auslösung eines Pendeltests: die rechte Ferse des Probanden liegt entspannt auf der Fallklappe auf, der linke Unterschenkel hängt frei (Anmerkung: die graue Fesselmanschette ist nicht Teil der vorliegenden Fragestellung)

### 4.3 Versuchsprotokoll

Jeder Proband absolvierte insgesamt achtzehn Versuche. Um den Einfluss der zeitlichen Aufmerksamkeitslenkung auf das Entspannungsvermögen der Probanden zu evaluieren, ging der Hälfte der Versuche eine unmittelbare zeitliche Ankündigung des Versuchstarts durch die Versuchsleitung in Form von lautem Herunterzählen von 3 auf 1 voraus. In der anderen Hälfte wurde der Versuchsbeginn zu einem beliebigen Zeitpunkt innerhalb von einer Minute nach Abschluss aller Vorbereitungen initiiert [207]. Die Ausprägung dieser Versuchskondition wird hiernach mit *Countdown (ja/nein)* bezeichnet. Der Kippschalter war außerhalb des Umblickfelds des Probanden positioniert.

Um Validierungsmaterial sowohl für aktive als auch passive Komponenten eines FE Menschmodells zu gewinnen, wurden zwei verschiedene Reaktionstypen von den Probanden gefordert; eine aktive Reaktion auf die passive Flexion des Knies [149] und ein entspanntes, passives Verhalten ohne bewusste Reaktion [121]. Die jeweilige Testbedingung wurde den Probanden vor jedem Versuch mitgeteilt. Die Freiwilligen wurden für die Versuchsreihe in drei Testgruppen á achtzehn Versuche eingeteilt, die sich

bezüglich der Reihenfolge des Vorhandenseins einer zeitlichen Ankündigung und des Versuchstyps unterschieden. Jeder Proband absolvierte dieselbe Anzahl an Versuchen pro Versuchsbedingung. Die Testmatrix ist in Tabelle 3 aufgeführt.

**Tabelle 3:** Übersicht über die Zuteilung der neun Probanden in die drei verschiedenen in der vorliegenden Dissertation durchgeführten Versuchskonditionen unter Angabe der Versuchsnummer (1-18), des Vorhandenseins eines Countdowns (ja/nein) und des geforderten Reaktionstyps (passiv/aktiv)

	<b>Proband 08, 10, 12</b>		<b>13, 15, 17</b>		<b>14, 16, 18</b>	
<b>Versuch</b>	<b>Countdown</b>	<b>Reaktion</b>	<b>Countdown</b>	<b>Reaktion</b>	<b>Countdown</b>	<b>Reaktion</b>
1	ja	passiv	ja	passiv	nein	aktiv
2	nein	aktiv	ja	passiv	nein	passiv
3	ja	passiv	nein	passiv	ja	passiv
4	ja	passiv	nein	aktiv	ja	passiv
5	ja	passiv	nein	passiv	ja	passiv
6	nein	aktiv	ja	passiv	nein	passiv
7	nein	passiv	nein	aktiv	nein	aktiv
8	nein	passiv	nein	passiv	ja	passiv
9	nein	passiv	nein	aktiv	nein	passiv
10	ja	passiv	ja	passiv	ja	passiv
11	ja	passiv	ja	passiv	ja	passiv
12	nein	passiv	ja	passiv	ja	passiv
13	ja	passiv	ja	passiv	nein	passiv
14	nein	aktiv	nein	passiv	ja	passiv
15	ja	passiv	ja	passiv	nein	passiv
16	ja	passiv	ja	passiv	ja	passiv
17	nein	passiv	nein	passiv	nein	passiv
18	ja	passiv	nein	passiv	nein	aktiv

Folgendes wurde den Probanden vorab kommuniziert:

1. Zeitliche Ankündigung: Es gibt zwei verschiedene Testbedingungen bezüglich der Ankündigung des Zeitpunkts zu dem die Fallklappe ausgelöst wird: mit zeitlicher Ankündigung über Herunterzählen von drei auf eins (d.h. „3-2-1-jetzt“) und ohne Ankündigung; hierbei fällt die Fallklappe eine beliebig kurze Zeit nach Beendigung aller Vorbereitungen ohne Herunterzählen, jedoch spätestens nach einer Minute.

2. Testbedingungen und erwartetes Verhalten: Es gibt zwei verschiedene Testbedingungen:

- passiv: Sie lassen ihren Unterschenkel der Schwerkraft folgen, ohne bewusst zu reagieren; d.h. sie versuchen so entspannt wie möglich zu reagieren. Der Unterschenkel darf beliebig oft frei durchschwingen.
- aktiv: In dieser Testbedingung sollen sie gleichermaßen versuchen, so entspannt wie möglich zu liegen. Wenn sie merken, dass ihr Fuß zu fallen beginnt, versuchen sie ihn schnellstmöglich wieder in die Ausgangslage zu bringen, indem sie ihr Knie durchstrecken.

Um die interindividuelle Höhe der Muskelaktivierung mit der Ansteuerung eines Menschmodells vergleichen zu können, wurden EMG-Referenzmessungen für alle Muskeln in zwei Körperzuständen durchgeführt: in Ruhe und bei individuell maximal möglichen, isometrischen Kontraktionsübungen. Die Versuchsbedingungen zur Erfassung der Normalisierungs-Parameter waren wie folgt:

1. EMG-Ruhemuskeltonus

Die EMG-Aktivität des ruhenden Körpers wurde in zwei Positionen und zu zwei Zeitpunkten über eine Dauer von 30 Sekunden erfasst; in der Versuchshaltung, mit dem rechten Knie in Extension, die Ferse auf der Fallklappe ruhend, jeweils vor der Versuchsreihe und nach Abschluss der achtzehn Versuche. Die Maßgabe lautete, sich maximal zu entspannen und für die Dauer der Messung nicht zu bewegen.

2. Maximale willkürliche Kontraktion (MVC)

Der Proband führte spezifische Übungen durch, die darauf abzielen die freiwillig maximal mögliche Anspannung eines bzw. mehrerer Muskelstränge ohne Längenänderung (isometrisch) herbeizuführen und mit dem EMG zu erfassen [263]. Die Übungen wurden vorab erklärt und gezeigt. Es wurden pro Übung drei Wiederholungen durchgeführt, eine Übung dauerte fünf Sekunden. Die Reihenfolge der Übungen wurde randomisiert, zwischen zwei Übungen wurden mindestens zwei Minuten Erholung gewährt.

Das Einsitzprotokoll wurde mit dem Ziel einer entspannten und zugleich reproduzierbaren Sitz- und Beinhaltung entwickelt. Da die Kinematik lediglich in zwei Ebenen erfasst wurde, lag der Schwerpunkt auf einer möglichst isolierten Unterschenkelbewegung, die, obgleich fehlender externer Führung, so wenig wie möglich die anterior-posteriore Bewegungsebene verlässt. Stillman und McMeeken vermuteten als Ursache für late-

rale Bewegungsmuster des Unterschenkels beim Pendeltest eine erhöhte Mobilität des Hüftgelenks sowie eine unzureichende Oberschenkelabstützung [152]. Beide Faktoren wurden in der Versuchsplanung durch die stabilisierende Fixierung der Hüfte mithilfe eines Beckengurts sowie Vorlast des Oberschenkels durch submaximale Knieextension in Ausgangsstellung berücksichtigt. Letztere sollte zugleich die Oberschenkelbewegung aufgrund der Weichteilbelastung zwischen Femur und Tischfläche während des Versuchs relativ gering halten [120]. Für die Fixierung des Oberkörpers wurde ein Beckengurt rechts und links des Sitzkeils verankert, der sich vor dem Becken des Probanden schließen ließ.

Schritte 1-6 wurden für jeden Probanden befolgt und vor jedem Versuchsdurchgang geprüft und bei Abweichungen wiederholt:

1. Der Proband nimmt mittig auf der Tischfläche Platz und lehnt sich entspannt an die Rückenlehne. Falls erwünscht, kann der Kopf zusätzlich zur Kopfstütze durch ein Kopfkissen gepolstert werden.
2. Positionierung des Knies relativ zum Tisch: über horizontales Einstellen der Rückenlehnenfixierung, d.h. Begrenzung der Sitztiefe, wird sichergestellt, dass alle Probanden unter zu  $90^\circ$  gebeugtem rechten Knie dieselbe horizontale Distanz zwischen Kniekehle bzw. Fibulakopfmarker und Tischkante aufweisen und diese Distanz das freie Schwingen des Unterschenkels ermöglicht.
3. Fixieren des Probanden in der Sitzhaltung durch Anlegen des Beckengurtes unterhalb der beiden Spinae iliaca anterior superior; der Proband soll nicht nach unten rutschen können und gleichzeitig entspannt, ohne Druck auf dem Becken sitzen können.
4. Horizontale und vertikale Einstellung der Fallklappe relativ zum Tisch: das rechte Bein des Probanden wird zunächst aus voller Extension langsam abgesenkt und gebeugt, bis ein Kompromiss aus initialer Oberschenkelbelastung und ausreichend großem Ausgangskniewinkel erreicht ist. Dieser Grad der Knieflexion wird durch vertikale Einstellung der Fallklappe beibehalten. Anschließend wird die horizontale Distanz der Fallklappe so eingestellt, dass die Zehen zu Beginn des Pendelvorgangs keinen Kontakt mit der Fallklappentischkante haben können.
5. Positionierung der rechten Ferse: der Proband sucht sich eine subjektiv bequeme Fersenposition auf der Fallklappe durch Fußinversion bzw. Plantarflexion des Knöchels bzw. Außenrotation im Hüftgelenk; der linke Unterschenkel hängt entspannt von der Tischkante; die Position der Ferse auf der Fallklappe sowie der Grad der Plantarflexion und -inversion werden für Folgeversuche dokumentiert.



6. Armposition: die Arme ruhen entspannt neben der Hüfte; vor jedem Versuch wurde in jede Hand ein Tennisball gegeben, um zu verhindern, dass sich der Proband anderweitig abstützt.

Nach Ablauf der achtzehn Versuche wurde der persönliche Eindruck der Teilnehmer mit folgenden Fragen ermittelt:

1. In welcher Testbedingung konnten Sie sich subjektiv besser entspannen, mit oder ohne Countdown?
2. Haben Sie sich eher zu Beginn oder zum Ende der Versuche hin besser entspannen können?
3. Haben Sie den Zeitpunkt des Versuchsbeginns, z.B. durch ein Geräusch des Kipp-schalters, wahrnehmen können?

Im Vorfeld des Versuchstags wurde jedem Freiwilligen die Möglichkeit gegeben, das Studienprotokoll zu lesen. Am Versuchstag wurden Inhalt und Ziele sowie die Rolle des Probanden bei der Studie nochmals mündlich erläutert und etwaige Fragen geklärt. Des Weiteren wurden Ausschlusskriterien abgeprüft und Regelmäßigkeit bzw. Intensität etwaig ausgeübter Sportarten ermittelt. Lag eine unterschriebene Einwilligungserklärung vor, wurde der Freiwillige als Proband anonymisiert in die Studie aufgenommen. Nach Ausfüllen eines Beindominanzfragebogens [256] wurde der Proband gebeten sich umzuziehen. Die Versuche wurden in bereitgestellten Boxershorts durchgeführt. Der Untersuchungsraum wurde für ein angenehmes Raumklima vorab aufgeheizt, um konstante Versuchsbedingungen, insbesondere für die Erfassung des EMG-Ruhemuskeltonus [247], herzustellen.

Zunächst wurden die Hautstellen über den Muskelbäuchen der untersuchten Muskeln identifiziert, rasiert und mit einem abrasiven Gel sowie Alkohol gereinigt. Anschließend wurden die Elektrodenpaare beklebt, die EMG-Senderkästchen mit den Elektroden verbunden und mit hautfreundlichem Klebeband an der Haut befestigt. Die knöchernen Orientierungspunkte wurden palpirt und für die Bewegungsmessung markiert. Anschließend wurden die anthropometrische Maße der Probanden dokumentiert.

Bevor die Probanden ein lockeres Aufwärmprogramm absolvierten, wurden ihnen spezifische Übungen zur Ermittlung der EMG-Aktivität der individuellen Maximalkraft der erfassten Muskeln erklärt. Die isometrischen Maximalkraftübungen wurden gegen statischen Widerstand zweier Personen bzw. geeigneter Bänder ausgeübt, um eine unerwünschte Längenänderung der betreffenden Muskelpartie bestmöglich zu reduzieren. Die Probanden wurden durchgängig verbal motiviert die höchstmögliche Kraft auf-

zubringen. Die Maximalkraftübungen wurden von Konrad (2011) beschrieben [263]. Nach Abschluss der Versuchsvorbereitungen wurde der Versuchsaufbau erklärt sowie dessen Schutzeinrichtungen (Schaumstoffpolster und Fangmechanismus der Fallklappe) hervorgehoben, um das Vertrauen und damit die Fähigkeit zur Entspannung zu erhöhen.

Anschließend wurde das Einsitzprotokoll befolgt. Die initiale Position des Probanden auf dem Tisch und der Fallklappe, Gelenkwinkel und Distanzen der Hautmarker sowie die Rahmenbedingungen der Versuchsumgebung wurden vermessen und detailliert dokumentiert (Tabelle 7, S. 182 und Tabelle 8, S. 183, Appendix A). Nach Abschluss der Positionierung wurde eine entspannte Ruhemessung in der Versuchsposition durchgeführt. Nach Erläuterung der Versuchsbedingungen wurden achtzehn Versuche durchgeführt, wovon in fünfzehn Versuchen der Unterschenkel mit bzw. ohne Ankündigung frei pendeln sollte. Der Fokus bei der Durchführung der Versuche lag auf einem möglichst hohen Maß an Entspannung. Zwischen den Versuchen gab es Gelegenheit zum Dehnen und Bewegen. Vor jedem Versuch wurde die Ausgangsposition des Körpers auf Tisch und Fallklappe erneut so detailliert wie möglich reproduziert. Nach Abschluss der Versuchsreihe erfolgte die zweite EMG-Ruhemuskeltonusmessung in Versuchshaltung sowie die Abfrage des persönlichen Eindrucks.

Für die Teilnahme erhielt jeder Proband gemäß des Ethikvotums eine monetäre Aufwandsentschädigung. Distanzen und Winkel feststehender Bestandteile des Versuchsaufbaus, wie z.B. Kamera- und Fußstützenposition, wurden abschließend dokumentiert.

## 4.4 Datenauswertung und Darstellung der Ergebnisse

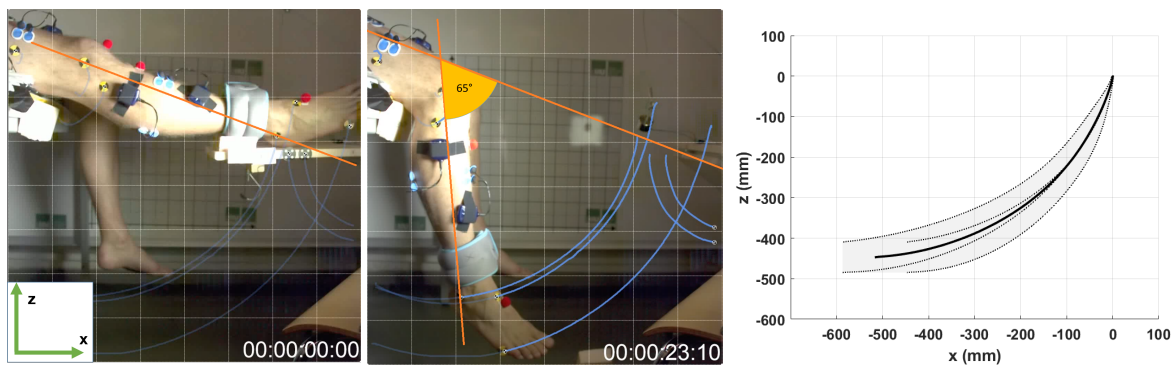
### 4.4.1 Kinematik

Die Gestaltung der Versuchsreihe hatte, wie bereits einleitend dargelegt, zum Ziel, hochwertige neue Validierungsdaten für Menschmodelle zu gewinnen; der aktive Versuchstyp soll dabei das aktive Verhalten von Freiwilligen widerspiegeln, um die Ansteuerung von Muskelcontrollern zu verbessern; die Kinematik des Unterschenkels im passiven Versuchstyp, d.h. idealisiert ohne EMG-Aktivität, soll die biofidele Modellierung passiver Komponenten eines Menschmodells ermöglichen, wie z.B. das Steifigkeitsverhalten von Weichgewebe. Um die der gegenständlichen Dissertation zugrundeliegenden Fragestellungen zu erörtern wird der Fokus der Darstellung auf die Versuche unter der Maßgabe passiven, entspannten Verhaltens gelegt, d.h. auf fünfzehn Versuche pro Teilnehmer.

Die Kinematik der Experimente wird vom Anwender in Form des zeitlichen Verlaufs einer Einzelkurve eines Versuchs bzw. in Form von Korridoren mehrerer Versuche als Validierungsziel verwendet. In der vorliegenden Dissertation soll ein diskreter Parameter auf Basis der Hochgeschwindigkeitsvideos ermittelt werden, um Aussagen über die Pendeldauer des Unterschenkels stellvertretend für die Gesamtkinematik zu treffen. Hierfür wurde zunächst die Bewegung der im Videobild ersichtlichen Hautmarker über die Dauer der ersten Pendelphase bis zum Umkehrpunkt halbautomatisiert verfolgt (Kinovea, Version 0.8.15, Joan Charmant & Contrib.). Die Markerverfolgung wurde durchgängig visuell geprüft und falls nötig manuell korrigiert. Die zweidimensionalen Koordinaten der Marker über die Zeit wurden in Relation zur Initialposition des Kniegelenkmarkers zur graphischen und statistischen Auswertung als Excel-Tabelle exportiert (Microsoft, 2016). Die Markerverläufe können direkt als Validierungsziel vom Anwender genutzt werden.

In Anlehnung an van der Meché und van Gijn (1986) wurde anschließend die Auslenkung des Malleolusmarkers von seiner Ausgangsposition relativ zum Kniegelenksmarker über einen Pendelbereich von  $65^\circ$  auf einen Wert, die Pendeldauer bzw. -zeit, reduziert [121]. Die diskrete Bewertung der Kinematik bedient sich des Zeitraums zwischen dem Start der Videoaufzeichnung (Umlegen des Kippschalters) und dem Durchschreiten des Malleolusmarkers von  $65^\circ$  in Millisekunden. Die dreidimensionale Kinematik der Knieflexion wird somit mithilfe jener Pendelzeit bzw. Pendeldauer zunächst vereinfacht angenähert. Abbildung 14 sind beispielhaft Videoausschnitte der Ausgangsposition bzw. der Position des Malleolusmarkers bei Durchschreiten des  $65^\circ$ -Winkels sowie sämtliche Markerverläufe des Unterschenkels und der Fallklappe über die Zeit zu entnehmen. Die globale x-Achse verläuft waagrecht, die z-Achse senkrecht.

Um den Anwendungsbezug der kinematischen Daten für die Validierung passiver FE Modelle zu erweitern, wird zusätzlich zur Pendeldauer der Verlauf der Malleolustrajektorie vom Nullzeitpunkt bis zu 500 ms nach Versuchsstart in Form eines kinematischen Korridors dargestellt. Die Berechnung folgt der Methodik von Lessley et al. (2004), wonach auf Basis des intraindividuellen Durchschnitts mehrerer Versuchsdurchgänge (in Bezug auf Höhe und Phase des Signals) eine globale Durchschnittskurve berechnet wird [79]. In Abbildung 14, rechts, ist beispielhaft ein Korridor zu sehen. Die durchgängige Linie präsentiert den errechneten Durchschnitt aller berücksichtigten Trajektorien in Millimetern, die gestrichelten Linien entsprechen jeweils der einfachen Standardabweichung in x- bzw. z-Richtung, kombiniert im grau schraffierten Bereich.

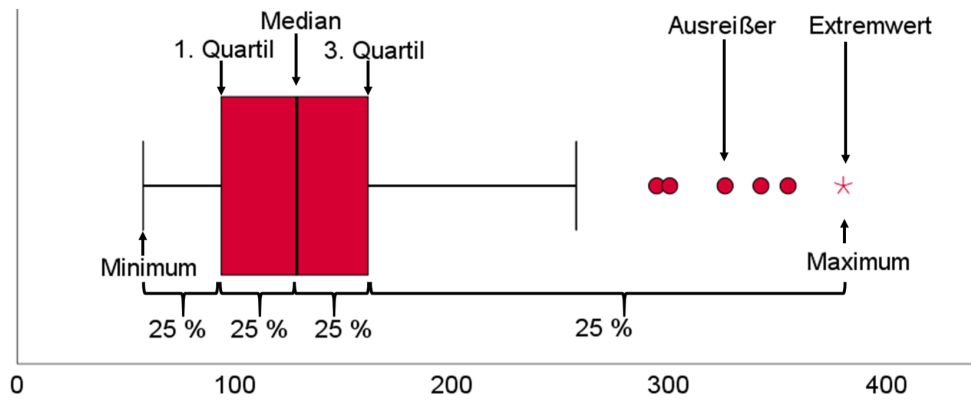


**Abbildung 14:** Schematischer Ablauf der Unterschenkelkinematik: lateraler Videoausschnitt zum Zeitpunkt Null (Ausgangsposition) (links) und bei Durchschreitung des Malleolusmarkers von  $65^\circ$  (mittig) (P18, Versuch 06); der Verlauf der Markerverfolgung von Os metatarsale V, Malleolus, Caput tibiae und Fußrücken sowie der Fallklappe über die Zeit geht aus den blauen Trajektorien hervor (mittig); ein beispielhaft aus mehreren Malleolustrajektorien errechneter kinematischer Korridor beinhaltet den Mittelwert (durchgängige Linie) sowie die Standardabweichungen in zwei Dimensionen (gestrichelte Linien) in Millimetern (rechts)

Bei dreifacher Auswertung desselben High-Speed-Videos betrug die zeitliche Abweichung des Malleolusmarkers mit Software und manueller Korrektur einmal 0,00 ms und einmal 0,14 ms, d.h. die Auflösung des kinematischen Kennwerts wird mit unter 1 ms angenommen. Physikalisch gesehen hängt die Beschleunigung eines Pendels u.a. von der Pendellänge (Distanz zum Schwerpunkt) ab. Auf eine Längennormierung der Pendelzeiten bzw. der Korridore auf die Unterschenkelgröße wurde aufgrund der anthropometrischen Homogenität des Untersuchungskollektivs (die Standardabweichung der Unterschenkelgröße beträgt 2 % der durchschnittlichen Gesamtlänge) verzichtet.

Die kinematischen Ergebnisse in Kapitel 5 werden in Form von Boxplots bzw. im Fall von diskreten bzw. wenigen Datenpunkten als Punktdiagramme dargestellt. Ein Boxplot, beispielhaft in Abbildung 15 dargestellt, repräsentiert die Verteilung von Daten.

Die Box um den Median beinhaltet dabei das 25. bis 75. Perzentil, die Fühler, auch Whiskers genannt, markieren den höchsten bzw. niedrigsten Wert innerhalb des 1,5-fachen Interquartilsabstands (IQA) und können zugleich mit dem kleinsten bzw. größten Messwert zusammenfallen, sofern keine Ausreißer oder Extremwerte vorliegen. Milde Ausreißer liegen innerhalb des 1,5- bis 3-fachen IQA des Boxplots und werden mit einem Kreis markiert; extreme Ausreißer liegen außerhalb des 3-fachen IQA und werden mit einem Sternchen verzeichnet. Aufgrund des bereits qualitativ beobachteten Zusammenhangs zwischen einer Vorankündigung der Versuchsstarts mittels eines Countdowns und der Unterschenkelkinematik [207], werden alle Ergebnisse soweit möglich getrennt nach den zwei Ausprägungen der zeitlichen Vorankündigung (Countdown *[ja/nein]*) betrachtet.



**Abbildung 15:** Schematische Darstellung eines Boxplots zur Veranschaulichung von zentralen Kennwerten der Verteilung einer kontinuierlichen Variable auf der x-Achse: Minimalwert, 25., 50. und 75. Perzentil, Maximalwert sowie Ausreißer (Kreise) bzw. Extremwerte (Sternchen), die innerhalb des 1,5- bis 3-fachen Interquartilsabstands bzw. außerhalb des 3-fachen Interquartilsabstands liegen

#### 4.4.2 EMG-Aktivität

Der Auswertungszeitraum der EMG-Signale berücksichtigt sämtliche EMG-Aktivitäten bis zum Durchschreiten von  $65^\circ$  Knieflexion. Die EMG-Rohsignale der Ruhe-, MVC- und Versuchsmessungen wurden nach Verstärkung durch den A/D Wandler als Textdatei exportiert; die 162 Datensätze der Versuchsdurchläufe wurden anhand des Triggersignals in die EMG-Aktivität vor und nach dem Nullzeitpunkt des Versuchs (hier nach mit  $t_0$  bezeichnet) aufgeteilt. Anschließend wurden alle Rohsignale mit *Matlab* wie folgt prozessiert. Die Signale wurden zuerst mit einem Bandpass-Filter zweiter Ordnung (Methode *Butterworth*) mit Grenzfrequenzen von 20 Hertz Highpass- bzw. 500 Hertz Lowpassfilter ohne Phasenverschiebung (Funktion *filtfilt*) gefiltert. Anschließend wurden die gefilterten Signale durch Betragsbildung vollgleichgerichtet und über ein gleitendes Fenster von 25 ms geglättet. Die durch elektrokardiomyographische Artefakte verunreinigten EMG-Signale der Rumpfmuskulatur konnten mithilfe eines Highpass-Filters von 30 Hz Grenzfrequenz minimiert werden [264, 265]. Die EMG-Signale der unteren Extremitäten wiesen im Frequenzspektrum keine Signalverunreinigungen auf.

Die Höhe der EMG-Aktivität vor bzw. nach  $t_0$  wird jeweils prozentual zur individuellen Maximalkraft (% MVC) sowie zum individuellen EMG-Ruhemuskeltonus (% EMG-RMT) präsentiert. Ersteres entspricht dem höchsten Spannungswert der drei Wiederholungen der Maximalkraftmessungen nach Signalprozessierung. Die zweite Referenz entspricht dem Minimum eines gleitenden Mittelwertes mit 150 ms Fensterweite innerhalb des dreißigsekündigen, prozessierten und artefaktfreien EMG-Signals in Ruhe vor Beginn der Versuchsreihe.

Zur Diskretisierung zeitabhängiger EMG-Parameter lieferte die „Change Point“-Methode die beste Übereinstimmung mit der optischen Auswahl von EMG-Onsets und -Offsets [266, 267]. Ein Onset bzw. Offset wurde somit definiert als der Zeitpunkt, an dem die Summe der quadrierten Abweichungen des prozessierten EMG-Signals über bzw. unterschritten werden. Angewandt wurde die Methodik mithilfe der Softwareseitig implementierten *Matlab*-Funktion *findchangepts* (Methode: *Statistics, rms*), mit der alle Zeitpunkte mit signifikanter Änderung der Summe der quadrierten Abweichungen des Signals, fortlaufend berechnet über jeweils 25 Samples, automatisch markiert werden.

Eine Mehrfachauswahl von Onset- bzw. Offset-Zeitpunkten sowie EMG-Aktivitäten von kurzer Dauer und/oder geringer Höhe wurden somit explizit berücksichtigt. Die resultierenden Onset- und Offset-Zeitpunkte wurden anschließend für jedes Signal optisch kontrolliert und bei einer Mehrfachauswahl auf jeweils einen Zeitpunkt (Hauptaktivität) reduziert bzw. bei fehlendem automatisiertem Onset oder Offset nach optischen Hinweisen auf eine erhöhte EMG-Aktivität gesucht. Das EMG-Aktivitätsmaximum nach  $t_0$  wurde ebenfalls automatisiert erfasst unter der Bedingung, dass es zwischen Onset- und Offsetzeitpunkt auftritt, unabhängig davon, ob der Onset vor  $t_0$  liegt. Auf Basis der Zeitpunkte von Onset, Offset und Maximum wurden zwei weitere Variablen, die Aktivitätsdauer (Offsetzeitpunkt minus Onsetzeitpunkt) und die Dauer bis zur maximalen Aktivität (Zeitpunkt des EMG-Maximums minus Onsetzeitpunkt), berechnet.

EMG-Onsets, die vor dem Zeitpunkt einer physiologisch realistischen Reflexantwort auf die Knieflexion zu beobachten waren (M. quadriceps femoris: 21ms bzw. M. biceps femoris: 17ms, [268]), wurden als Voraktivität gewertet. Die sogenannte *EMG-Aktivität vor  $t_0$*  entspricht dem Mittelwert der Spannungswerte im Bereich von -150 ms vor  $t_0$  bis zum Nullzeitpunkt nach Datenaufbereitung [197, 211]; sie wurde ausschließlich für diejenigen Versuche ermittelt, die keine Voraktivität im klassischen Sinne (verfrühter EMG-Onset) aufwiesen. Ein Kennwert, der v.a. im Bereich der Sportwissenschaft Anwendung findet, ist das Integral der EMG-Kurve (sogenanntes IEMG) vor einem Event (z.B. Bodenkontakt beim Drop-Jump) [196, 197, 210, 213]. In der Regel handelt es sich bei diesen Betrachtungen jedoch um tatsächliche Onsets vor  $t_0$ , nicht um einen potenziell erhöhten EMG-Ruhemuskeltonus, wie er in der vorliegenden Dissertation quantifiziert werden soll. Im Gegensatz zur Fläche unterhalb der EMG-Aktivitätskurve ist der Mittelwert der EMG-Kurve eine Größe, die für die Ansteuerung von Muskelcontrollern im FE Modell Anwendung finden kann, weshalb kein IEMG berechnet wurde.

Zur Einordnung der muskulären Reaktion hinsichtlich ihres anzunehmenden (supra-)spinalen Reflexwegs in Form der EMG-Reaktionszeit wurde die Einteilung nach Kurtzer (2014) herangezogen, wonach kurzlatenzige, spinale Reflexe in etwa bis zu 50 ms, langlatenzige, transkortikale Reflexe circa 50 bis 100 ms nach Reizeintritt messbar sind; rein willkürliche Reaktionen nimmt Kurtzer nach rund 100 ms an [269]. Eine Ausnahme hierzu bildet die Einteilung nach Hammond (1956), die von van der Meché und van Gijn referenziert wurde [167] und welche für den Vergleich mit der Pendeltestreihe von 1986 herangezogen werden soll (siehe nachfolgender Abschnitt 4.4.3) [121].

Um die Reliabilität der Erfassung des EMG-Ruhemuskeltonus bewerten und etwaige messtechnische, externe oder interne Einflüsse wie Drift, veränderter Hautleitwiderstand durch Schweiß oder Temperaturschwankungen ausschließen zu können, wurden die EMG-Signale aller erfassten Muskeln der unteren Extremität vor Beginn der Versuchsreihe mit denen nach Abschluss der Versuchsreihe, jeweils in Versuchsposition, verglichen. Zur Untersuchung gegenständlicher Fragestellungen wurden darüber hinaus ausschließlich die bioelektrischen Signale des rechten Unterschenkelstreckers (M. vastus lateralis und M. rectus femoris) bzw. Beinbeugers (M. biceps femoris) herangezogen. Muskelaktivität der Rumpfmuskulatur dient vornehmlich der Stabilisierung des Oberkörpers während des Unterschenkelpendelns und steht nicht in direktem Zusammenhang mit den Fragestellungen dieser Dissertation. Die weiteren erfassten Muskeln der unteren Extremitäten stehen aufgrund ihrer Funktion nicht im Verdacht, die Pendelzeit des Unterschenkels maßgeblich beeinflussen zu können; ihre EMG-Aktivität vor  $t_0$  wird zum Vergleich beider Normalisierungsparameter ergänzend herangezogen.

Die elektromyographischen Ergebnisse werden ebenso in Form von Boxplots (siehe Erläuterung auf S. 47 bzw. in Abbildung 15, S. 47) bzw. bei einer geringen Anzahl an Datenpunkten als Balken- oder Punktdiagramme dargestellt. Auch hier erfolgt die Darstellung getrennt nach der Ankündigungsform mit bzw. ohne Countdown. Die Unterschenkelstreckermuskeln werden in blau, der Beinbeugermuskel in rot geplottet. Zusätzlich zur graphischen Darstellung der Ergebnisse der Validierungsversuchsreihe wurde eine nicht-parametrische, bivariate Korrelation (Koeffizient: Spearman'sches Rho ( $\rho$ ); Signifikanzniveau: soweit nicht anders angegeben 0,01, zweiseitig) zur Sichtung von Zusammenhängen zwischen kontinuierlichen Parametern des Versuchsablaufs und Kennwerten der EMG-Aktivität bzw. Kinematik gerechnet. Assoziationen zwischen nominal skalierten Variablen mit dichotomen Merkmalen und kontinuierlichen Parametern wurden mittels Mann-Whitney-U-Test überprüft.

### 4.4.3 Herangehensweise zur Identifikation von passiven Validierungsversuchen

Legt man u.a. die eingangs beschriebenen Beobachtungen von van der Meché und van Gijn (1986) zugrunde [121], ist anzunehmen, dass die Pendelzeiten der vorliegenden Versuche ebenso mit einer gewissen Streubreite auftreten. Nicht alle Probanden werden gleichermaßen Versuchsvorgaben umsetzen und völlig entspannt in derartige Versuche zu starten vermögen bzw. (un-) bewusst auf die Längenänderung der Muskulatur aufgrund der unvermittelten Knieflexion mit einer Verzögerung der Pendelbewegung reagieren. Desgleichen ist denkbar, dass Probanden unterstützend mitwirken und die Knieflexion (un-)bewusst beschleunigen. Beide Umstände könnten bei undifferenzierter Verwendung der Summe aller Versuche die Qualität des experimentellen Datensatzes als kinematisches Validierungsziel für passive Modelle mindern.

Deshalb ist es nötig, eine objektive Methodik zur Kategorisierung von Versuchen in gültige, d.h. Versuche mit annähernd passiver Kinematik, bzw. ungültige, d.h. Versuche mit muskulär beeinflusster Kinematik, zu entwickeln. In Ermangelung allgemeingültiger, in der Literatur verfügbarer Verfahren, eine selbst auf sehr geringem Niveau nicht vorhandene EMG-Aktivität eindeutig zu identifizieren, sollen in der vorliegenden Dissertation die zwei nachfolgend beschriebenen Verfahren verfolgt und diskutiert werden.

Die erste Vorgehensweise zur Abgrenzung (re-)aktiver von nahezu passiven Versuchen beruht auf der optischen Einzelfallanalyse aller EMG-Signale. Die Kinematik der Versuche, die sowohl nach o.g. Onset-Definition als auch nach individueller optischer Kontrolle in den prozessierten EMG-Signalen von Unterschenkelstrecker und -Beuger weder vor noch nach  $t_0$  charakteristische Zeitpunkte (Onset, Offset, Maximum) einer Muskelaktivität erkennen lassen und deren EMG-Signale sich nach  $t_0$  qualitativ nicht erkennbar von jenen vor  $t_0$  differenzieren lassen, wird als nahezu passives, völlig entspanntes Verhalten interpretiert. Diese Vorgehensweise, hiernach als Einzelfallmethode bezeichnet, erfordert eine tiefgründige, mit hohem Zeitaufwand verbundene Auseinandersetzung mit der Gesamtheit aller experimenteller Ergebnisse.

Als Ergänzung zur Einzelfallmethode soll in der vorliegenden Dissertation ein erster Versuch unternommen werden, eine Eingrenzung von Versuchen mit nahezu passiver Kinematik mithilfe der Etablierung von einem bzw. einer Kombination von mehreren EMG-Grenzwerten zu erlangen. Dieser zweite Lösungsansatz beruht auf der Annahme, dass, neben dem Ausbleiben einer EMG-Aktivität, eine sehr niedrige EMG-Aktivität vor bzw. nach  $t_0$  einen kaum messbaren bzw. nicht maßgeblichen Einfluss auf die Kinematik haben wird. Der Beobachtung von van der Meché und van Gijn (1986) folgend,



wonach sich Versuche mit einer relativ kurzen Reaktionszeit hinsichtlich ihrer Pendeldauer nicht von Versuchen ohne muskuläre Reaktion unterscheiden ließen [121], wird des weiteren der Einfluss der EMG-Reaktionszeit auf die Kinematik untersucht.

Die resultierenden Pendeldauern der Grenzwertmethodik sollen durch Gegenüberstellung mit dem Vergleichsmaßstab, Resultat der Einzelfallmethodik, überprüft werden. Die systematische Ableitung aussagekräftiger Grenzwerte o.g. Variablen könnte idealerweise eine anwenderfreundliche Reduktion von Versuchen mit vermutlich nicht passiver Kinematik zur Erstellung von kinematischen Korridoren auf Basis vorliegender bzw. künftiger gleichgearteter Experimente ermöglichen, da sie nicht der tiefgreifenden Auseinandersetzung mit den experimentellen Ergebnissen bedarf.

Die für die Dissertation gewählten Grenzwerte sind Tabelle 4 zu entnehmen. Die Grenzwerte, die sich auf die Höhe der EMG-Aktivität vor bzw. nach  $t_0$  beziehen, wurden subjektiv auf Basis der umfassenden Kenntnis der experimentellen Datenlage nach Abschluss der Einzelfallanalyse durch die Autorin gewählt. Die Grenzwerte für die Onsetzeitpunkte der beiden Anteile des M. quadriceps femoris bzw. des M. biceps femoris entsprechen dem Zeitraum, bis zu dem van der Meché und van Gijn (1986) [121] unwillkürliche Reaktionen erwartet hatten [167]. Unter der Prämisse, dass die Unterschreitung eines Grenzwertes auf die Gesamtheit der Muskelreaktion zutreffen musste, führte eine Grenzwertüberschreitung in mindestens einem Muskel (M. biceps femoris, M. vastus lateralis oder M. rectus femoris) zum Ausschluss des Versuchs aus der Pendelzeitbetrachtung. Versuche mit verfrühtem EMG-Onset in mindestens einem Muskel wurden automatisch von der Auswertung ausgenommen.

**Tabelle 4:** Übersicht der auf die drei Elektromyographie (EMG)-Kennwerte angewendeten Grenzwerte relativ zur Maximalkraft (% MVC) bzw. zum EMG-Ruhemuskeltonus (% EMG-RMT), die im Zuge der Grenzwertanalyse in Bezug zur Malleolus-Pendeldauer untersucht wurden: maximale EMG-Aktivität vor und nach  $t_0$  und EMG-Onsetzeitpunkt nach  $t_0$

<b>Kennwert</b>	<b>Einheit</b>	<b>Grenzwerte</b>
Maximale EMG-Aktivität nach $t_0$	% MVC	2; 3; 4; 5; 10
Mittlere EMG-Aktivität vor $t_0$	% MVC	0,40; 0,50; 0,75; 1,00
Maximale EMG-Aktivität nach $t_0$	% EMG-RMT	500; 800; 1000
Mittlere EMG-Aktivität vor $t_0$	% EMG-RMT	125; 140; 150; 200
EMG-Onsetzeitpunkt nach $t_0$	ms	120

Die Methodik, die van der Meché und van Gijn (1986) verfolgt hatten um passive Versuche zu identifizieren [121], kommt zugleich im vorliegenden Datensatz zum Einsatz. Sie besteht darin, den gesamten EMG-Datensatz ausschließlich auf Versuche ohne Muskelaktivität im M. vastus lateralis einzugrenzen, d.h. die Einzelfallmethodik lediglich auf

diesen Muskel anzuwenden. Die EMG-Aktivitäten des M. biceps femoris bzw. M. rectus femoris werden in dieser Auswertung also bewusst vernachlässigt. Des weiteren wird die Kinematik von Versuchen betrachtet, die ausschließlich Reflexe mit kurzer Latenzzeit (Einteilung nach Kurtzer (2014) [269]) im M. vastus lateralis aufwiesen [121].

Die Kinematik der Versuche, in denen die Muskelaktivität kleiner oder gleich des Grenzwertes war, werden im nachfolgenden Kapitel als Punktdiagramm (Pendelzeit) bzw. kinematischen Korridor in Abhängigkeit des jeweiligen Kennwerts aufgetragen.

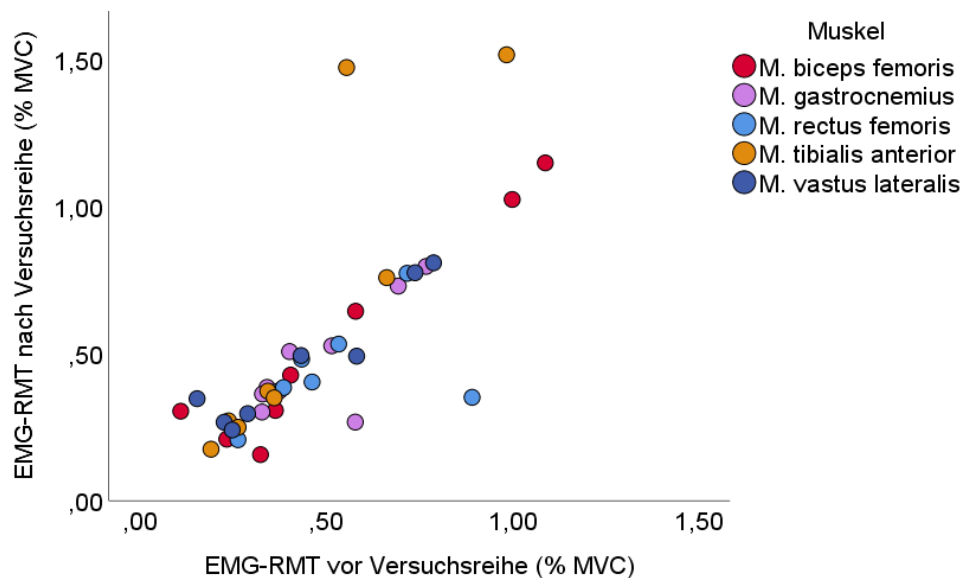
Die graphische bzw. statistische Datenaufbereitung erfolgte mit *SPSS Statistics* (Version 26.0.0, IBM) und *Matlab* (Version R2020b, The MathWorks Inc).

## 5 Ergebnisse

Zur Erschließung der in Abschnitt 2.3 formulierten Zielsetzungen zur Qualifizierung experimenteller Validierungsgrundlagen wurden insgesamt 162 Versuche mit neun Probanden durchgeführt. Alle Datensätze konnten ausgewertet werden.

### 5.1 EMG-Ruhemuskeltonus

In Abbildung 16 ist die EMG-Aktivität der Muskeln der rechten unteren Extremität der neun Probanden vor bzw. nach der Versuchsreihe auf der x-Achse bzw. y-Achse geplottet. Zwischen beiden Messungen liegen jeweils circa drei Stunden. Die zur individuellen Normalisierung herangezogenen MVC-Werte (mV) lassen sich Tabellen 11- 15 im Appendix B (S. 186 ff.) entnehmen.

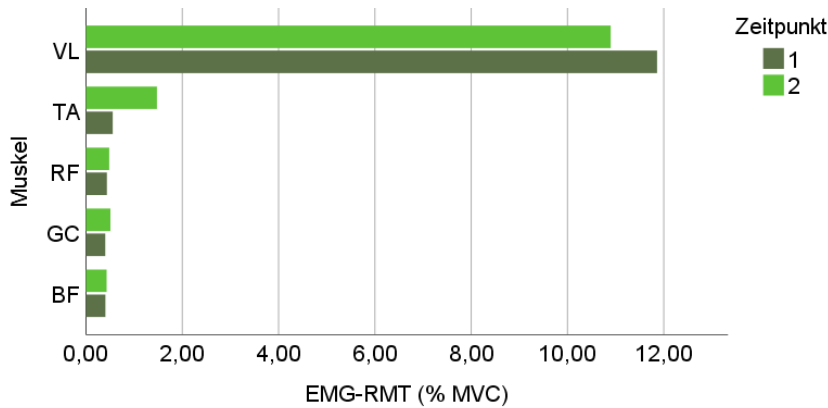


**Abbildung 16:** Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) der neun Probanden vor (x-Achse) bzw. nach (y-Achse) der Pendeltest-Versuchsreihe prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) der folgenden Muskeln der rechten Körperhälfte: M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau), M. vastus lateralis (dunkelblau), M. tibialis anterior (orange), M. gastrocnemius (lila) (n=44; P08, M. vastus lateralis ist zur besseren Anschaulichkeit nicht abgebildet)

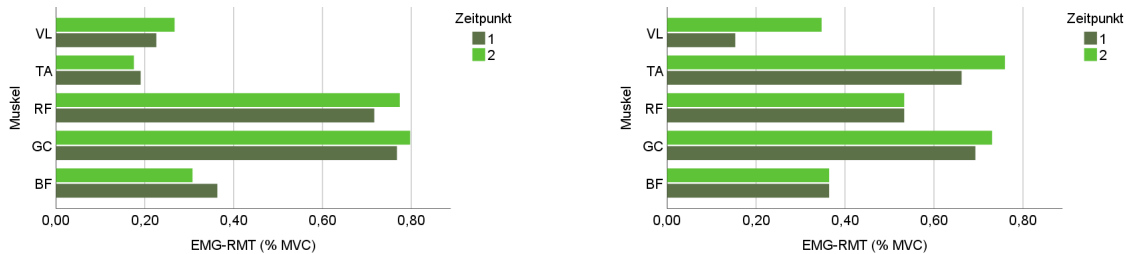
Der EMG-RMT beträgt vor der Versuchsreihe im Median 0,36 (BF), 0,40 (GC), 0,44 (RF), 0,34 (TA) bzw. 0,43 (VL) Prozent der isometrischen Maximalkraft. Die Mediane nach der Versuchsreihe sind identisch (BF) bzw. weichen maximal um 0,06 Prozentpunkte ab. Die Korrelation zwischen beiden Messzeitpunkten ist hochsignifikant ( $\rho = 0,862$ ;  $p = 0,000$ ;  $n = 45$ ).

Einen Überblick über die individuellen Aktivitätsniveaus der Beinmuskulatur vor bzw. nach der Versuchsreihe geben die Balkendiagramme in Abbildungen 17 bis 21. Die x-Achse entspricht der EMG-Aktivitätshöhe des RMT in % MVC, der y-Achse sind die

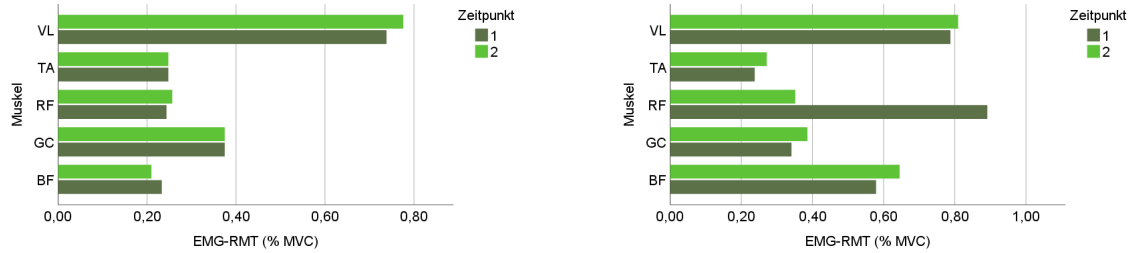
fünf gemessenen Muskeln zu entnehmen. Grundsätzlich weichen die Werte des zweiten Messzeitpunkts nach drei Stunden nur geringfügig vom ersten ab, mit Ausnahme des M. rectus femoris von Proband 14 und 15 bzw. M. gastrocnemius von Proband 18, hier ist der Messwert nach der Versuchsreihe verringert. Im interindividuellen Vergleich gibt es kein einheitliches Bild bezüglich der Aktivitätshöhe der einzelnen Muskeln; je nach Proband treten unterschiedliche Muskeln hervor, meist unter 1 % MVC. Aus der Reihe fällt die EMG-Aktivität des M. vastus lateralis von Proband 08 (Abbildung 17) von knapp unter 12 % MVC.



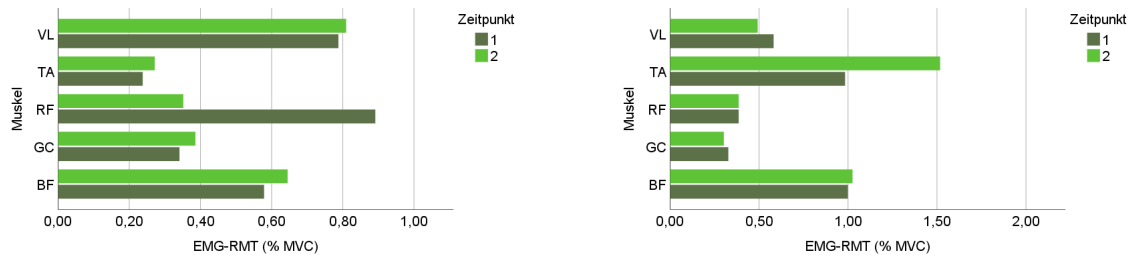
**Abbildung 17:** Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 08 vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe



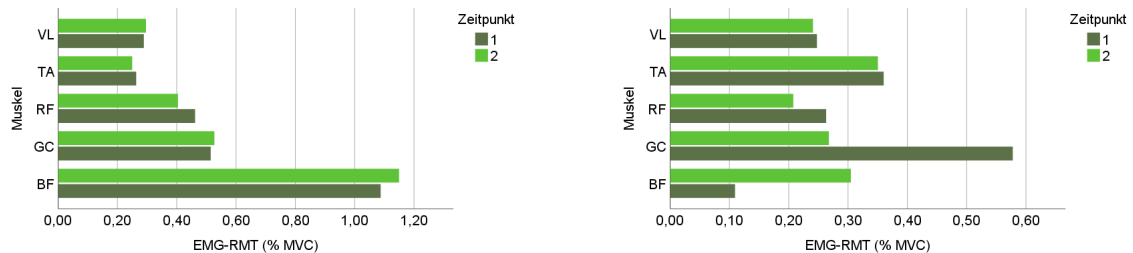
**Abbildung 18:** Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 10 (links) bzw. 12 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe



**Abbildung 19:** Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 13 (links) bzw. 14 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe



**Abbildung 20:** Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) Proband 15 (links) bzw. 16 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe



**Abbildung 21:** Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) prozentual zur isometrischen Maximalkraft im EMG (MVC) des M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) von Proband 17 (links) bzw. 18 (rechts) vor (1, dunkelgrün) bzw. nach (2, hellgrün) der Versuchsreihe

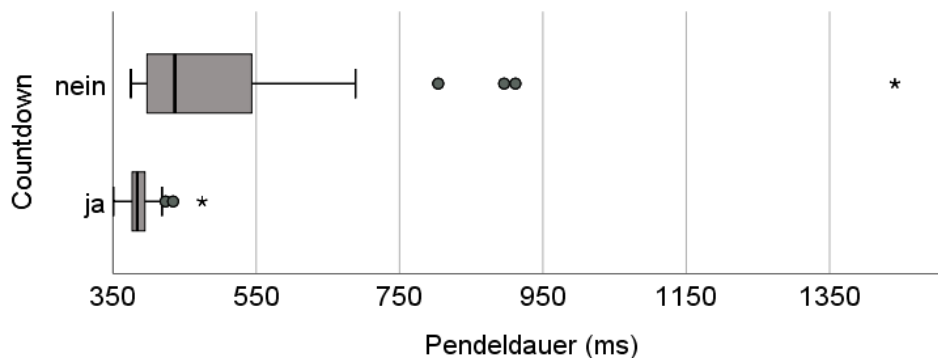
## 5.2 Einfluss eines Countdowns auf die Versuchsergebnisse

### 5.2.1 Kinematik

Im Mittel liegt die Unterschenkelpendeldauer bei 65° Kniewinkel aller Versuche, d.h. unabhängig eines Countdowns, bei  $432 \pm 126$  ms. Die Verteilung der Pendelzeiten, die in den 135 Versuchsdurchläufen beobachtet wurden, die auf den gegenständlichen passiven Versuchstyp entfallen, wird in Abbildung 22 zusammengefasst.

Auf der x-Achse ist die Pendeldauer bis 65° Kniewinkel als diskreter Kennwert für die Kinematik aufgetragen, die y-Achse reflektiert die beiden Ausprägungen des Count-

downs, vorhanden (*ja*) bzw. nicht vorhanden (*nein*). Das jeweils 25., 50. und 75. Perzentil sowie Minimum und Maximum aller hiernach gezeigten Verteilungen kann im Appendix B in Tabelle 16 (S. 188) nachgeschlagen werden.

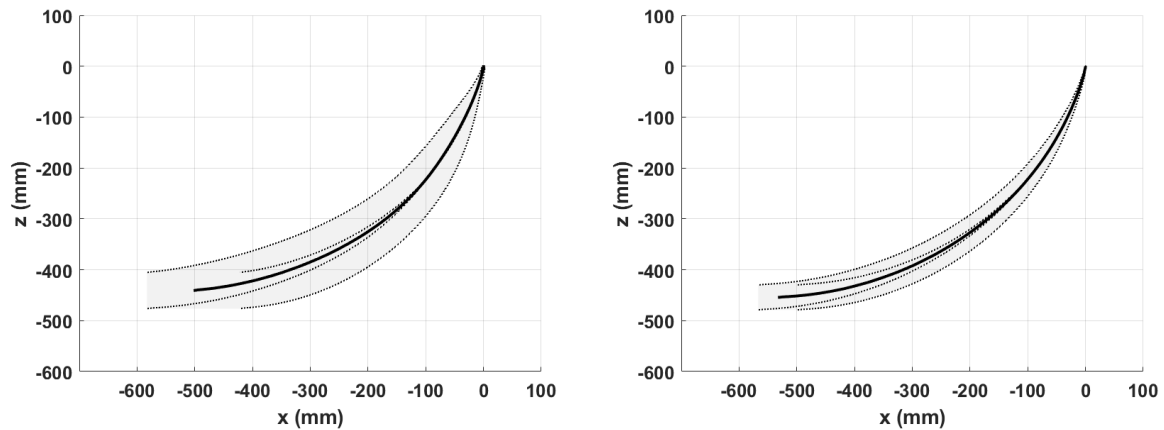


**Abbildung 22:** Boxplots der Pendeldauer (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel in Abhängigkeit des Vorhandenseins einer zeitlichen Ankündigung des Versuchsstarts (Countdown) ( $n = 90$  mit Countdown;  $n = 45$  ohne Countdown)

Bei vorangegangenem Countdown liegt die Pendelzeit mit 384 ms im Median 53 ms vor der ohne Countdown (Median: 437 ms). Die kürzesten Pendeldauern erfolgen durchweg mit Countdown, die längsten ohne. Sowohl der Interquartilsabstand als auch die Spannweite der Pendelzeiten hebt sich bei letzterer Versuchsbedingung mit 146 ms bzw. 1066 ms von der Verteilung mit vorhandenem Countdown ab. Erhielten die Probanden einen Countdown, erstrecken sich die beobachteten Pendelzeiten über einen relativ kompakten Zeitraum von 18 ms (IQA) bzw. 124 ms (Spannweite). Absolut gesehen überlappt die Verteilung ohne Countdown im unteren Bereich mit der oberen Hälfte der Versuche mit Countdown. Die Pendeldauer ist statistisch signifikant geringer mit Countdown als ohne (asymptotischer Mann-Whitney-U-Test:  $p = 0,000$ ). Die individuellen Pendeldauern werden in Abschnitt 5.3 näher beschrieben.

Die zweidimensionale, sagittale Gesamtkinematik der Malleolustrajektorien über 500 ms Pendelzeit in Abhängigkeit eines Countdowns geht aus Abbildung 23 hervor.

Bei vorhandenem Countdown reduziert sich die Standardabweichung der Durchschnittskinetik sowohl in x-, als auch in z-Richtung. Auf Höhe von jeweils -400 mm beträgt die Verjüngung der Spannweite der Bewegung ca. 200 mm in x-Richtung bzw. ca. 40 mm in z-Richtung. Im Mittel vollzieht der Malleolusmarker innerhalb derselben Pendeldauer einen längeren Weg wenn ein Countdown vorhanden ist.



**Abbildung 23:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n = 45$ ) bzw. mit (rechts,  $n = 90$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung

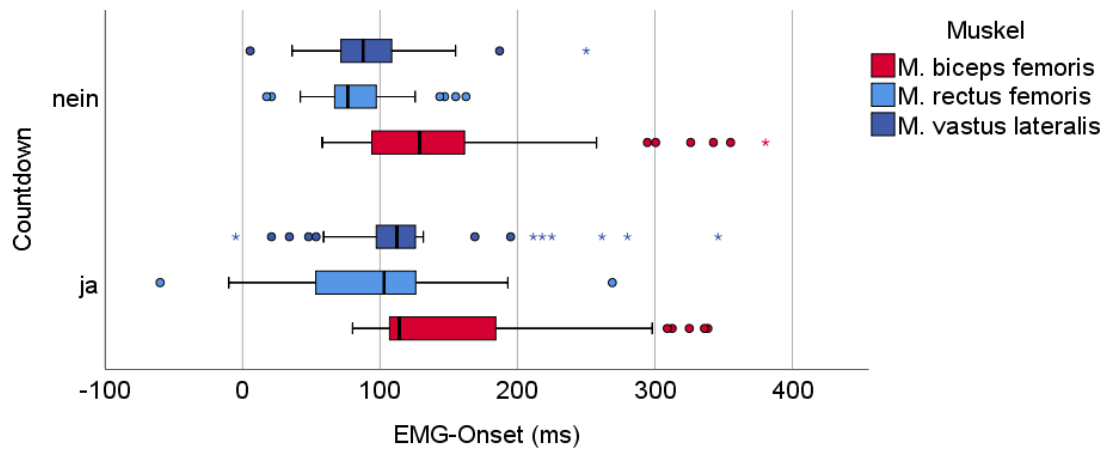
### 5.2.2 EMG-Aktivität

In 126 der 135 evaluierten Versuchen ist in mindestens einem der relevanten Muskeln ein Onset- und Offsetzeitpunkt sowie ein Maximum im EMG-Signal zu identifizieren. Mit Countdown ist in 71 bzw. 30 bzw. 44 Versuchen eine Aktivität im M. biceps femoris bzw. M. rectus femoris bzw. M. vastus lateralis festzustellen. Ohne Countdown sind es 50 bzw. 51 bzw. 46 Versuche. In neun Versuchen kann auch nach optischer Kontrolle kein Onset bzw. Maximum in den drei Muskeln diskretisiert werden. Diese Fälle sind in Abschnitt 5.4 näher beschrieben.

In Abbildung 24 ist die Verteilung der Onsetzeitpunkte in Abhängigkeit des Countdowns, jeweils getrennt für den Unterschenkelstrecker (M. rectus femoris bzw. M. vastus lateralis) und Beinbeuger (M. biceps femoris), entlang der x-Achse als Boxplot aufgetragen.

Die EMG-Onsets schwanken im Median um 100 ms nach Auslösen der Fallklappe. Im intermuskulären Vergleich lässt sich festhalten, dass sich die Verteilungen teilweise überlappen, wobei der Unterschenkelstrecker mehrerer spätere Reaktionen aufweist als der Beinbeugermuskel. Fehlt ein Countdown, reagiert zuerst der Unterschenkelstrecker nach 77 ms (RF) bzw. 88 ms (VL) im Median. Das Vorhandensein eines Countdowns verzögert den Onsetzeitpunkt auf 103 ms (RF) bzw. 112 ms (VL) nach  $t_0$ . Ein entgegengesetzter Trend ist im Boxplot des Beinbeugers erkennbar; er reagiert im Median nach 114 ms mit Countdown bzw. nach 129 ms ohne Countdown auf die plötzliche Knieflexion.

Es soll an dieser Stelle bereits vorgegriffen werden, dass in beiden Anteilen des Unterschenkelstreckermuskels vereinzelt sehr frühe EMG-Onsets, teils vor dem Nullzeitpunkt, vorliegen. Diese Versuche werden ebenso in Abschnitt 5.4 näher aufgegriffen.

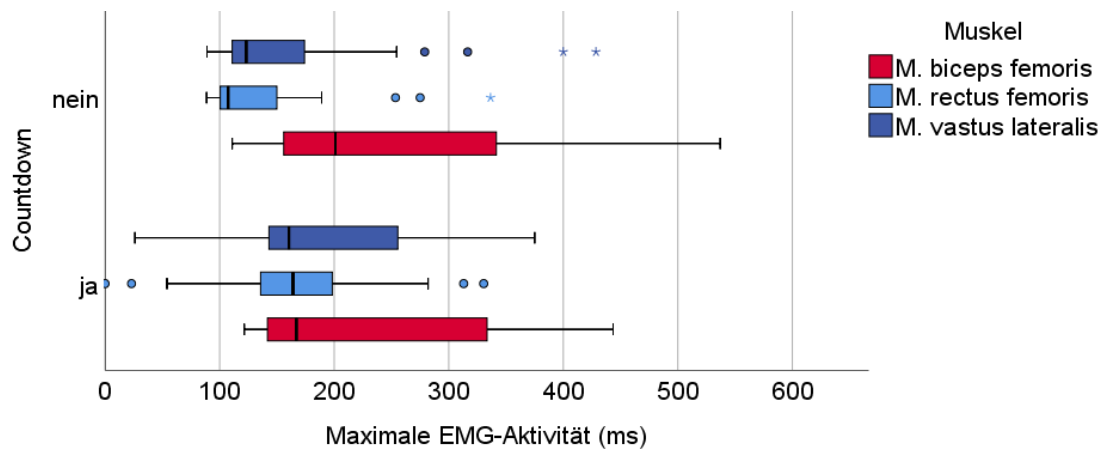


**Abbildung 24:** Boxplots der Onsetzeitpunkte (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)) und M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Bezogen auf die Spannweite bzw. den Interquartilsabstand reagieren die Probanden intramuskulär mit unterschiedlicher Variabilität auf die beiden Ausprägungen der zeitlichen Ankündigung; während das Ausbleiben eines Countdowns zu einer größeren Spannweite an Onset-Zeiten im M. biceps femoris führt, nimmt sie in beiden Anteilen des M. quadriceps femoris ab. Der IQA des M. rectus femoris verdreifacht sich mit Countdown; der IQA der EMG-Onsets von M. vastus lateralis bzw. M. biceps femoris wird kaum durch den Countdown beeinflusst. Die Onsets finden im Fall des M. vastus lateralis statistisch signifikant früher bei vorhandenem Countdown statt als bei fehlendem (asymptotischer Mann-Whitney-U-Test:  $p = 0,003$ ).

In Abbildung 25 ist die Verteilung der Zeitpunkte der Maximalaktivität der drei Muskeln im EMG-Signal infolge der Knieflexion auf der x-Achse getrennt nach Countdown *ja/nein* dargestellt. Grundsätzlich finden sich die Trends, die in den EMG-Onsetzeitpunkten zu beobachten sind, in der Verteilung des Zeitpunkts des globalen EMG-Maximums wieder. Der zeitliche Versatz der Resultate in positiver x-Richtung relativ zu Abbildung 24 beruht darauf, dass das Maximum per Definition nach dem EMG-Onset zu erfolgen hatte. Die Abwesenheit eines Countdowns verlagert den Zeitpunkt des EMG-Maximums des Unterschenkelstreckers im Median um 57 ms bzw. 38 ms auf 108 ms (RF) bzw. 123 ms (VL) vor. Der Median des Zeitpunkts des EMG-Maximums im Beinbeuger liegt mit Countdown mit 167 ms 34 ms vor demjenigen ohne Countdown (201 ms).

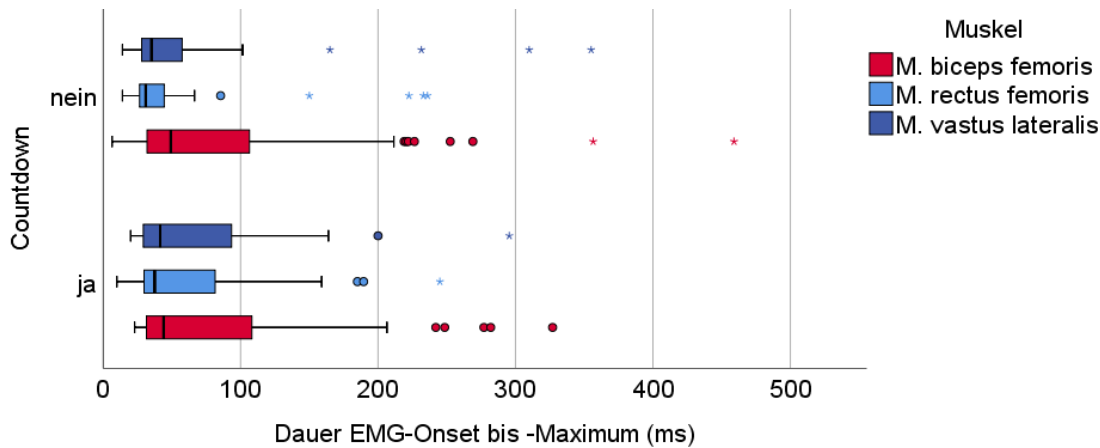




**Abbildung 25:** Boxplots der Maxima-Zeitpunkte (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)) und M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Die Spannweiten und IQA der EMG-Maxima fallen zumeist größer als die der Onsetzeitpunkte. Auffällig ist der Zuwachs des IQA des M. vastus lateralis bzw. die Spannweiten des M. quadriceps femoris bei vorhandenem Countdown; die Spannweite des M. biceps femoris nimmt geringfügig ohne Countdown zu, die beiden Boxen sind nahezu deckungsgleich bezüglich der x-Achse, vergleichbar mit den Ergebnissen in Abbildung 24. Die Maxima des Unterschenkelstreckers sind statistisch signifikant niedriger bei vorhandenem Countdown (asymptotischer Mann-Whitney-U-Test:  $p = 0,001$  (RF);  $p = 0,001$  (VL)); für den Beinbeugermuskel lässt sich statistisch keine signifikante Assoziation des Maximas mit einem Countdown feststellen. Sowohl EMG-Onset als auch EMG-Maximum erfolgen im Median vor Durchschreiten des  $65^\circ$ -Kniewinkels.

Die Verteilung der Zeit, die zwischen EMG-Onset und -Maximum des Unterschenkelstreckers bzw. -Beugers vergeht, ist in Abbildung 26 veranschaulicht. In 50 % der Versuche vergehen im Schnitt weniger als 40 ms zwischen Beginn und Maximum einer muskulären Reaktion. Im Median weichen die Ergebnisse intra- bzw. intermuskulär nur um wenige Millisekunden voneinander ab, es besteht eine große Schnittmenge der Verteilungen der drei Boxplots bei vorhandenem Countdown. Bei vorhandenem Countdown nimmt die Spannweite bzw. der IQA des Unterschenkelstreckers rechtsschief in der Verteilung zu.



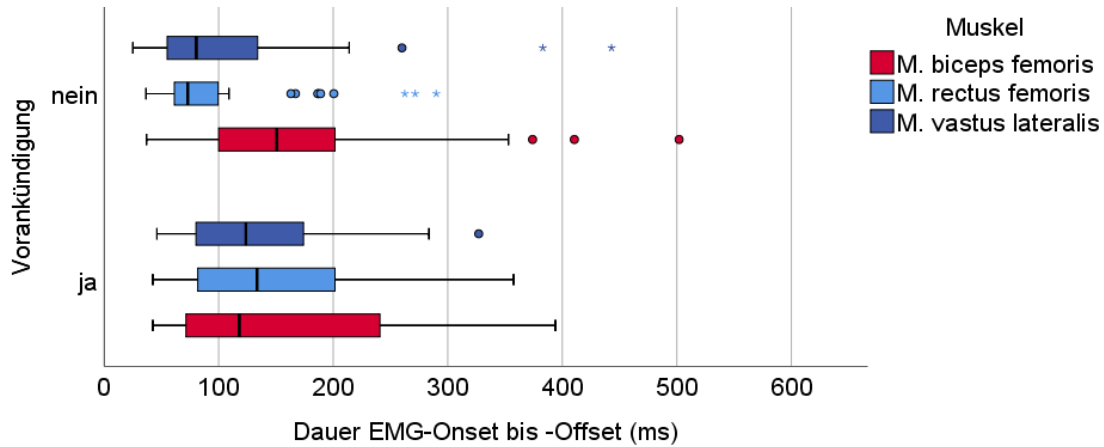
**Abbildung 26:** Boxplots des Zeitraums zwischen Onset und Maximum (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal in Abhängigkeit eines Countdowns der folgenden Muskeln: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Der Zeitraum, der zwischen Onset und Maximum vergeht, wird im Fall des Beinbeugermuskels kaum durch einen Countdown beeinflusst. Die Boxplots sind nahezu deckungsgleich, wobei sie eine größere Streubreite, insbesondere ohne Countdown, aufweisen, als die der Unterschenkelstrecker. In der statistischen Prüfung ist der Zusammenhang zwischen *Countdown* und *Dauer Onset bis Maximum* bei keinem Muskel signifikant.

Parallel zum Onset wurde der Offset, d.h. das Ende der muskulären Reaktion, erfasst; aus beiden Parametern errechnet sich die Gesamtdauer, die die Muskeln jeweils aktiv waren. Die Verteilung dieses Zeitraums ist in Abbildung 27 wiederum auf der x-Achse repräsentiert. Auch hier wird zur Darstellung der Ergebnisse auf der y-Achse zwischen dem Vorhandensein und Fehlen eines Countdowns unterschieden. Im Median dauert die Muskelaktivität zwischen knapp unter 100 ms und rund 150 ms.

Abgesehen von größeren Spannweiten und Interquartilsabständen ergibt sich ein ähnliches Muster zu Abbildung 26, wobei sich im intramuskulären Vergleich vermehrt der inverse Trend herauskristallisiert, der auch in Abbildung 24 bzw. 25 (EMG-Onsets bzw. -Maxima) erkennbar ist: während sich die Gesamtdauer der EMG-Aktivität des Unterschenkelstreckers im Median bei vorhandenem Countdown um 33 ms verkürzt, verlängert dieser die Gesamtdauer der Muskelaktivität der Unterschenkelstrecker-muskeln um 60 ms (RF) bzw. 43 ms (VL). Auf die Spannweite bzw. den IQA der Aktivitätsdauer hat das Vorhandensein eines Countdowns im intermuskulären Vergleich kaum einen Effekt, die Boxplots sind in weiten Bereichen deckungsgleich. Die Aktivitätsdauer (IQA, Spannweite) des M. rectus femoris ist bei fehlendem Countdown kürzer. Der Beinbeugermuskel ist unabhängig von der Versuchskondition *Countdown* am längsten

aktiv. Der beobachtete qualitative Zusammenhang zwischen dem Countdown und der Aktivitätsdauer des Unterschenkelstrecker Muskels ist auch statistisch signifikant assoziiert (asymptotischer Mann-Whitney-U-Test:  $p = 0,001$  (RF);  $p = 0,001$  (VL)).

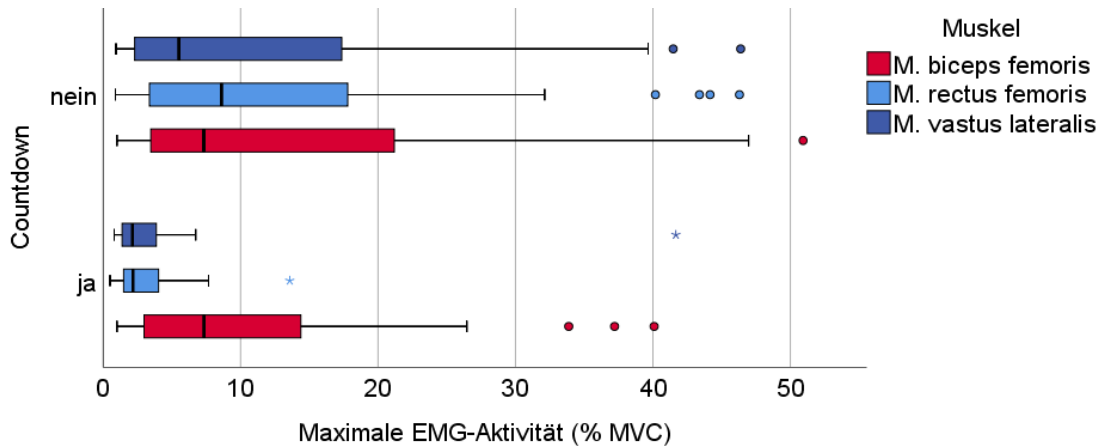


**Abbildung 27:** Boxplots des Zeitraums zwischen Onset und Offset (ms) im prozessierten Elektromyographie (EMG)-Signal der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

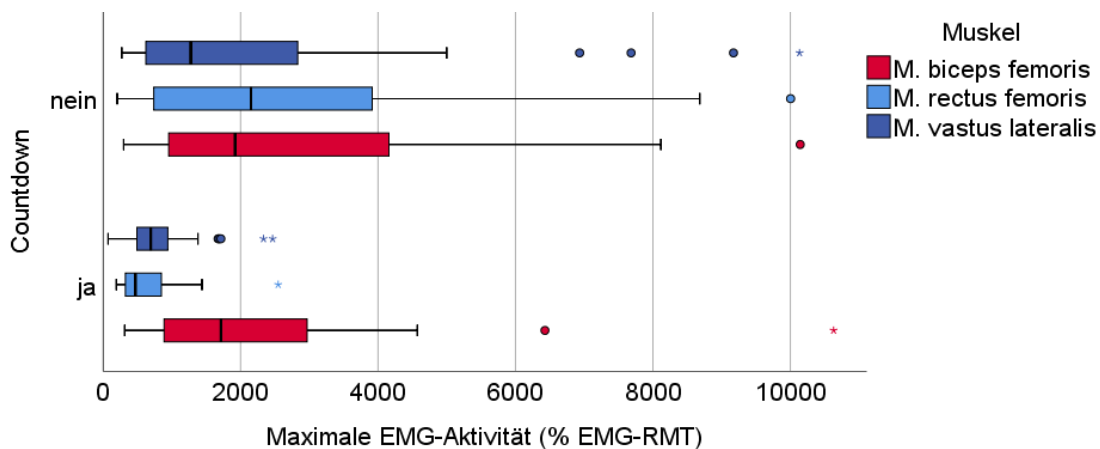
Neben zeitlichen Reaktionsparametern wurde die Höhe der Summenpotenzialdifferenz über dem Muskelbauch vor bzw. nach  $t_0$  analysiert. Die Verteilung der Aktivitätsmaxima infolge der Knieflexion, relativ zur isometrischen Maximalkraft bzw. zum EMG-Ruhemuskeltonus vor der Versuchsreihe, ist in Abbildung 117 bzw. 118 (S. 189 bzw. S. 189, Appendix B) in Form von Boxplots auf der x-Achse veranschaulicht. Die zur individuellen Normalisierung herangezogenen MVC- bzw. EMG-RMT-Werte (mV) lassen sich Tabellen 11-15 in Appendix B (ab S. 186) entnehmen. Mit Ausnahme vereinzelter Ausreißer bzw. Extremwerte von bis zu 229 % der Maximalkraft (VL), überschreiten die Boxen bzw. Fühler nie 50 % MVC. Die Verteilungen sind detailliert in Abbildung 28 bzw. 29 geplottet.

Im Median liegen die Aktivitätsmaxima der Oberschenkelmuskeln unter 10% der Maximalkraft bzw. unterhalb des 250-fachen EMG-Ruhemuskeltonus. Sehr niedrige EMG-Aktivitäten wurden gemäß der Vorgehensweise in Abschnitt 4.4 bewusst berücksichtigt und werden in Abschnitt 5.4 im Detail präsentiert. Im Median ist bei Ankündigung des Versuchsstarts die Aktivitätshöhe des M. quadriceps femoris um 7 % (RF) bzw. 4 % MVC (VL) kleiner als ohne. Im intramuskulären Vergleich ist das Spektrum der gemessenen Aktivitätshöhen mit Countdown um ein Vielfaches kleiner als ohne. Im Fall des Beinbeugermuskels erstreckt sich die Verteilung der EMG-Aktivitätsmaxima unabhängig der Relativierung über einen relativ ähnlichen Bereich, mit vermehrt ge-

ringfügigeren Maximalwerten bei vorhandenem Countdown (rechte Hälfte der Verteilung); der Median liegt unabhängig des Countdowns bei 7 % MVC, d.h., mit Ausnahme der RF-Aktivität ohne Countdown, jeweils oberhalb des Medians der Maxima des Unterschenkelstreckers. Fehlt ein Countdown, unterscheiden sich die Verteilungen der EMG-Aktivitätshöhe der drei Muskeln kaum.



**Abbildung 28:** Boxplots (Ausschnitt) des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln im Detail in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

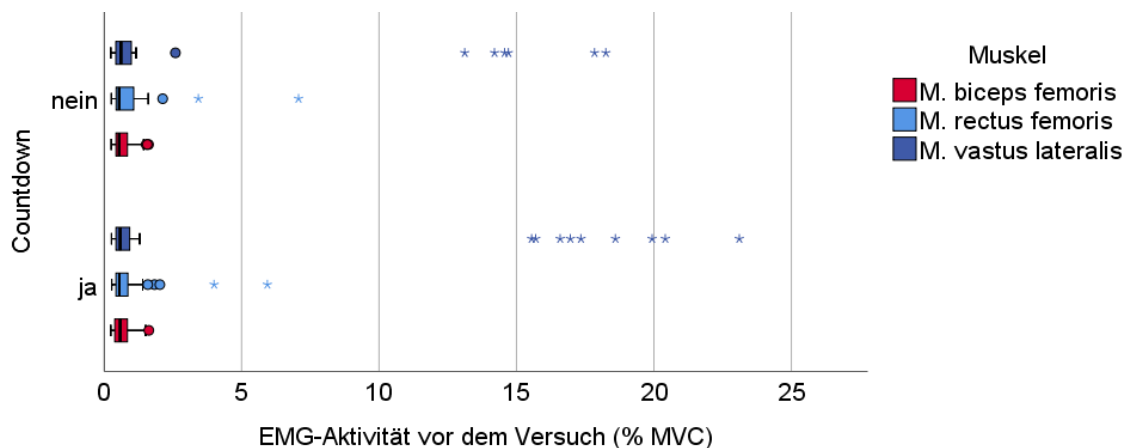


**Abbildung 29:** Boxplots (Ausschnitt) des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach  $t_0$  (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln im Detail in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Im Vergleich der beiden Normalisierungsfaktoren zeigt sich eine geringfügige Reduktion des Medians des M. biceps femoris bei vorhandenem Countdown um rund 200 EMG-RMT-Prozentpunkte, welche sich nicht bei MVC-Normalisierung der Daten findet.

Der Zusammenhang zwischen Countdown und Muskelaktivitätshöhe ist im Fall des Unterschenkelstreckers signifikant (asymptotischer Mann-Whitney-U-Test: % MVC:  $p = 0,000$  (RF) bzw.  $p = 0,002$  (VL); % EMG-RMT:  $p = 0,000$  (RF) bzw.  $p = 0,001$  (VL)). Die EMG-Aktivitätsmaxima des M. biceps femoris relativ zur MVC bzw. zur EMG-RMT sind nicht statistisch signifikant assoziiert mit dem Countdown.

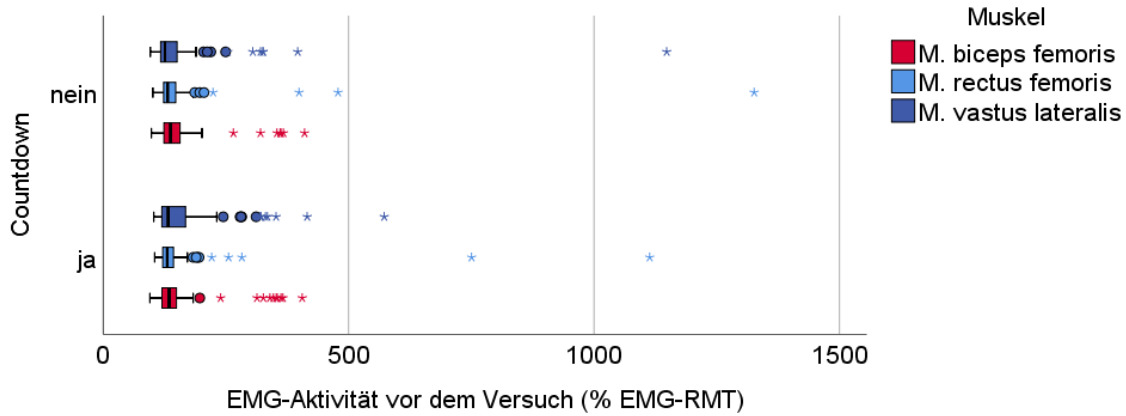
Bei der gemittelten EMG-Aktivitätshöhe unmittelbar vor Auslösen der Fallklappe, prozentual zur Maximalkraft bzw. zum EMG-Ruhemuskeltonus, lässt sich eine Vielzahl von Extremwerten von bis zu 23 % MVC (VL) erkennen (Abbildung 30 bzw. 31). Diese ist gänzlich Proband 08 zuzuordnen und tritt bei Normalisierung zum EMG-RMT nicht zutage (siehe auch individuelle Ergebnisse in Abschnitt 5.3). Eine Häufung von Ausreißern des M. biceps femoris oberhalb der EMG-RMT Verteilung findet sich relativ zur MVC nicht wieder. In der Mehrheit der Versuche spielt sich die EMG-Aktivität vor  $t_0$  im Bereich von unter 2 % der MVC bzw. unterhalb des 20-fachen EMG-RMT ab. Die Boxplots beinhalten nicht die Versuche, in denen tatsächlich EMG-Onsets vor  $t_0$  im Unterschenkelstrecker ermittelt wurden (siehe Abbildung 24).



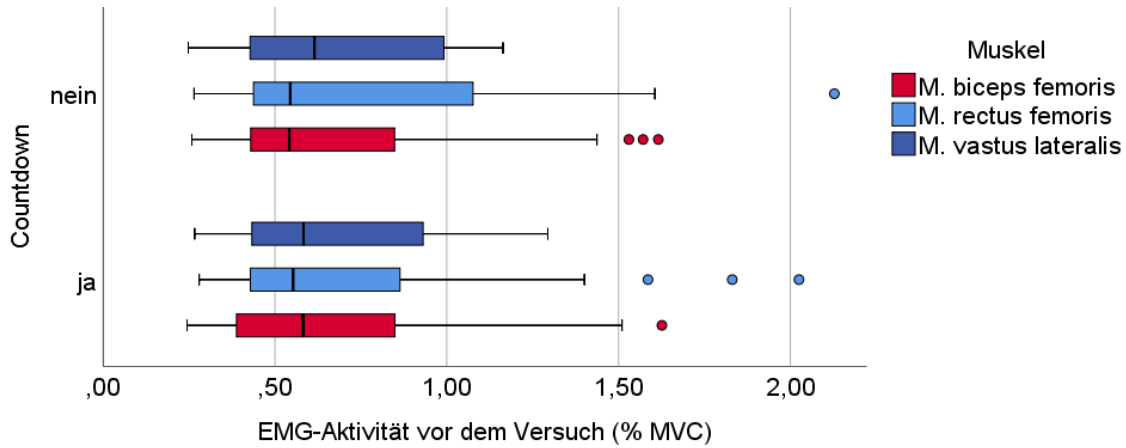
**Abbildung 30:** Boxplots der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG- Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Zur übersichtlichen Darstellung der zentralen EMG-Aktivität ist jeweils ein Ausschnitt der gesamten Verteilung in Abbildung 32, relativ zur MVC, bzw. Abbildung 33, relativ zum EMG-RMT, hervorgehoben.

Die mittlere EMG-Aktivität unmittelbar vor dem Versuch liegt im Median bei 0,50-0,64 % MVC bzw. 131-143 % EMG-RMT; d.h. mit wenigen Ausnahmen ist der EMG-Ruhemuskeltonus vor Versuchsstart mit einem gewissen Versatz gegenüber dem Niveau in Ruhe vor der Versuchsreihe erhöht.

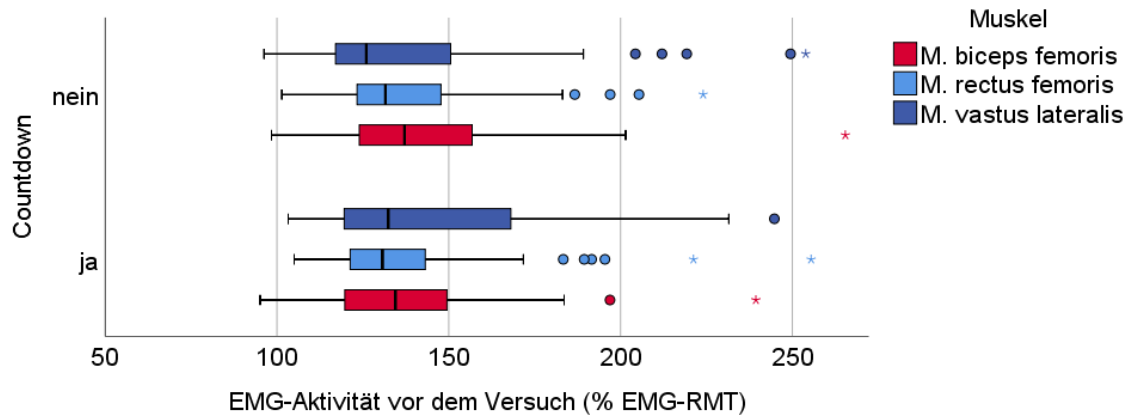


**Abbildung 31:** Boxplots der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG- Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))



**Abbildung 32:** Boxplots (Ausschnitt) der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Die Verteilung der EMG-Aktivität vor  $t_0$  ist statistisch bei keinem Muskel mit dem Countdown assoziiert. Der Zusammenhang zwischen den beiden Normalisierungsparametern ist im Fall der Muskelaktivität vor  $t_0$  nur im Unterschenkelstrecker signifikant ( $\rho = 0,642$ ;  $p = 0,000$ ;  $n = 135$  (RF);  $\rho = 0,204$ ;  $p = 0,018$ ;  $n = 135$  (VL, Niveau: 0,05)). Median und Fühler-Spannweite des M. biceps femoris zeigen in Abhängigkeit des gewählten Normalisierungsparameters minimale entgegengesetzte Tendenzen bezüglich der EMG-Aktivität vor  $t_0$ , d.h. Abnahme relativ zum EMG-RMT bzw. Zunahme relativ zur MVC mit Countdown.



**Abbildung 33:** Boxplots (Ausschnitt) der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))

Normalisiert man die jeweilige EMG-Aktivität zur isometrischen Maximalaktivität, korrelieren die EMG-Aktivität vor  $t_0$  mit der nach  $t_0$  ( $\rho = 0,855$ ;  $p = 0,000$ ) sowie die EMG-Aktivitätsmaxima nach  $t_0$  mit der Pendeldauer ( $\rho = 0,842$ ;  $p = 0,000$ ) (Abbildung 22) hochsignifikant. Statistisch gesehen sind dieselben Korrelate signifikant bei Betrachtung der EMG-Aktivität als ein Vielfaches des EMG-Ruhemuskeltonus, wofür das Signifikanzniveau im Fall des Beinbeugers bzw. M. vastus lateralis teils niedriger angesetzt werden muss (0,05) ( $\rho = 0,862$ ;  $p = 0,001$ ). Unabhängig von der Normalisierung besteht kein statistischer Zusammenhang zwischen der EMG-Aktivität vor  $t_0$  und der Pendeldauer.

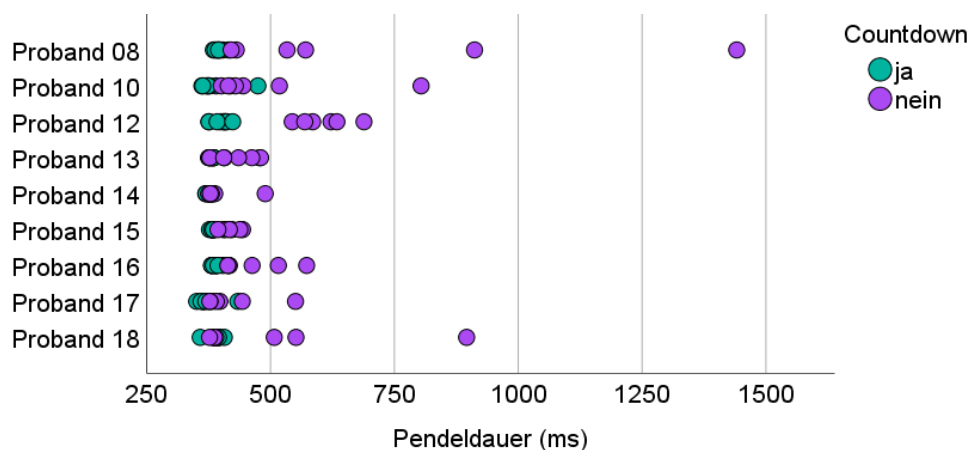
### 5.3 Individuelle Ergebnisse

Das Ziel, mit dem in Abschnitt 4.3 detailliert beschriebenen Sitzprotokoll ein geringes Maß an Diskomfort für die Probanden zu ermöglichen, ist subjektiv erreicht worden. Die Sitzposition wurde von allen Probanden als sehr bequem beschrieben. Auf Wunsch wurde der Diskomfort bei Proband 12 durch eine Verringerung des Sitzöffnungswinkels zwischen Oberkörper und Beinen über zusätzliche Rückenpolsterung reduziert. Die initiale Sitzposition der Probanden geht aus Tabellen 8 (S. 183), 9 und 10 (S. 184 ff.) im Appendix A hervor. Manche Teilnehmer berichteten, sie hätten während der Versuchsreihe einschlafen können.

Der subjektive Eindruck der Probanden bezüglich der zeitlichen Vorankündigung des Versuchsstarts kann wie folgt zusammengefasst werden. Das Vorhandensein eines Countdowns zum Versuchsstart wurde als irrelevant (Probanden 12,13,14,16,17) bzw. för-

derlich (Probanden 08,10,15,18) für die Entspannung wahrgenommen. Ein fehlender Countdown wurde nie als entspannungsteigernd berichtet. Ließ sich eine subjektiv wahrnehmbare Zunahme der Entspannung feststellen (Probanden 08,10,14,15,16,18), trat diese mit Ausnahme von P18 immer Richtung Ende der Versuchsreihe auf. Der Zeitpunkt des Auslösens der Fallklappe, z.B. durch ein Geräusch des Kippschalters oder das Verhalten der Versuchsleitung, war für keinen Probanden wahrnehmbar.

Die individuell beobachteten Pendeldauern bis  $65^\circ$  Kniewinkel mit bzw. ohne Countdown sind in Abbildung 34 entlang der x-Achse geplottet. Einzelne Versuche von Probanden 08, 10, 12 und 18 weisen sehr hohe Pendeldauern auf. Dem Extremwert von Proband 08 bei 1440 ms geht eine Verzögerung des Unterschenkels bis zum kurzzeitigen Stillstand voraus, die bereits mit bloßem Auge im High-Speed-Video zu beobachten ist. Das Gros der Kennwerte der Kinematik spielt sich, wie bereits im Boxplot in Abbildung 22 ersichtlich, im Bereich zwischen 350 ms und rund 500 ms ab. Diese Zeitspanne ist in Abbildung 35 hervorgehoben.

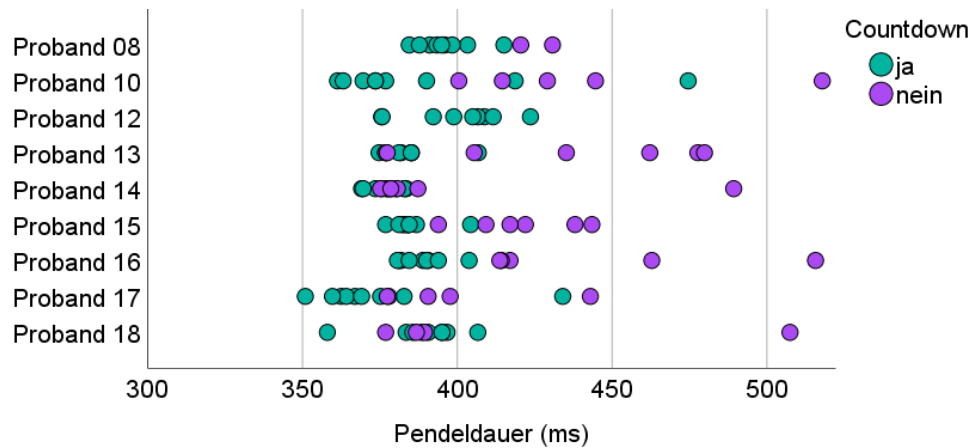


**Abbildung 34:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei  $65^\circ$  Kniewinkel der neun Probanden ( $n=135$ ); lila: fehlender Countdown, türkis: vorhandener Countdown

Während sich bei zwei Probanden eine relativ klare Trennung zwischen vorhandenem und fehlendem Countdown hinsichtlich der Kinematik ergibt (P12, P16), lässt die Versuchskondition bei drei anderen Probanden ein gemischtes Bild erkennen (P10, P14, P18). Proband 17 weist relativ viele Versuche mit kurzer Pendelzeit auf.

Die individuelle Gesamtkinematik der neun Probanden in Form von Korridoren ist im Appendix B zu finden (Abbildungen 119 bis 123, S. 190 ff.). Sowohl der gemittelte individuelle Bewegungsumfang innerhalb der ersten 500 ms nach Auslösen der Fallklappe, als auch die zweidimensionale Standardabweichung variieren von Proband zu Proband. Proband 10 und Proband 12 weisen beispielsweise größere kinematische Abweichungen zwischen den Versuchsdurchgängen auf als Proband 14 und Proband 15.

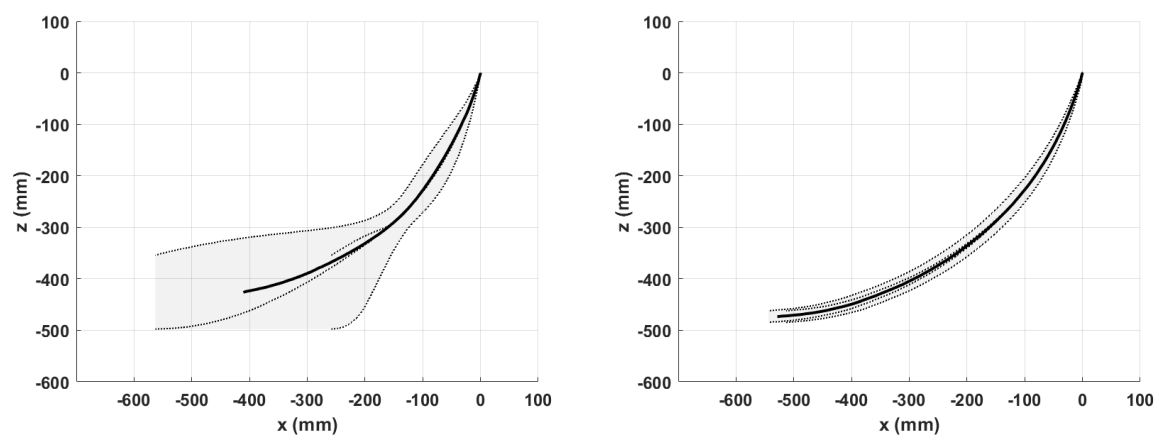




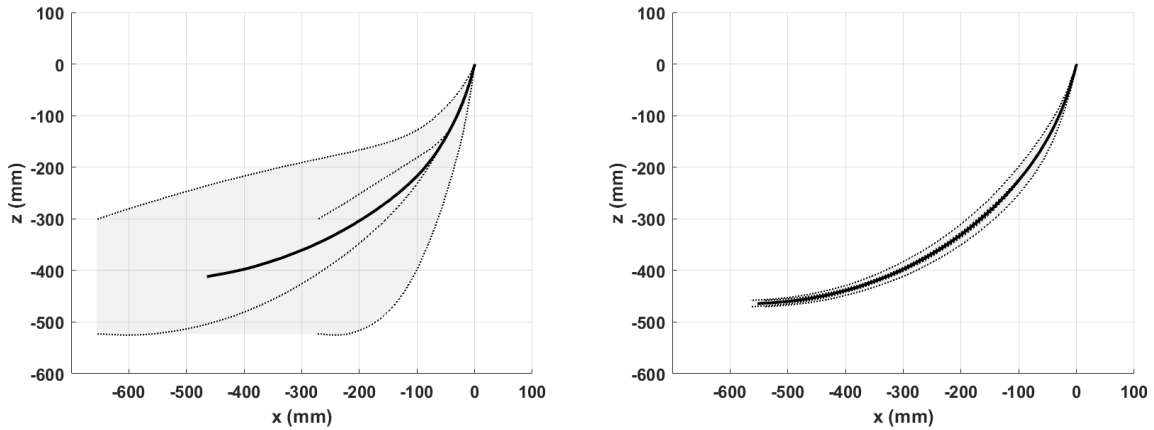
**Abbildung 35:** Individuelle Pendeldauern (ms) (Ausschnitt) des Malleolusmarkers bei  $65^\circ$  Kniewinkel der neun Probanden ( $n=120$ ); lila: fehlender Countdown, türkis: vorhandener Countdown

Der Zeitraum der kinematischen Abweichungen ist ebenso unterschiedlich. Probanden 13, 14, 17 und 18 weichen vermehrt in der ersten Hälfte der Pendelbewegung zwischen den Versuchen ab, Probanden 08, 10 und 12 weisen gegen Ende hin breitere Verteilungen auf. Probanden 15 und 16 bewegen ihren Unterschenkel mit vergleichsweise konstanter Standardabweichung. Bis auf Proband 12 liegen die individuellen Korridore weitestgehend innerhalb des Korridors des Gesamtkollektivs.

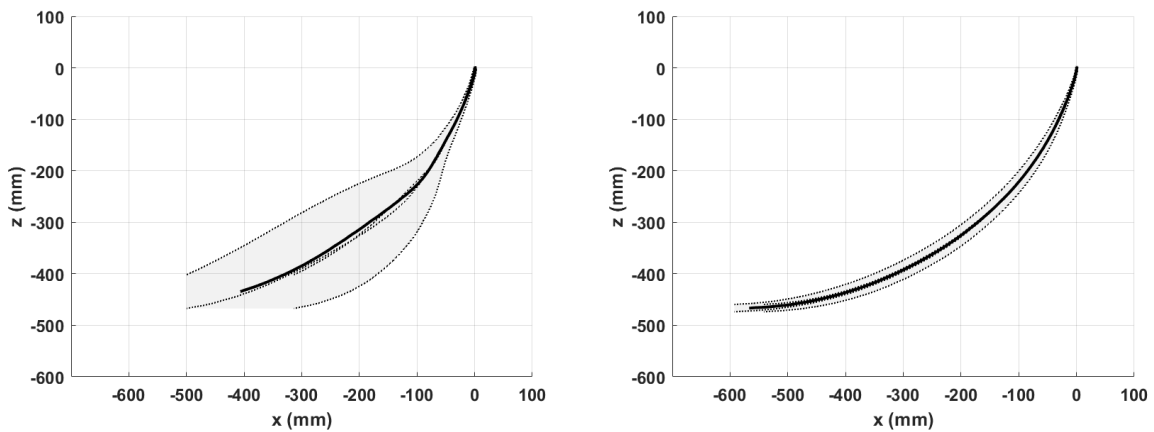
Die individuelle Kinematik in Abhängigkeit eines Countdowns, ebenso ausgedrückt in Form von kinematischen Korridoren, geht aus Abbildungen 36 bis 44 hervor. Links ist jeweils die Kinematik der Versuche ohne, rechts der mit Countdown präsentiert.



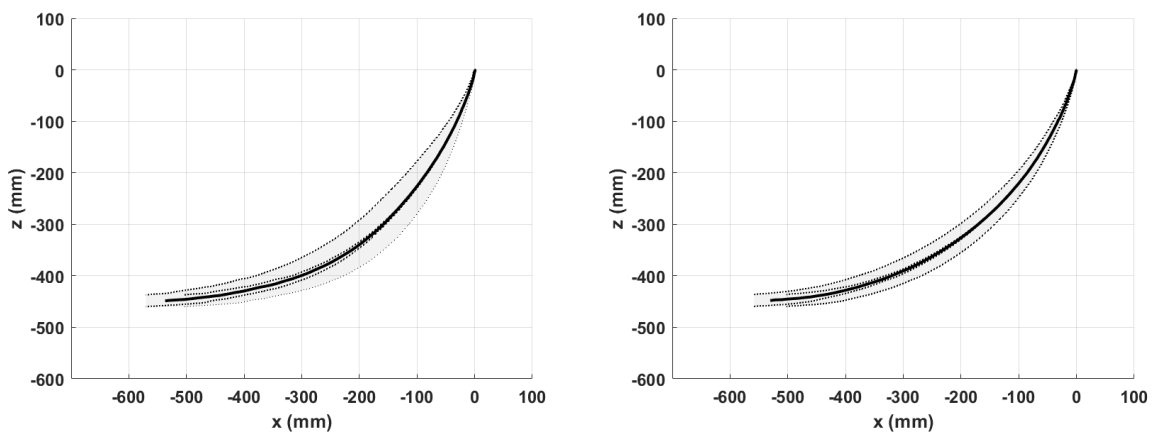
**Abbildung 36:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 08 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



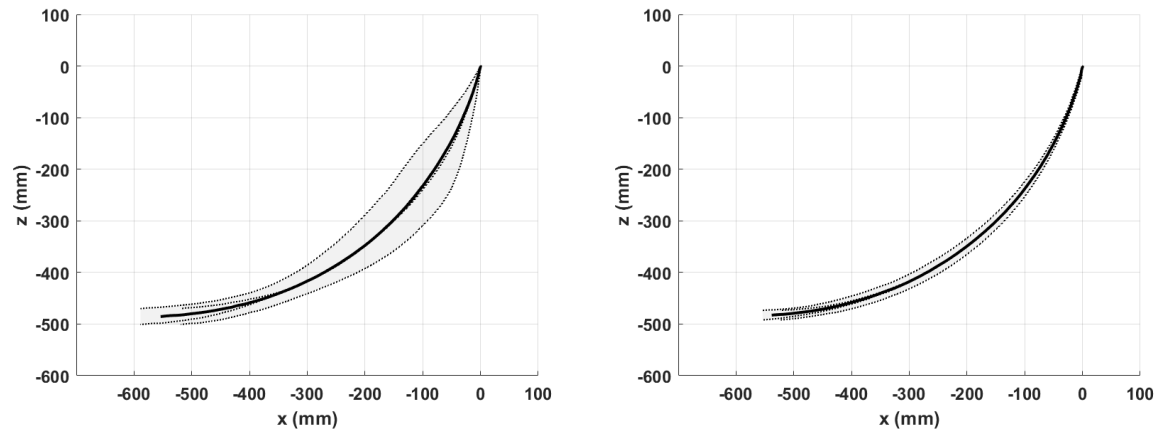
**Abbildung 37:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 10 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



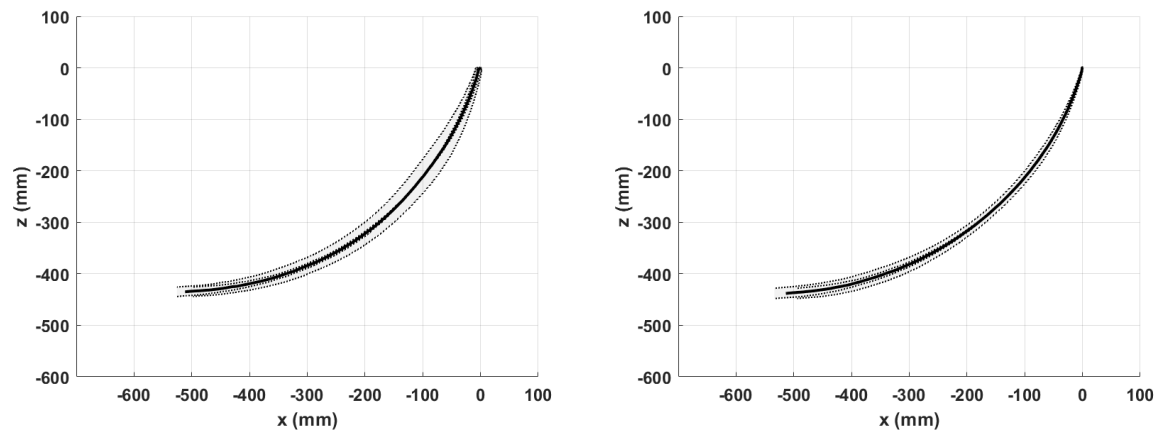
**Abbildung 38:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 12 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



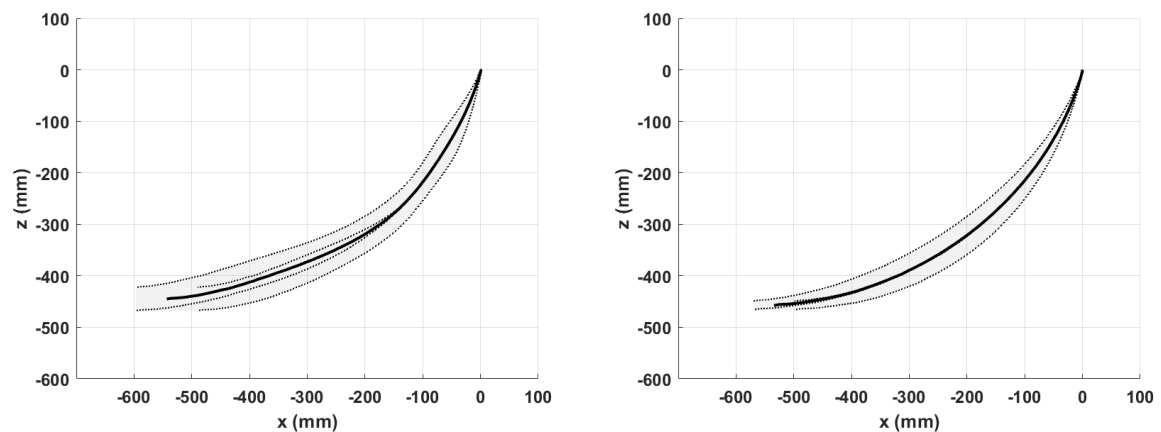
**Abbildung 39:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 13 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



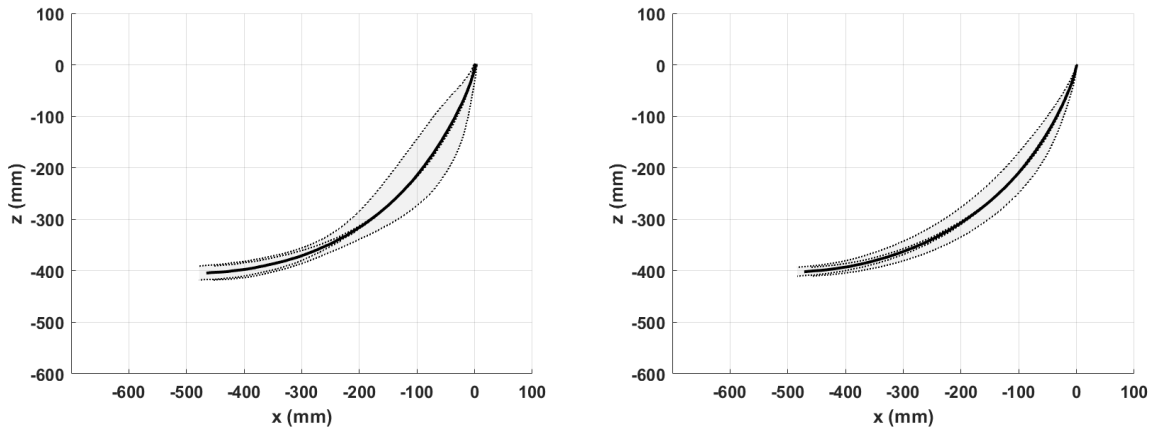
**Abbildung 40:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 14 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



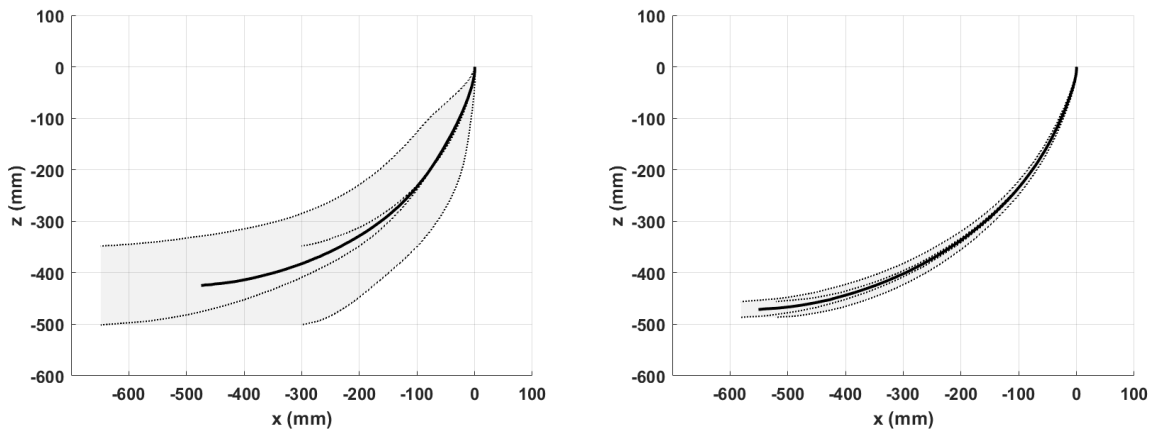
**Abbildung 41:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 15 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



**Abbildung 42:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 16 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



**Abbildung 43:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 17 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



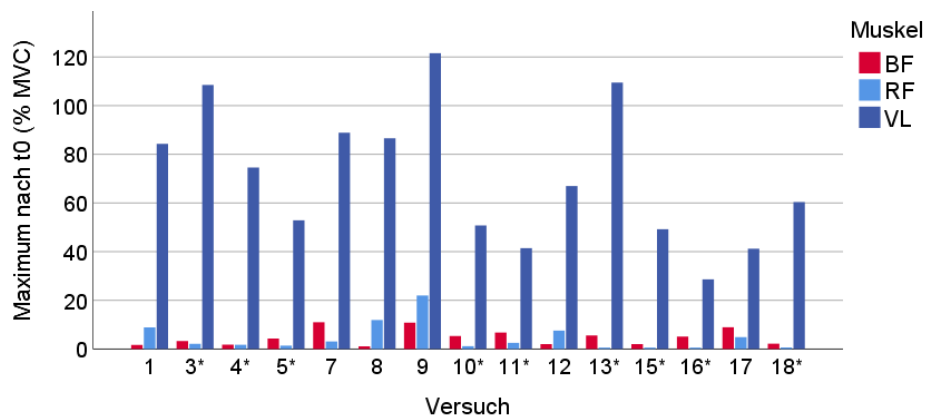
**Abbildung 44:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers von Proband 18 auf Basis von Versuchen ohne (links,  $n=5$ ) bzw. mit (rechts,  $n=10$ ) Countdown über die ersten 500 ms der Pendelbewegung

Bei jedem Probanden ist die Standardabweichung des Korridors ohne Countdown größer als mit Countdown. Die größte Standardabweichung in beiden Dimensionen liegt ohne Countdown bei Proband 10 vor, die geringste bei Proband 15. Die geringsten Abweichungen von der Durchschnittskinematik mit Countdown finden sich ebenso bei den Versuchen von Proband 15, die größten bei Proband 16. Bei den Durchgängen mit Countdown fällt die Standardabweichung über die Pendelzeit hinweg insgesamt konstanter aus als bei jenen ohne. Die Lokalisation der Variabilität der Kinematik während der Knieflexion variiert von Proband zu Proband bei den Versuchen ohne Countdown: bei P08, P10, P12, P16 und P18 divergiert die Standardabweichung in unterschiedlichem Maße mit der Zeit; bei P13, P14, P15 und P17 weicht die Bewegung über die Versuche hinweg vermehrt in der ersten Hälfte der Bewegung ab, der Korridor konvergiert Richtung Ende des betrachteten Zeitraums.

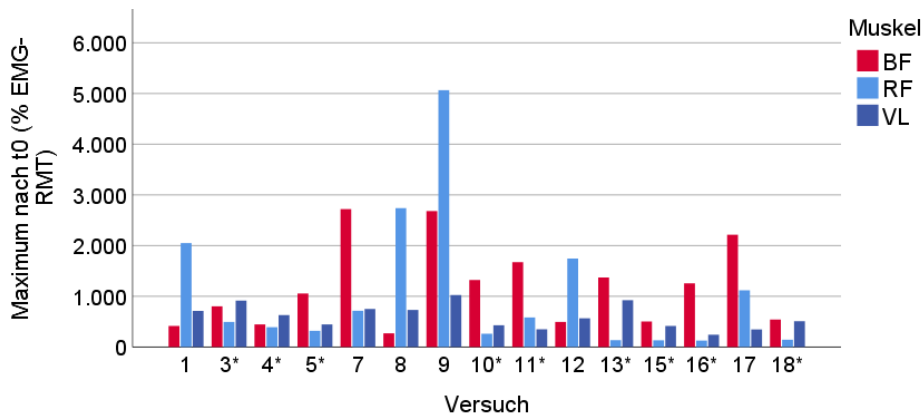
Mit Countdown ist die fett gedruckte Durchschnittskurve von P08, P10, P12 und P18 bezüglich der x-Komponente, d.h. in horizontaler Richtung, länger bzw. von P14 und P16 kürzer als ohne. Im Schnitt vollführt der Malleolus von P13, P15 und P17 eine auf der x-Achse vergleichbar lange (idealisierte) Kreisbewegung innerhalb von 500 ms mit und ohne Countdown. Bezogen auf die vertikale Bewegungskomponente weist die Durchschnittskurve mit Countdown nach 500 ms bei P08, P10, P12 und P18 niedrigere Werte auf als ohne. Bei Proband 13, 14, 15, 16 und 17 endet die Durchschnittskurve bezogen auf die z-Komponente mit und ohne Countdown in etwa auf gleichem Niveau.

Die der Pendeldauer vorausgegangene maximale individuelle Aktivierungshöhe von Unterschenkelstrecker bzw. -beuger in % MVC bzw. % EMG-RMT ist in Abbildungen 45 bis 62 als Balkendiagramm auf der y-Achse aufgetragen. Die Maximalaktivität des M. biceps femoris wird wieder in rot, die des Unterschenkelstreckers in dunkelblau (M. vastus lateralis) bzw. hellblau (M. rectus femoris) wiedergegeben. Versuche mit Countdown werden mit einem Sternchen gekennzeichnet.

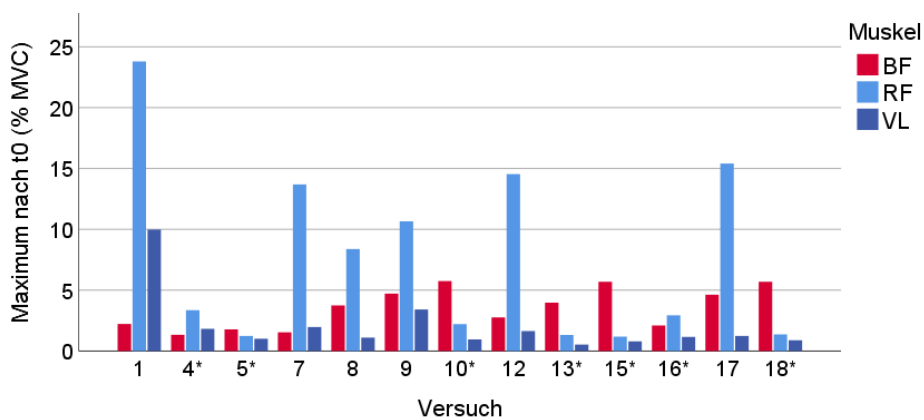
Mit Ausnahme von neun Versuchen, auf die näher in Abschnitt 5.4 eingegangen wird, ist in jedem Versuch ein Maximum identifizierbar. Versuche mit Countdown weisen zumeist niedrigere Aktivitätslevel auf als ohne Countdown.



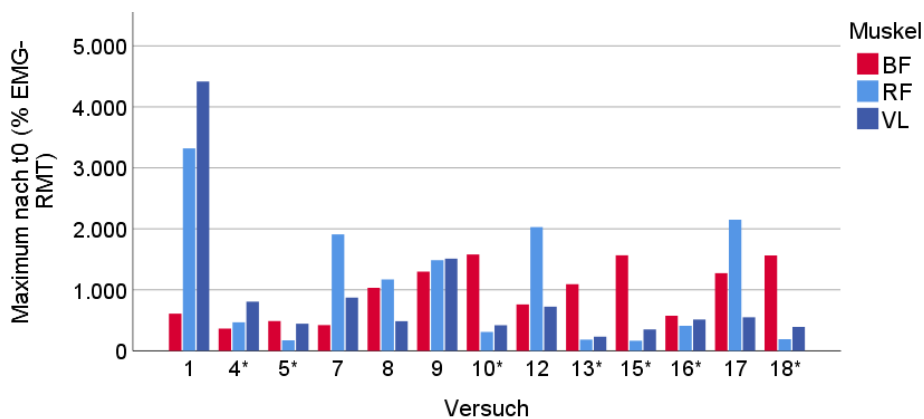
**Abbildung 45:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



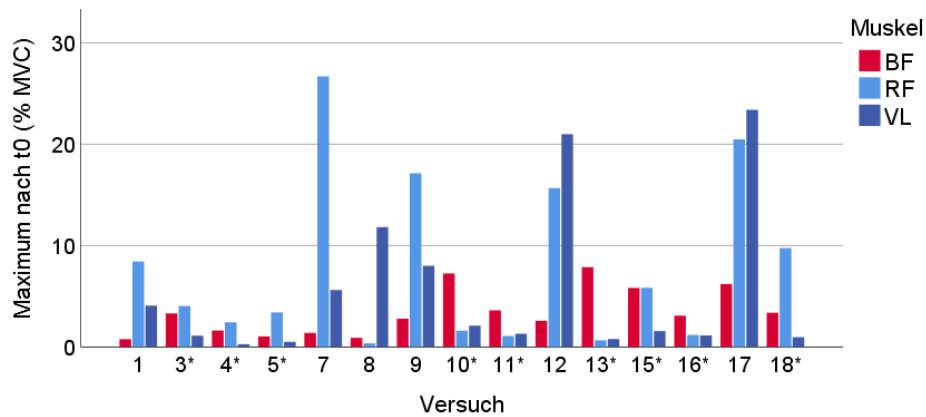
**Abbildung 46:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



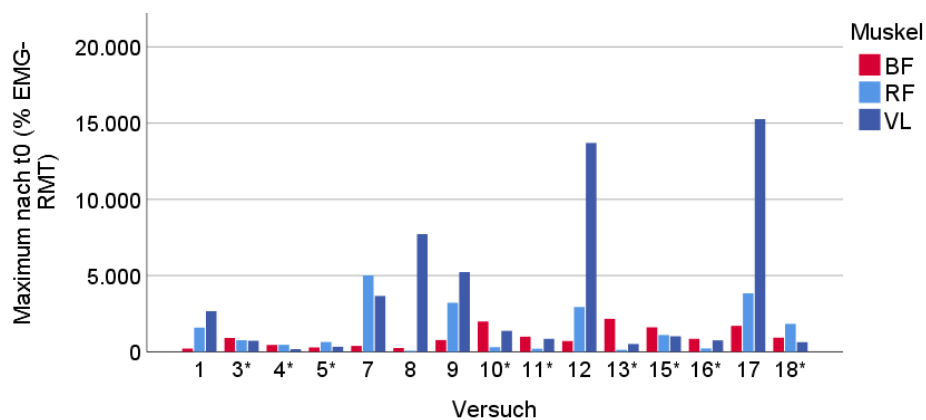
**Abbildung 47:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Maximalkraft (MVC)); rot: M. biceps femoris, hellblau: M. rectus femoris, dunkelblau: M. vastus lateralis; Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



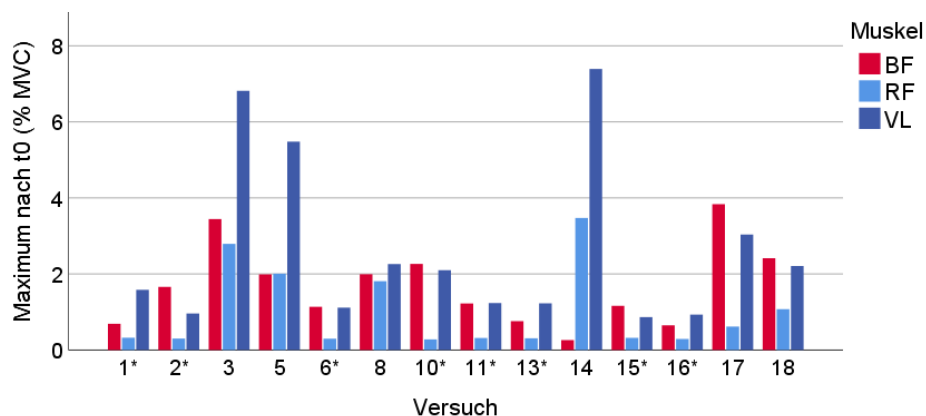
**Abbildung 48:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



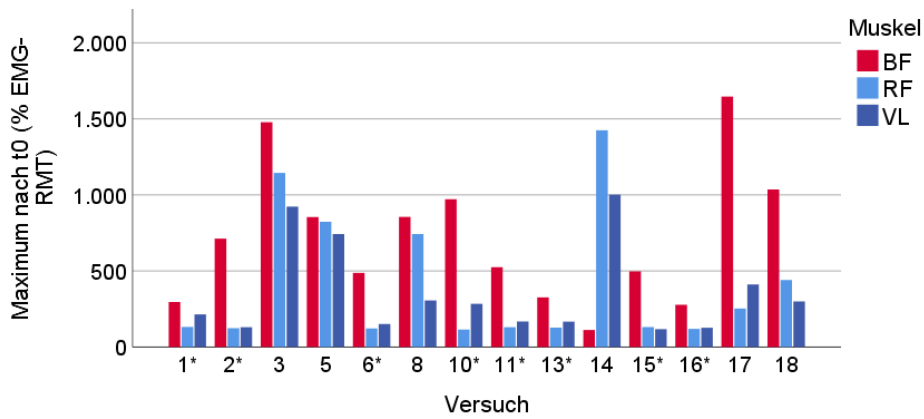
**Abbildung 49:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



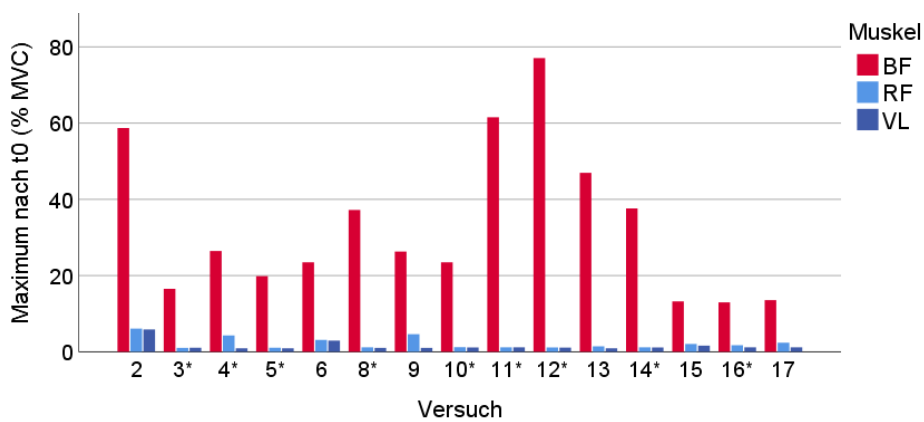
**Abbildung 50:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



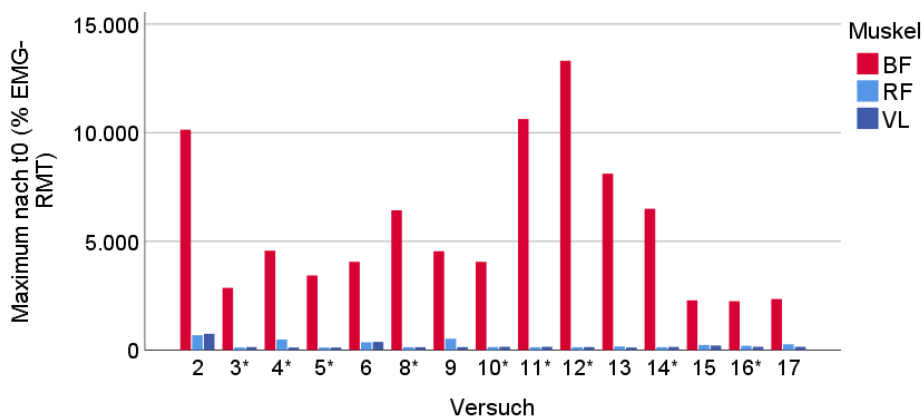
**Abbildung 51:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



**Abbildung 52:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

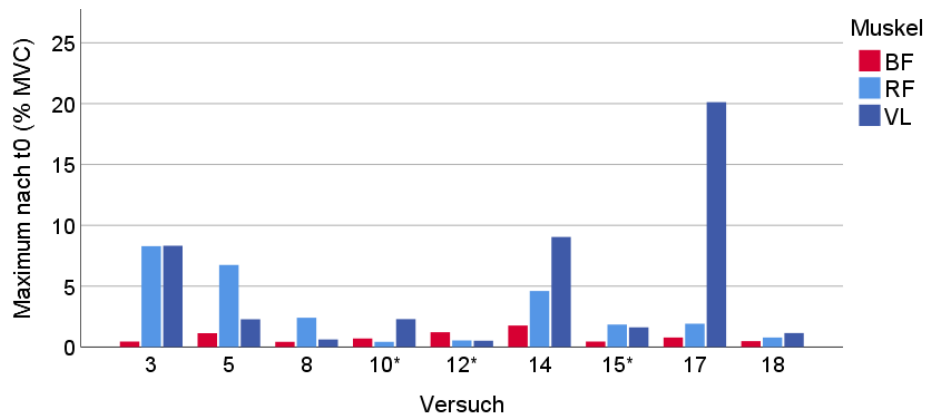


**Abbildung 53:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

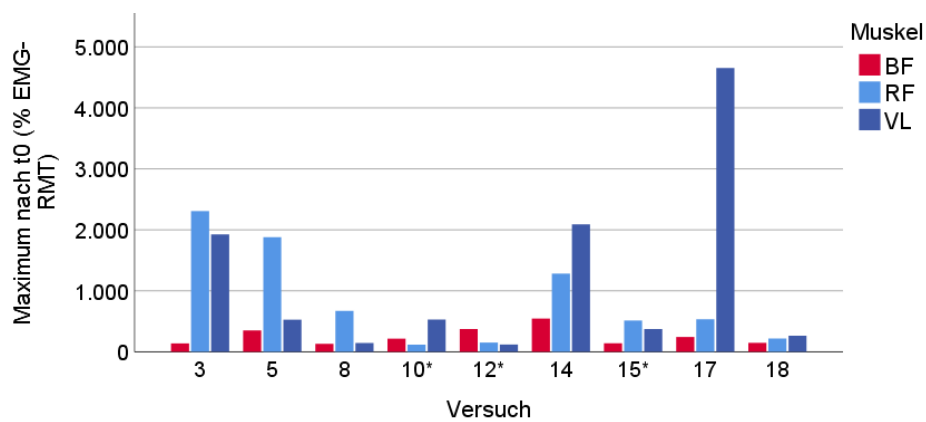


**Abbildung 54:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

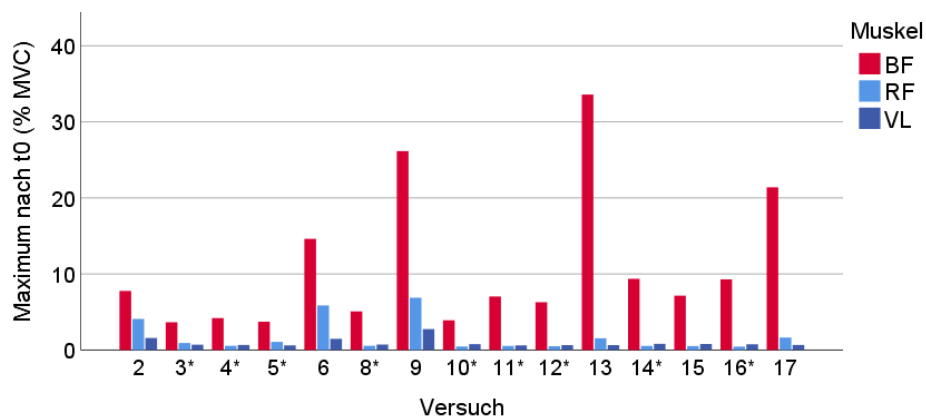




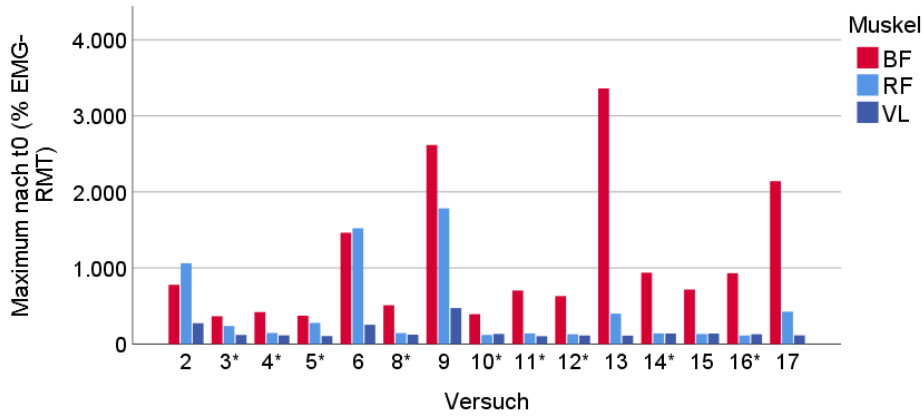
**Abbildung 55:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



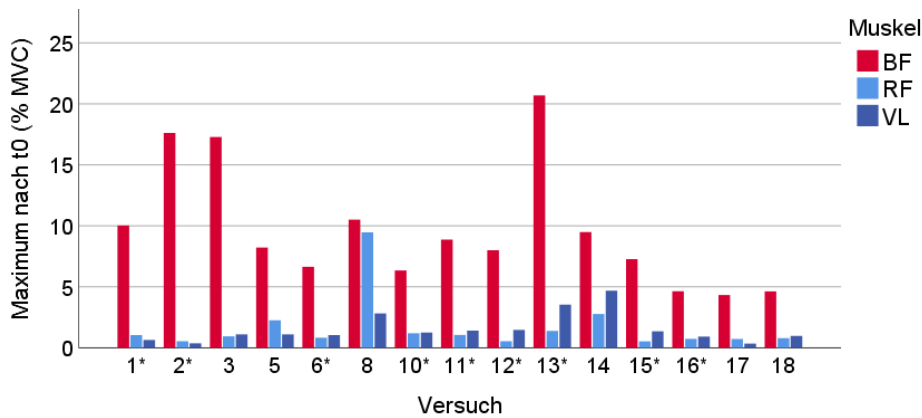
**Abbildung 56:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



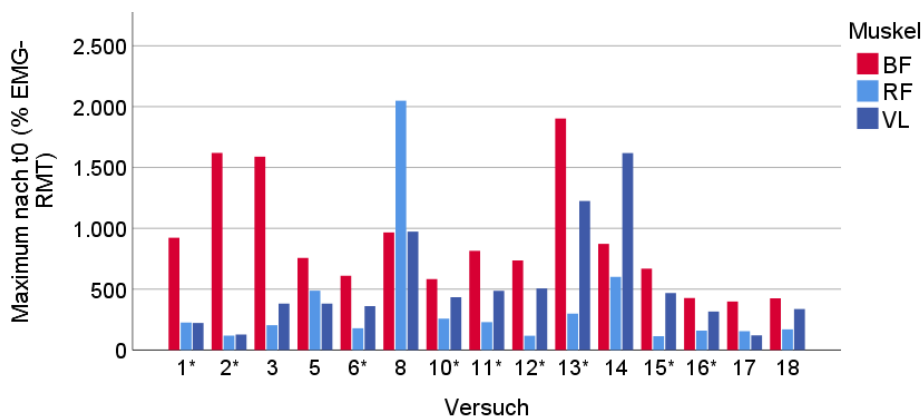
**Abbildung 57:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



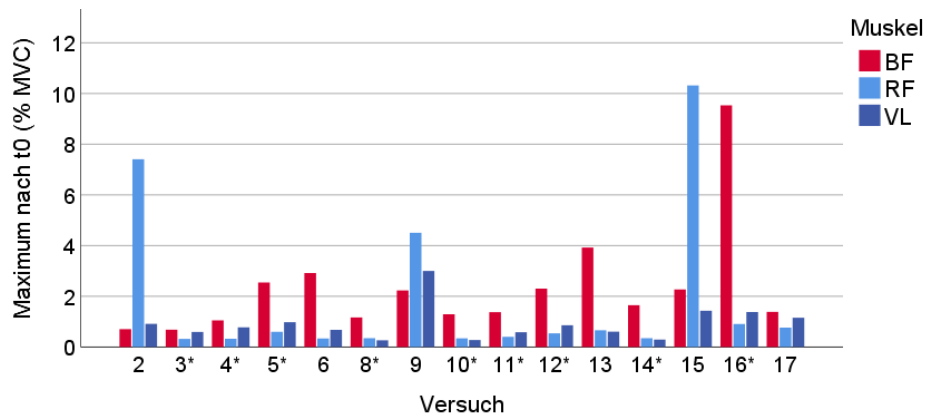
**Abbildung 58:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



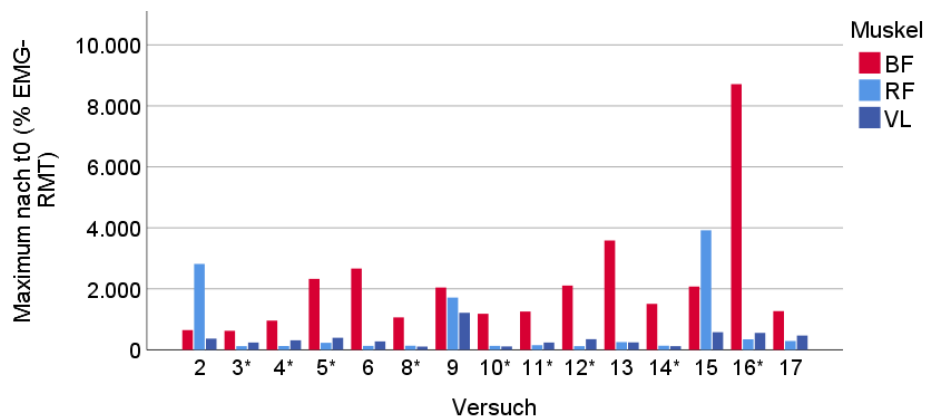
**Abbildung 59:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



**Abbildung 60:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



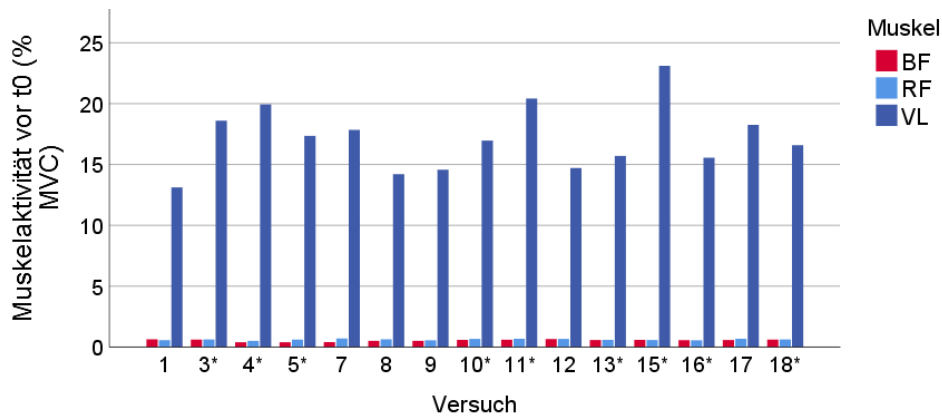
**Abbildung 61:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



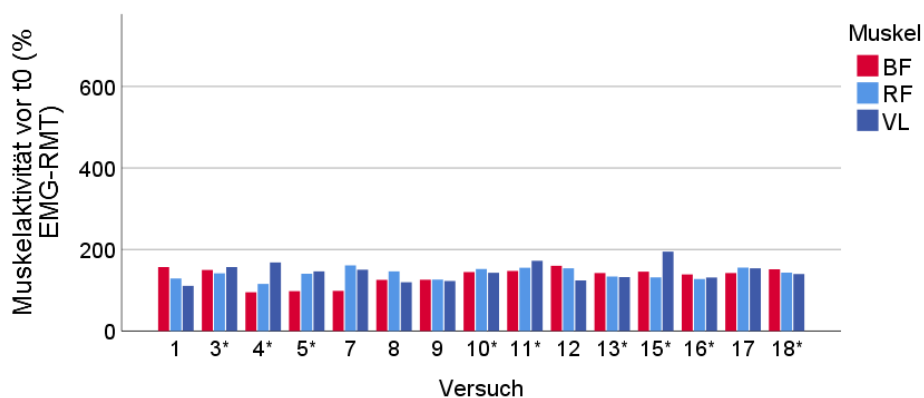
**Abbildung 62:** Elektromyographie (EMG)-Maxima nach  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

Es lässt sich kein einheitlicher Trend der Aktivitätshöhe mit den Versuchsnummern erkennen. Auf individuellem Niveau zeichnet sich bei mehreren aufeinander folgenden Versuchen gleicher Versuchsform und Ankündigung vereinzelt eine Abnahme der Reaktionshöhe ab, z.B. bei Proband 08, Versuche drei bis fünf. Auf den ersten Versuchsdurchgang sprechen Proband 10 und 14 mit einer erhöhten Reaktion an; während sich diese bei Proband 10 nicht wiederholt, finden sich bei Proband 14 ähnlich hohe bzw. höhere Reaktionen in späteren Versuchen wieder. Gegen Ende der Versuchreihe erfolgen sowohl hohe als auch niedrige Reaktionen. Der intramuskuläre Vergleich innerhalb des Kollektivs bringt eine Bandbreite an Reaktionstypen ans Licht: in verschiedenen Intensitäten reagieren Probanden auf die Knieflexion tendenziell mit dem Beinbeugermuskel (insbesondere P14), während bei anderen Probanden öfter die Unterschenkelstrecker-muskulatur überwiegt (insbesondere P15).

Die unmittelbar der Knieflexion vorausgegangene EMG-Aktivität (vor  $t_0$ ) ist analog zu den EMG-Maxima in Abbildung 63 bis 80 als Balkendiagramm für jeden Probanden und Versuch aufgetragen. Auch hier wird auf beide Normalisierungsfaktoren, basierend auf der MVC-Messung bzw. der EMG-RMT-Messung, zurückgegriffen.

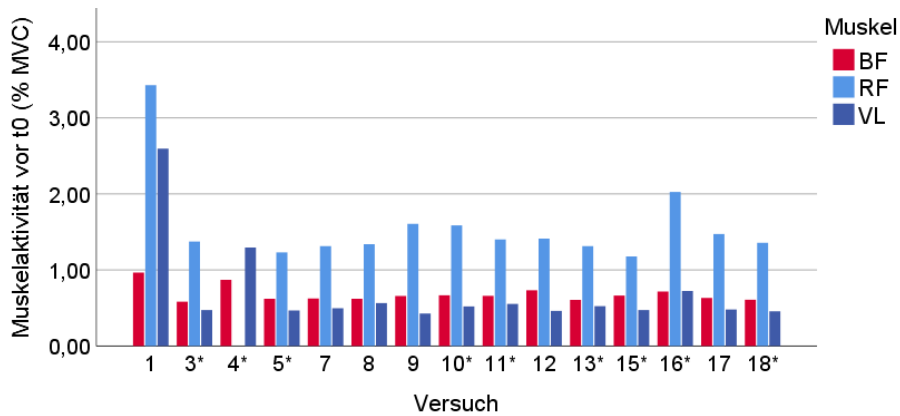


**Abbildung 63:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

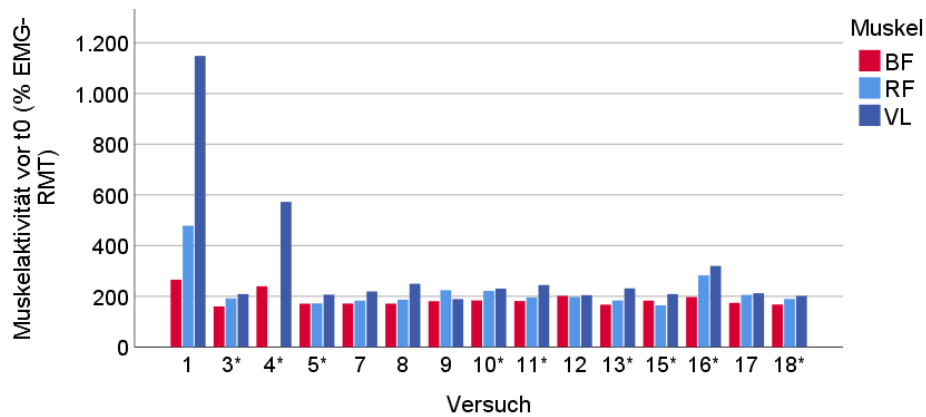


**Abbildung 64:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

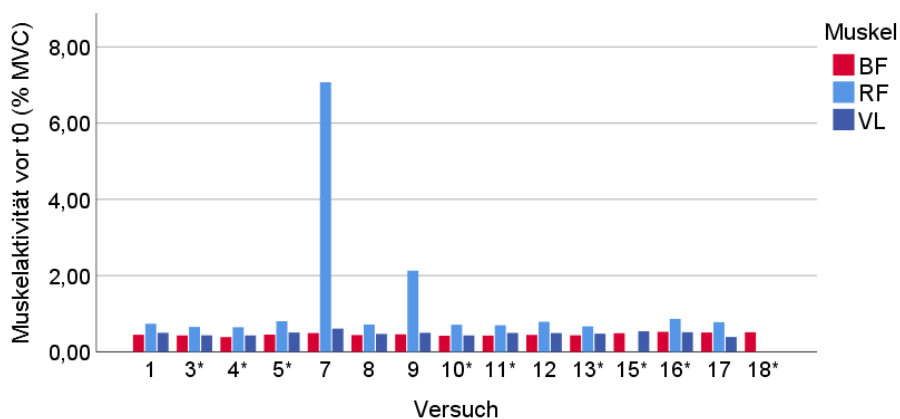
Über alle Versuch hinweg gesehen fällt die Muskelaktivität vor  $t_0$  homogener aus als nach  $t_0$ . Die sich in dieser Phase des Versuchs abzeichnenden intra- und interindividuellen Unterschiede sind subtiler als nach  $t_0$ . Auffällig erhöhte EMG-Aktivität vor  $t_0$  ist in Einzelfällen bei Proband 10 bzw. 12 zu beobachten. Je nach Normalisierungsfaktor tritt bei Probanden 08, 13 und 14 meist die Strecker-, bei Probanden 16, 17 und 18 die Beugermuskulatur in den Vordergrund.



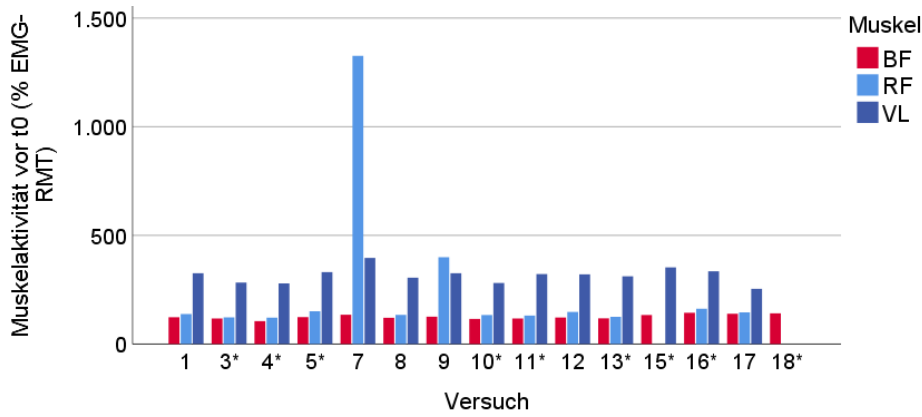
**Abbildung 65:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert; Versuch 4, RF nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität



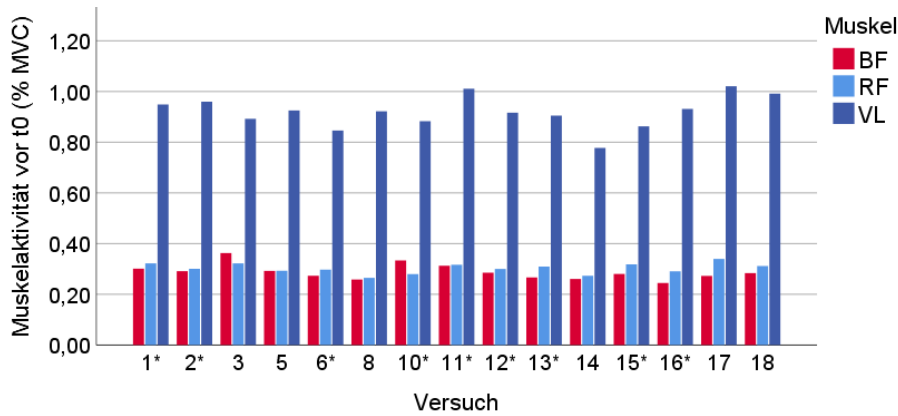
**Abbildung 66:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert; Versuch 4, RF nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität



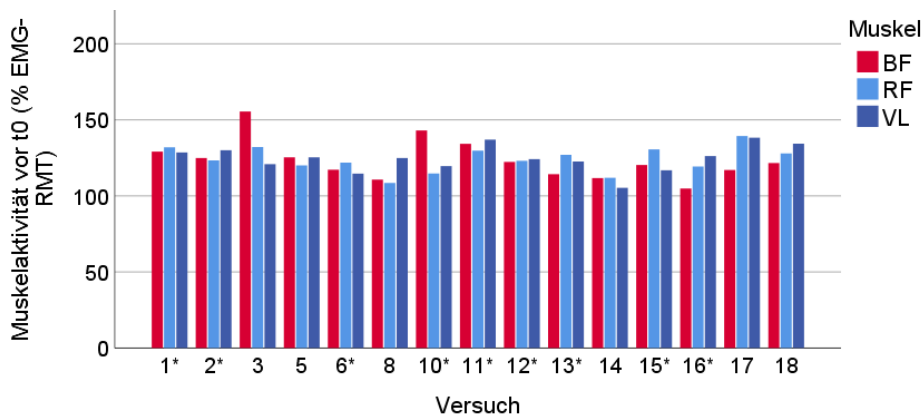
**Abbildung 67:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert; Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität



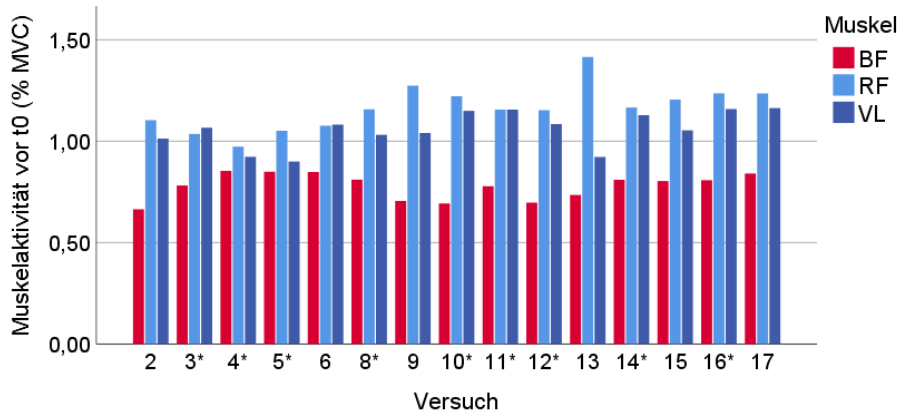
**Abbildung 68:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität der folgenden Muskeln vor  $t_0$  von Proband 12 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert; Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität



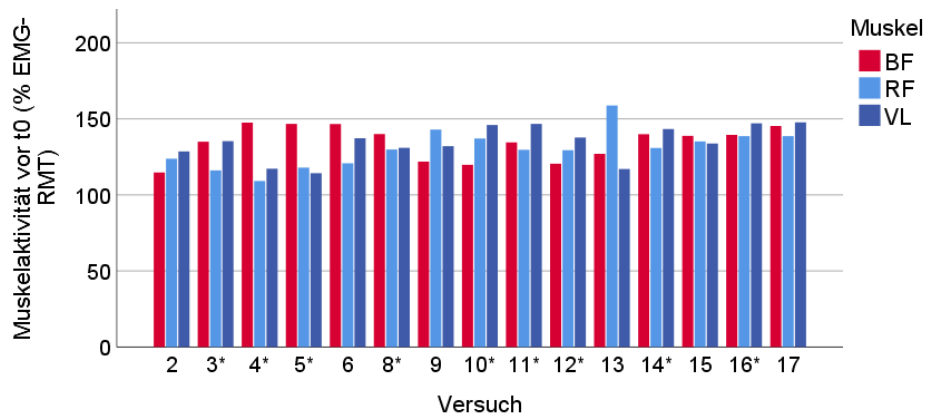
**Abbildung 69:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



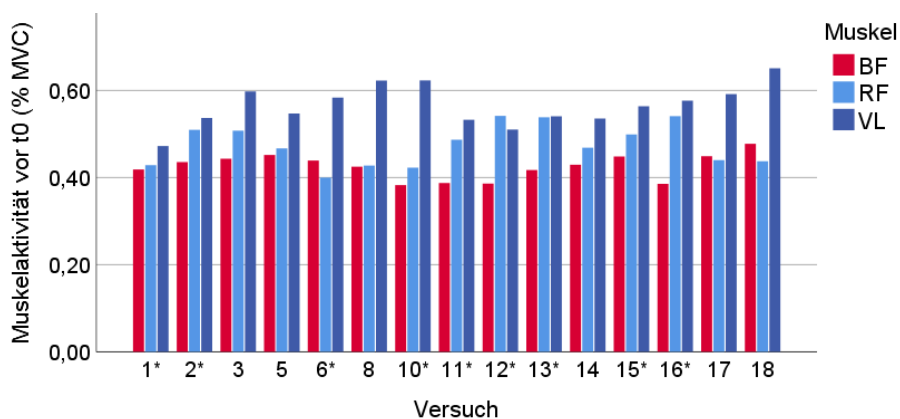
**Abbildung 70:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



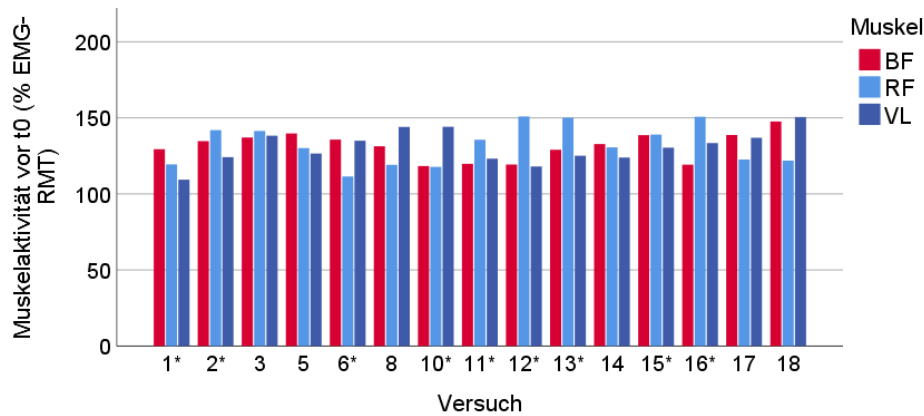
**Abbildung 71:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



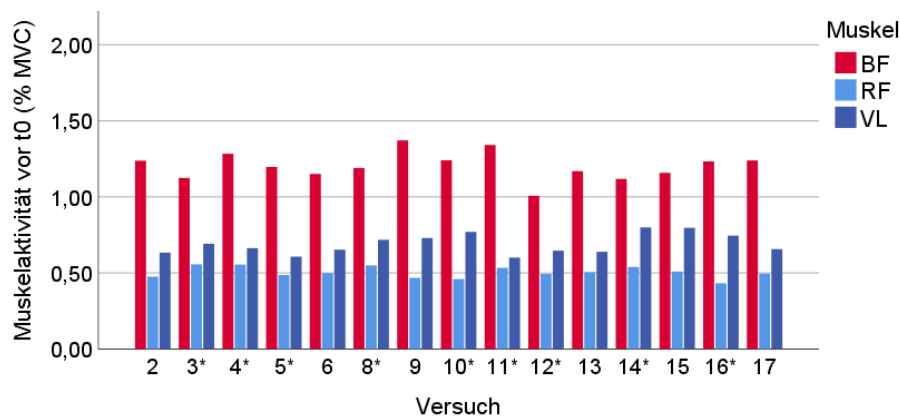
**Abbildung 72:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



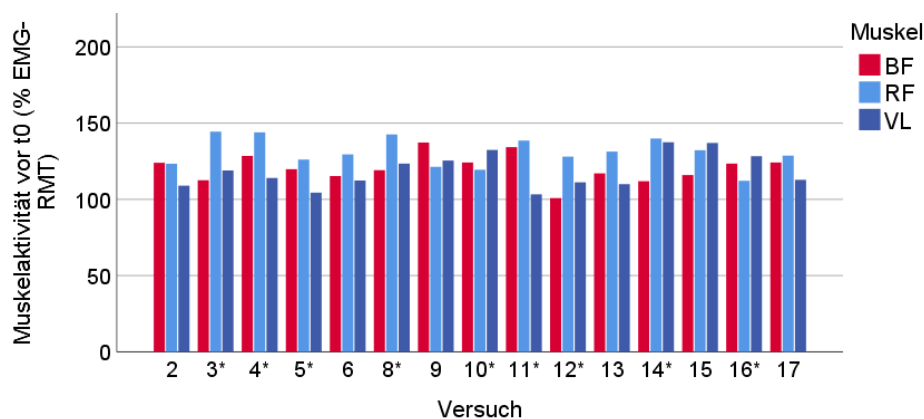
**Abbildung 73:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



**Abbildung 74:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

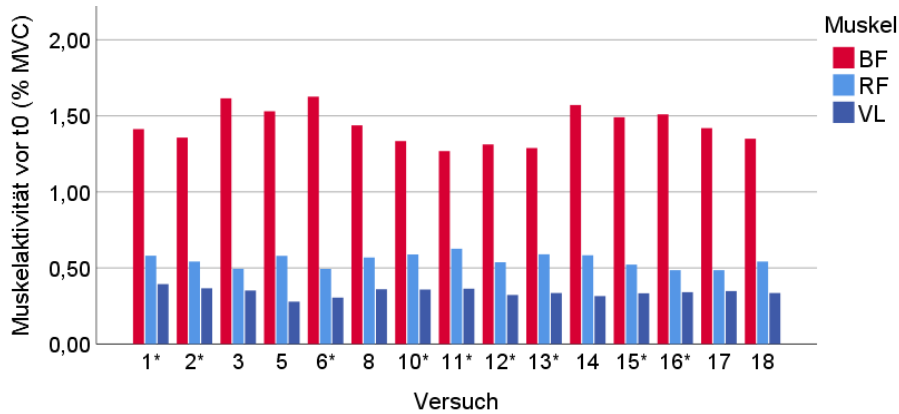


**Abbildung 75:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

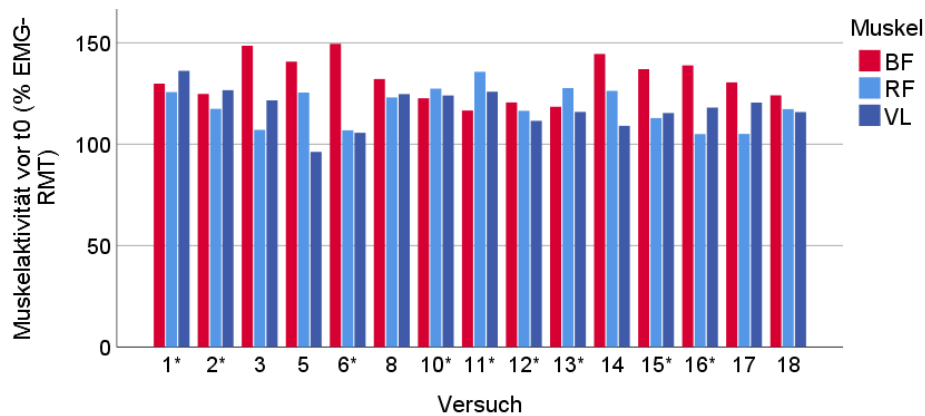


**Abbildung 76:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

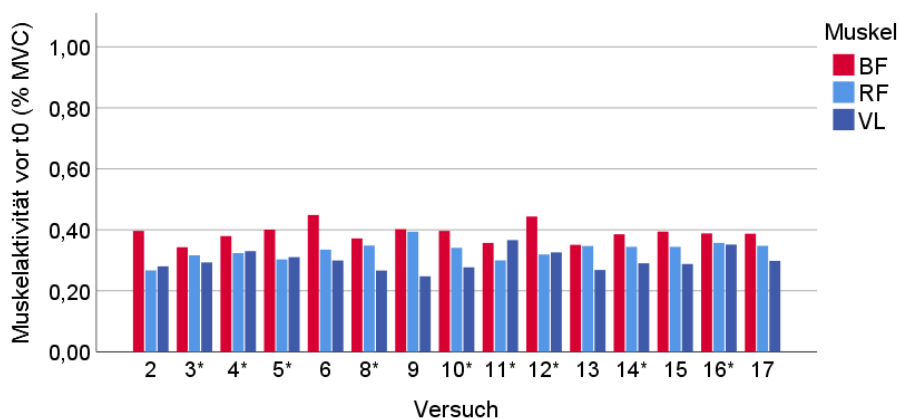




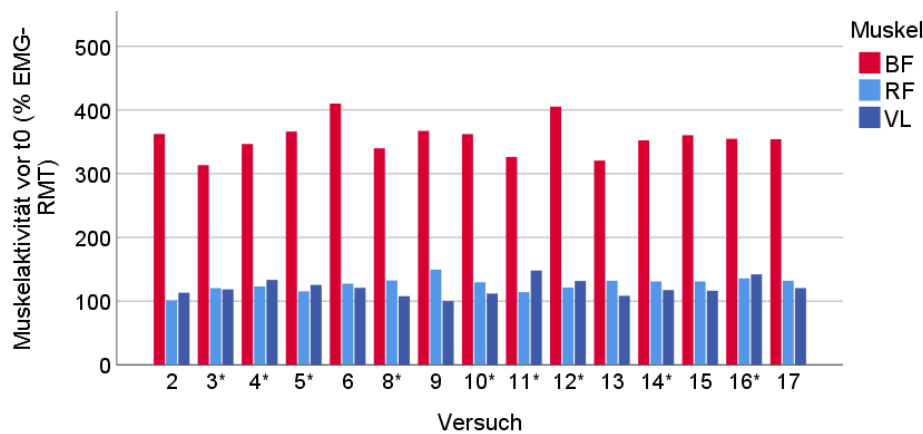
**Abbildung 77:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



**Abbildung 78:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



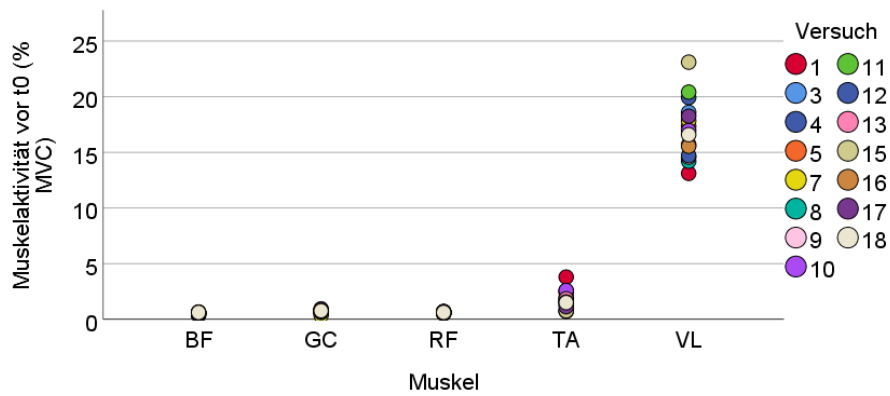
**Abbildung 79:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert



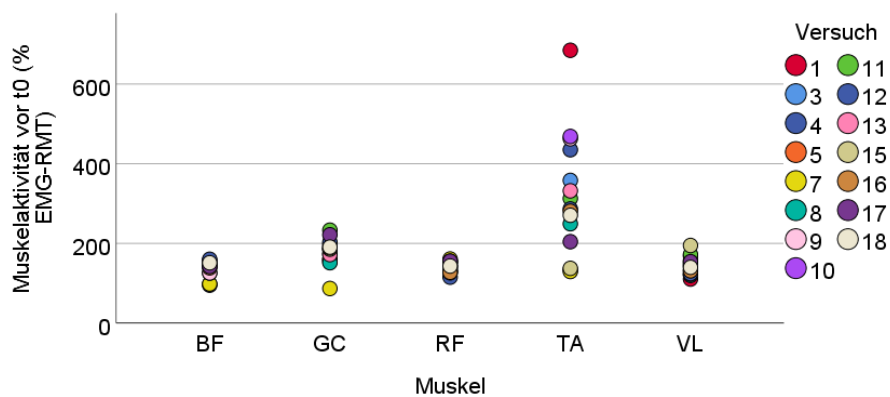
**Abbildung 80:** Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (rot), M. rectus femoris (hellblau) und M. vastus lateralis (dunkelblau); Versuche mit Countdown sind mit \* markiert

Zur Verdeutlichung intermuskulärer Unterschiede zwischen der MVC- und der EMG-RMT-Normalisierung ist in Abbildung 81 bis 98 das mittlere EMG-Signal aller erfassten Muskeln der rechten unteren Extremität vor  $t_0$  als Punktdiagramm auf der y-Achse, relativ zur MVC bzw. zum EMG-RMT, geplottet.

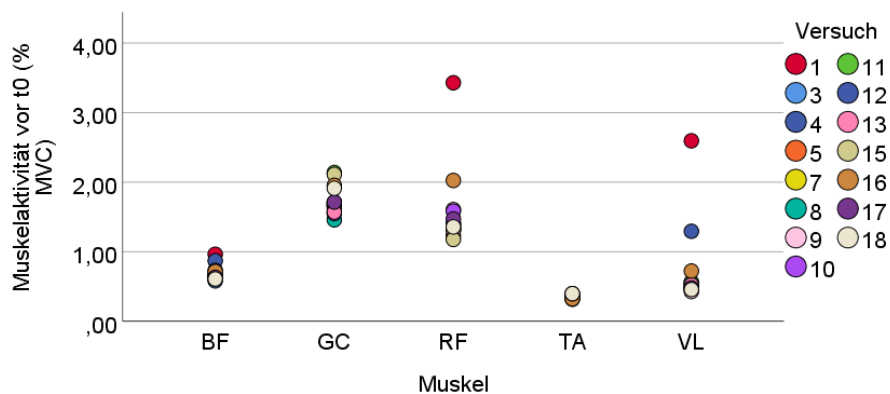
Die Ausprägung von EMG-Aktivitätsmustern fällt bei einigen Probanden geringer aus, wenn sie in Bezug zum EMG-RMT gesetzt werden, bis hin zu nahezu identischem Aktivitätsniveau aller Beinmuskeln vor  $t_0$  als konstantes Vielfaches des EMG-Ruhemuskeltonus (z.B. P13,14,16-18). Intraindividuell gibt es sowohl Beispiele für Unterschiede in der Spannweite der Muskelaktivität vor  $t_0$  mit der Normalisierung (u.a. P08, M. tibialis anterior, Abbildung 81 bzw. 81), als auch ein Beispiel für vergleichbare Aktivitätsmuster (P12, Abbildung 85 bzw. 86). Das intra- und intermuskuläre Level der EMG-Aktivität vor  $t_0$  ist sowohl bei MVC- als auch bei EMG-RMT-Normalisierung am konstantesten bei Proband 15, was sich bereits in Abbildung 73 bzw. 74 andeutet.



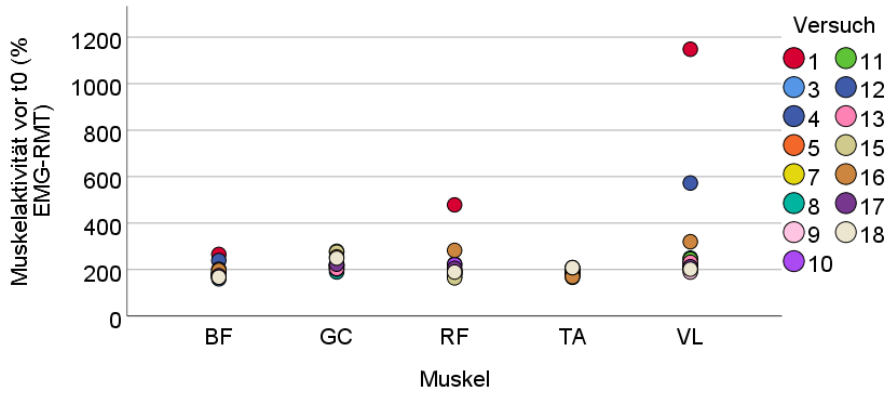
**Abbildung 81:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



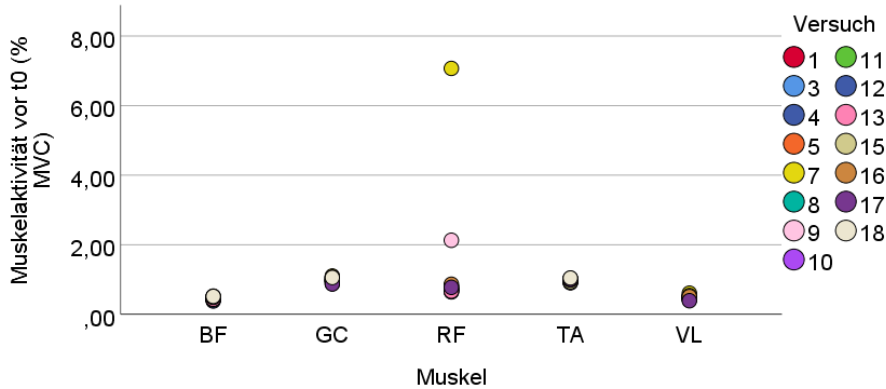
**Abbildung 82:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 08 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



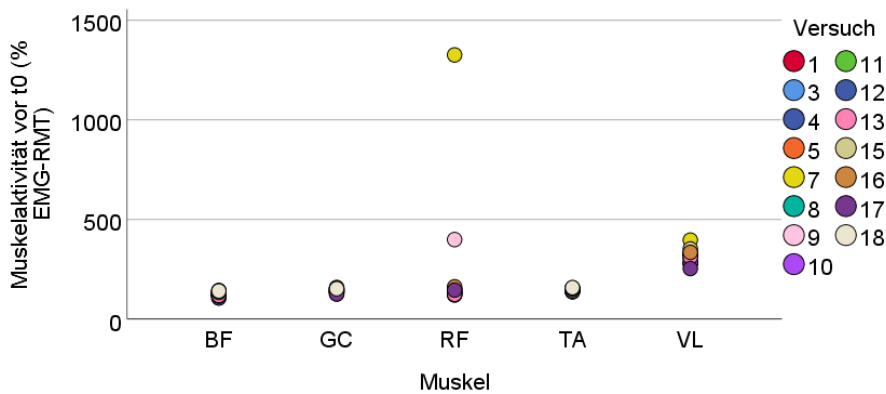
**Abbildung 83:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=74$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 4, RF, nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)



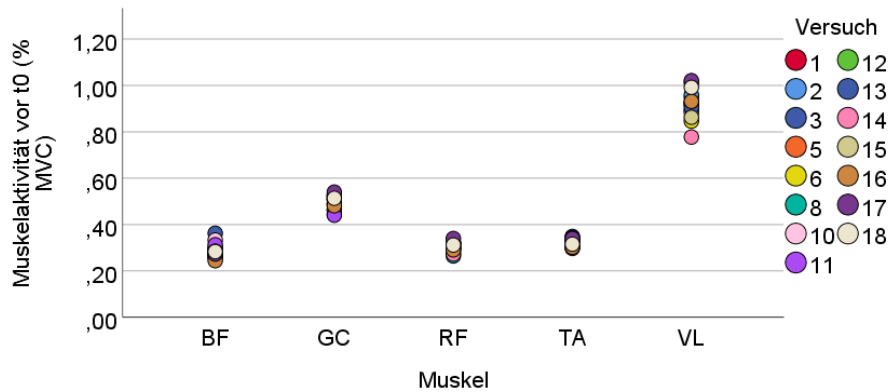
**Abbildung 84:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 10 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=74, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 4, RF, nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)



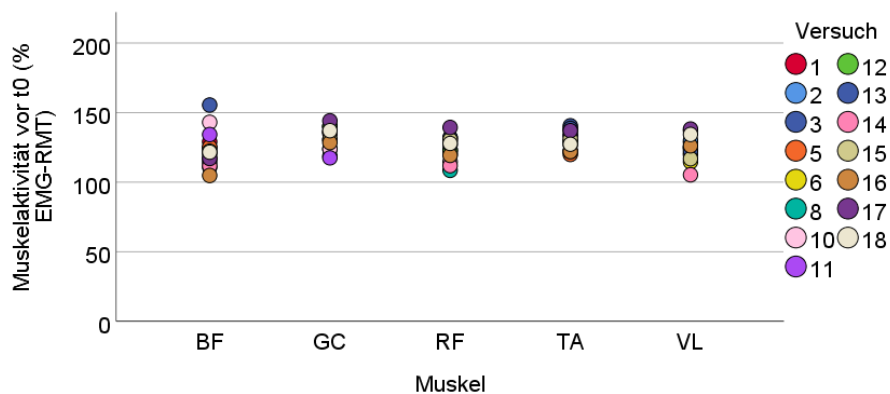
**Abbildung 85:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=72, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)



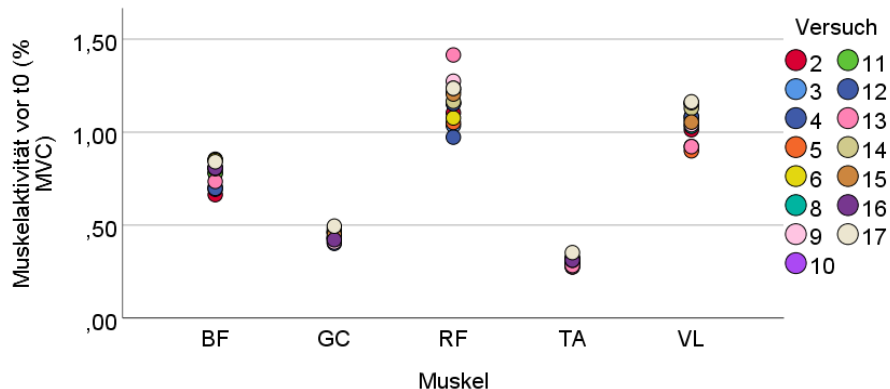
**Abbildung 86:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 12 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=72, je 15 Datenpunkte pro Muskel mit Ausnahme Versuch 15, RF und Versuch 18, RF und VL nicht abgebildet aufgrund von Voraktivität)



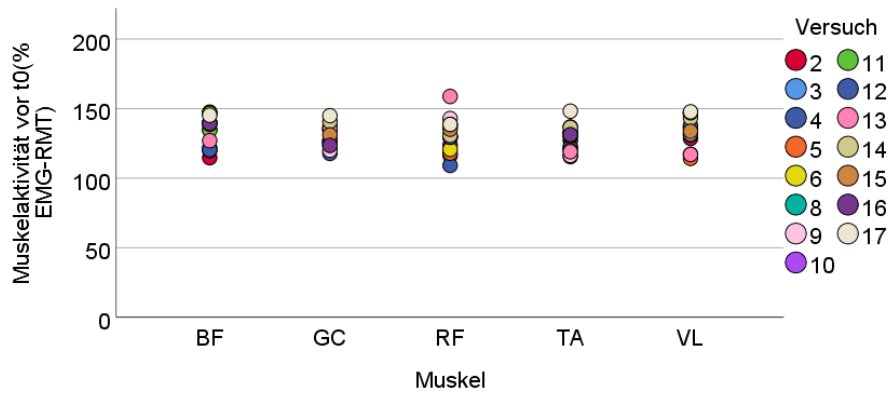
**Abbildung 87:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



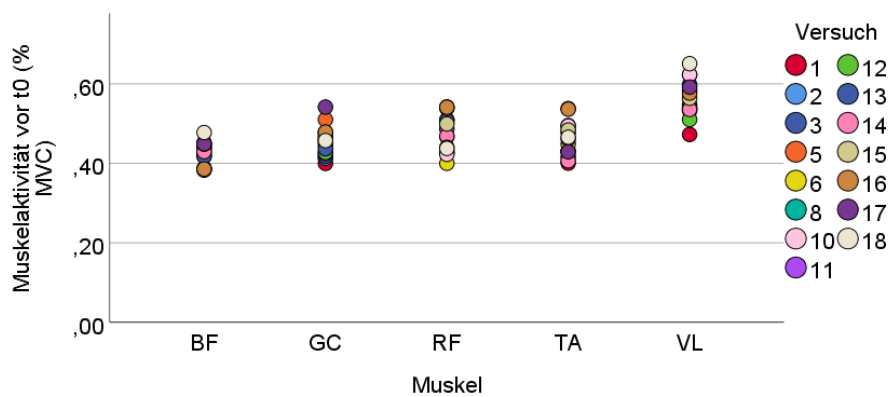
**Abbildung 88:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 13 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



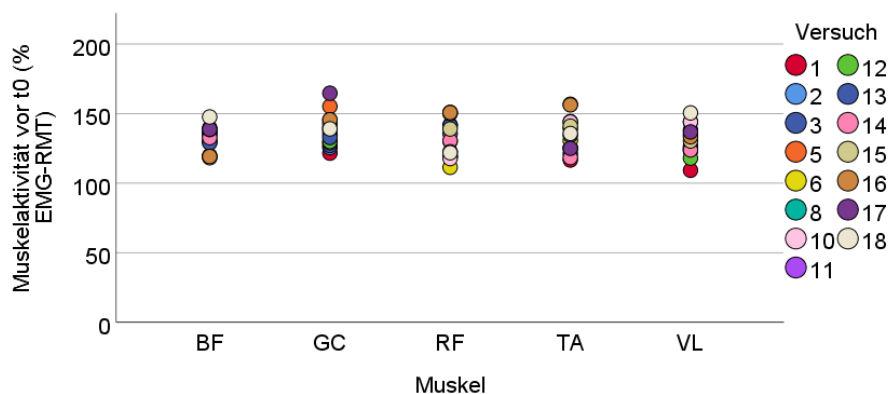
**Abbildung 89:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



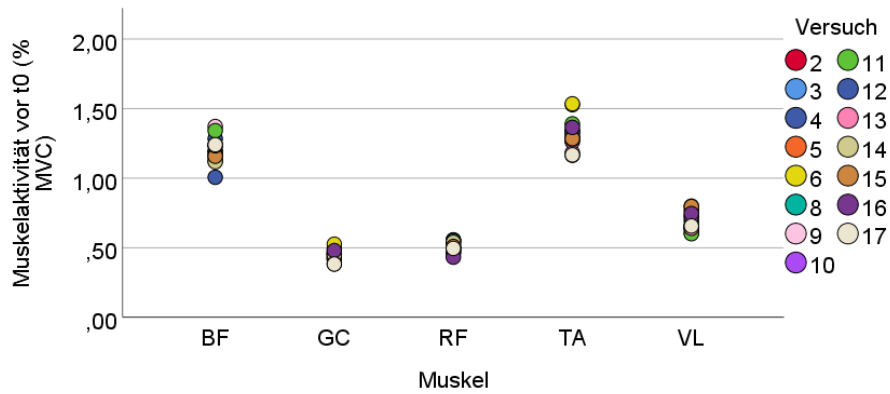
**Abbildung 90:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 14 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)



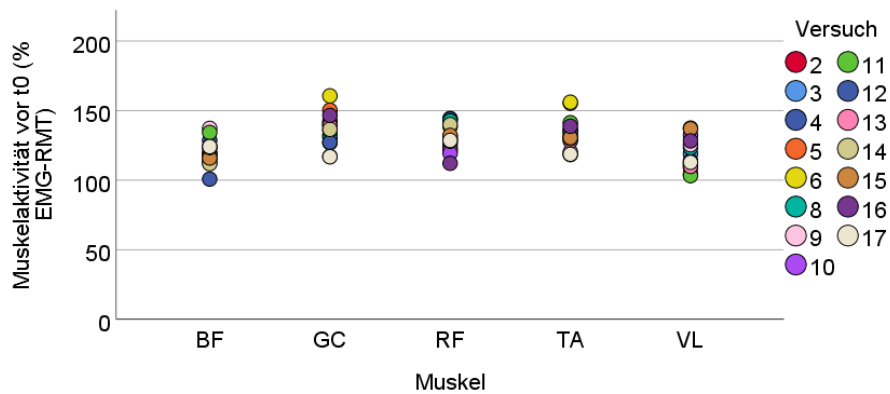
**Abbildung 91:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)



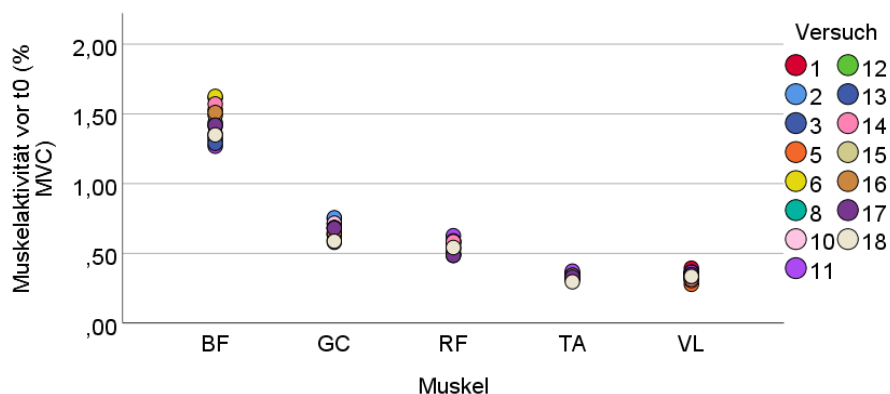
**Abbildung 92:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 15 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)



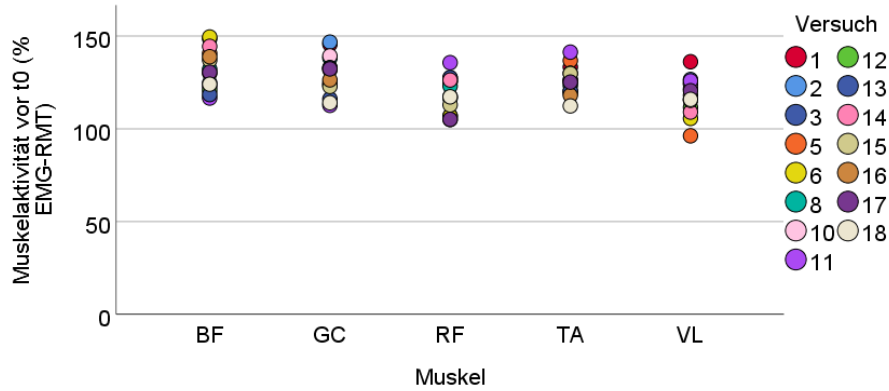
**Abbildung 93:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



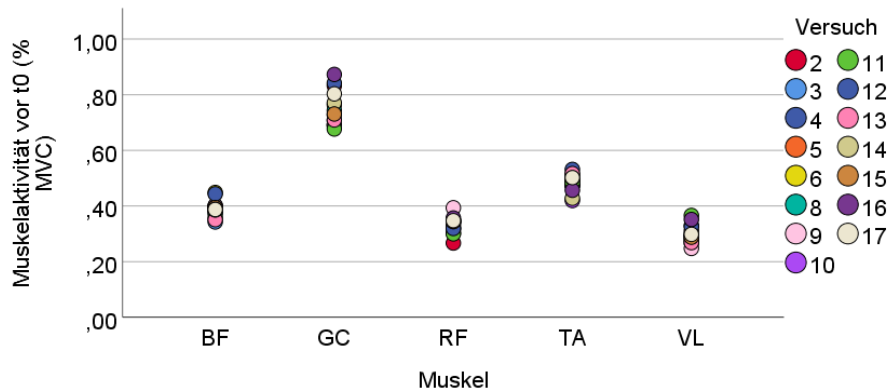
**Abbildung 94:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 16 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



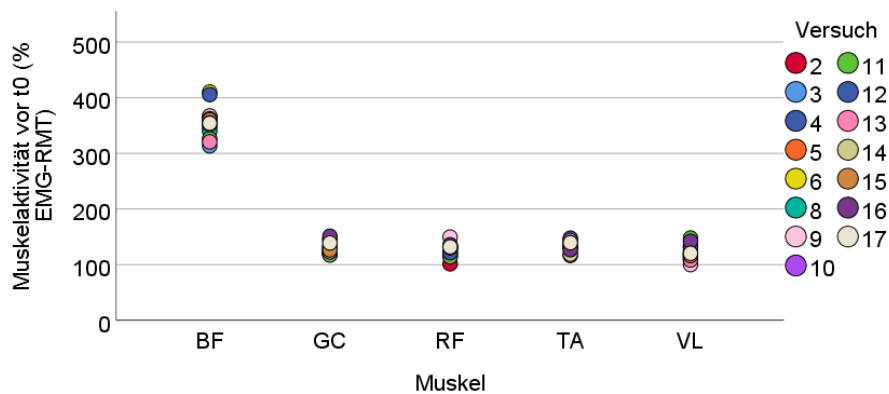
**Abbildung 95:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) ( $n=75$ , je 15 Datenpunkte pro Muskel)



**Abbildung 96:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 17 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)



**Abbildung 97:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Maximalkraft (MVC)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)

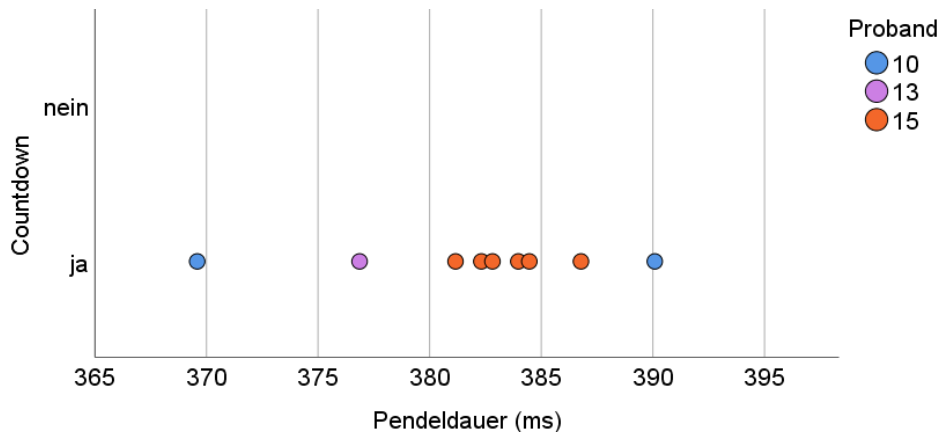


**Abbildung 98:** Elektromyographie (EMG-)Aktivität vor  $t_0$  der folgenden Muskeln von Proband 18 (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)): M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius (GC), M. rectus femoris (RF), M. tibialis anterior (TA) und M. vastus lateralis (VL) (n=75, je 15 Datenpunkte pro Muskel)



## 5.4 Versuche (annähernd) passiver Kinematik

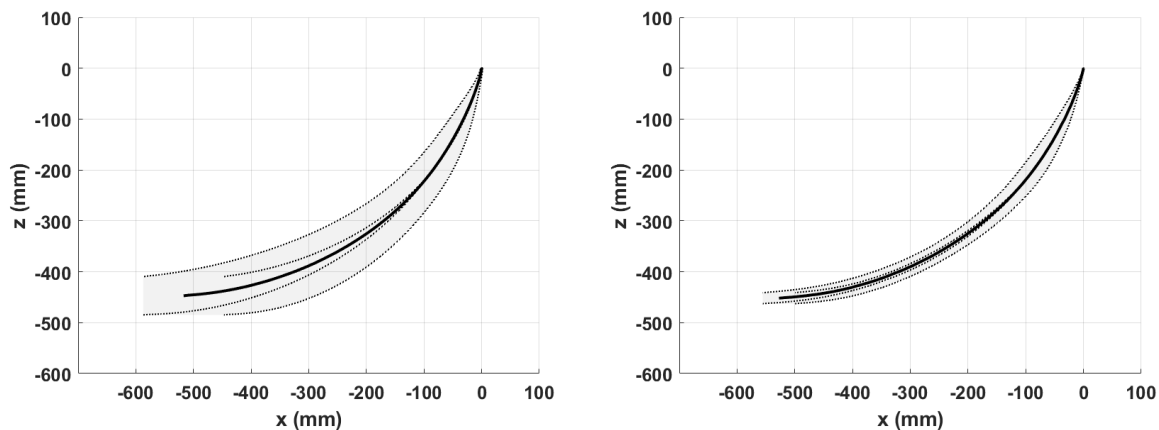
Im Rahmen der Analyse jedes Einzelfalls wurden innerhalb der 135 durchgeführten Versuche neun Versuche von drei Probanden identifiziert, in denen weder Beinbeuger noch -strecker ein Onset, globales Maximum oder Offset aufweisen (Tabelle 17, S. 191, Appendix B). Dies entspricht 6,7 % aller durchgeführten Versuche. Im Mittel durchschreitet der Malleolus ohne oberflächlich mit dem EMG messbare muskuläre Aktivitätskennwerte nach  $382 \pm 6$  ms den  $65^\circ$ -Winkel (Abbildung 99, x-Achse). Alle Versuche erfolgten mit Countdown.



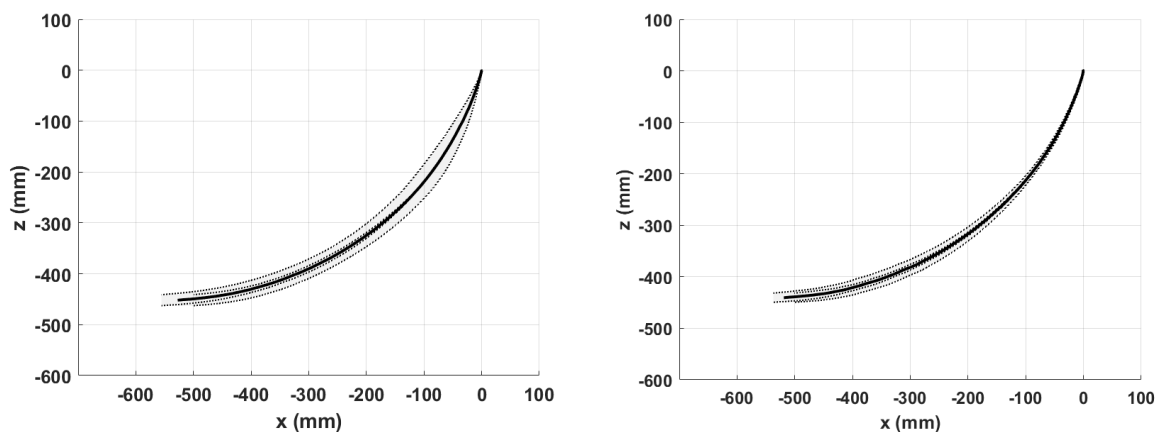
**Abbildung 99:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei  $65^\circ$  Kniewinkel der Versuche, die nach  $t_0$  keine Muskelreaktion in Unterschenkelstrecker und -beuger aufweisen ( $n=9$ , mit Countdown)

Die zweidimensionale Kinematik des Malleolusmarkers über die ersten 500 ms der Knieflexion der neun nicht aktiven Versuche gegenüber der Gesamtkinematik aller 135 Versuche geht aus Abbildung 100 hervor. In Abhängigkeit der für die Berechnung berücksichtigten Versuche ergeben sich unterschiedlich große Standardabweichungen in x- und z-Richtung. Auf Höhe von je -400 mm reduziert sich die Standardabweichung im Vergleich zum Gesamtkorridor um 210 mm in x- bzw. 60 mm in z-Richtung. Die Standardabweichung des annähernd passiven Korridors beträgt zwischen 13 mm und 18 mm.

Das Ergebnis der Einzelfallanalyse wird dominiert von Proband 15, der zweidrittel der Versuche stellt. Die Standardabweichung des Korridors, der nur die sechs passiven Versuche von Proband 15 enthält, ist in Abbildung 101 den neun passiven Versuchen gegenübergestellt. Der Korridor von Proband 15 weicht auf Höhe von je -400 mm nur in z-Richtung um wenige Millimeter von dem Korridor ab, der drei weitere Versuche von Proband 10 und 13 enthält. In der ersten Hälfte des Korridors, ausgehend von 0/0, ist die Standardabweichung geringer wird nur Proband 15 betrachtet. Dessen Standardabweichung beträgt im Maximum 16 mm.



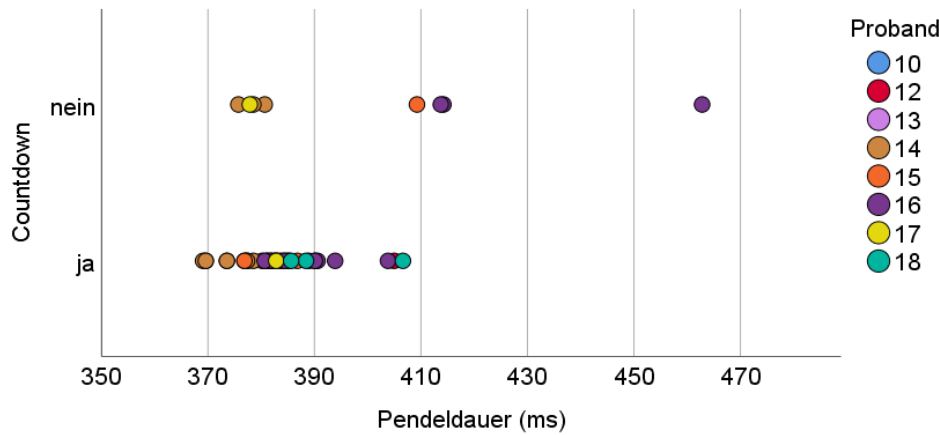
**Abbildung 100:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis aller Versuche (links,  $n=135$ ) bzw. der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (rechts,  $n=9$ ) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



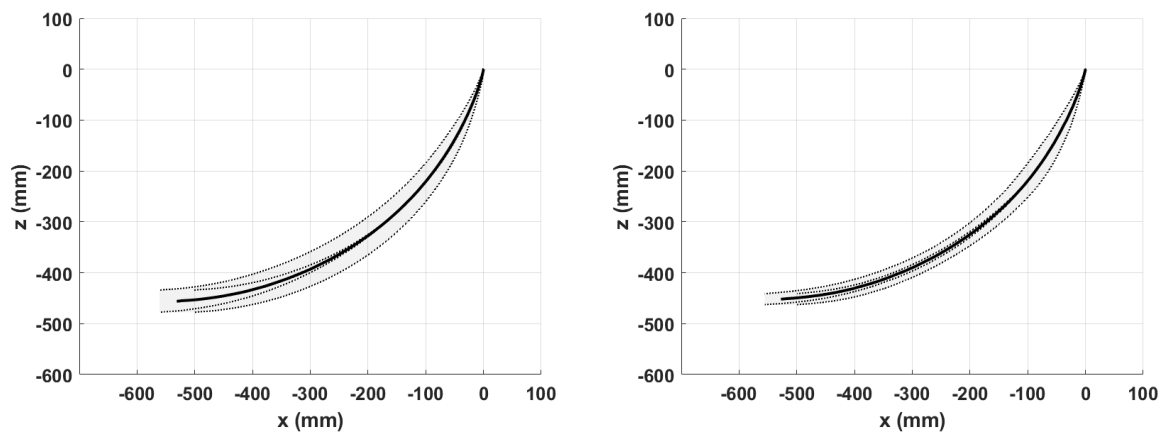
**Abbildung 101:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (links,  $n=9$ ) bzw. der passiven Versuche von Proband 15 (rechts,  $n=6$ ) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung

Folgt man der Methodik van der Meché und van Gijns, indem lediglich die Muskelaktivität des M. vastus lateralis berücksichtigt und EMG-Aktivitäten des M. rectus femoris bzw. M. biceps femoris ignoriert werden [121], verfünffacht sich die Anzahl der verbleibenden Versuche auf 33,3 % (Abbildung 102 bzw. Tabelle 18, S. 192, Appendix B). Im Mittel liegt die Pendeldauer bei  $387 \pm 16$  ms. Mit Ausnahme von Proband 08 zeigt jeder Proband in mindestens einem Versuch keine Aktivität im EMG-Signal des M. vastus lateralis, ein Großteil der Versuche entfällt auf Proband 14 und 16.

Im entsprechenden kinematischen Korridor in Abbildung 103 (links) vergrößert sich die Standardabweichung gegenüber den neun nicht aktiven Versuchen der Einzelfallanalyse (rechts) um 70 mm in x- bzw. 20 mm in z-Richtung (jeweils auf Höhe von -400 mm gemessen). Die Gesamtlänge der Durchschnittskurve ist in etwa vergleichbar.



**Abbildung 102:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei  $65^\circ$  Kniewinkel der Versuche, die nach  $t_0$  keine Muskelreaktion im M. vastus lateralis aufweisen ( $n=45$ , mit bzw. ohne Countdown)



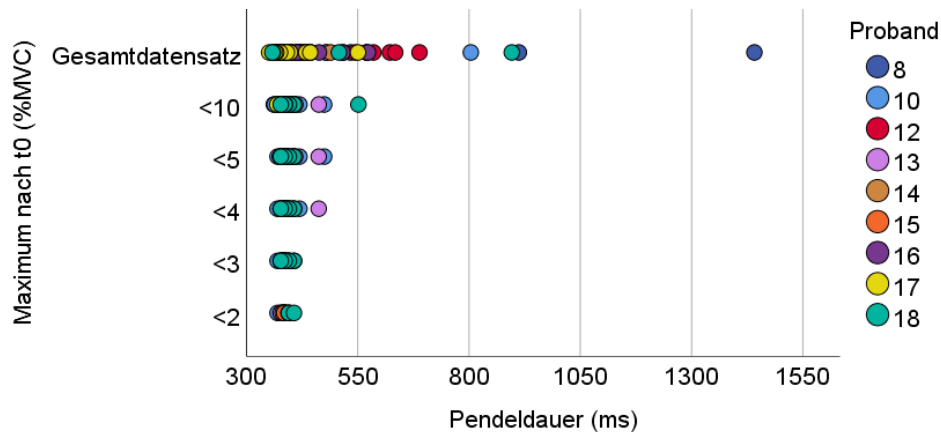
**Abbildung 103:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis der Versuche, in denen der VL nicht aktiv war (links,  $n=45$ ) bzw. der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche (rechts,  $n=9$ ) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung

Im Zuge der Einzelfallanalyse wurden des weiteren drei Versuche registriert, in denen in mindestens einem Muskel (RF, BF, VL) ein EMG-Onset unmittelbar um den Nullzeitpunkt vorliegt. Dabei handelt es sich um Versuch 04 von Proband 10 (RF) und Versuche 15 (RF) und 18 (RF, VL) von Proband 12, allesamt mit Countdown. Demnach verbleiben nach intensiver Analyse des Datensatzes 123 Versuche, die EMG-Aktivitäten als Reaktion auf die Knieflexion unterschiedlicher Höhe bzw. Dauer aufweisen.

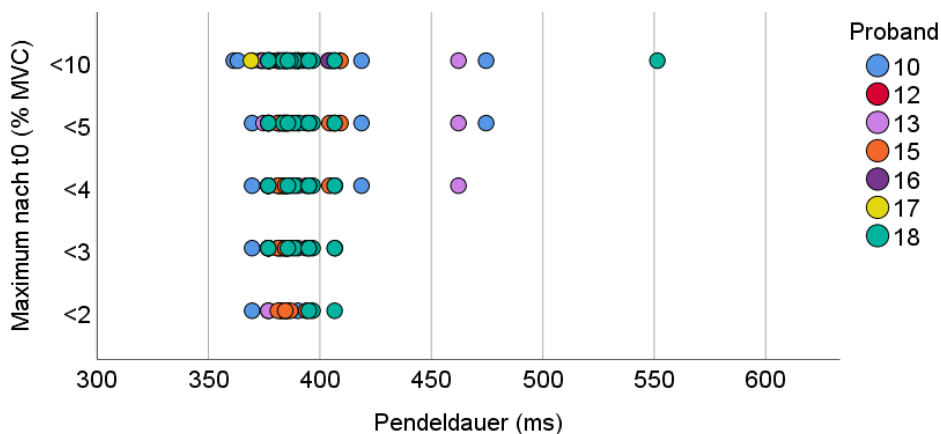
Die Ergebnisse der systematischen Eingrenzung von Versuchen mit potenziell annähernd passiver Kinematik unter Verwendung von Grenzwerten werden anschließend näher beschrieben und mit dem Ergebnis der Einzelfallanalyse verglichen.

In Abbildung 104 ist die Pendeldauer aller Versuche geplottet, deren maximale EMG-Aktivität nach  $t_0$  unabhängig des Muskels 10, 5, 4, 3 bzw. 2 % der isometrischen

Maximalkraft nicht überschreiten; zur Einordnung sind die Pendelzeiten der gesamten Versuchsreihe dieser Auswahl gegenübergestellt. Es gibt keine Reaktionshöhen, die kleiner 1 % MVC sind. Gegenüber dem Gesamtdatensatz verjüngt sich die Spannweite der Pendelzeiten mit Reduktion des Grenzwerts auf 10, 5, 4 und 3 % MVC hin zu kürzeren Pendelzeiten; in der detaillierten Darstellung der Spannweiten (Abbildung 105) lässt sich zwischen Versuchen mit Reaktionshöhen kleiner gleich 3 % MVC und kleiner gleich 2 % MVC kein Unterschied hinsichtlich der Spannweite der Pendeldauer erkennen.



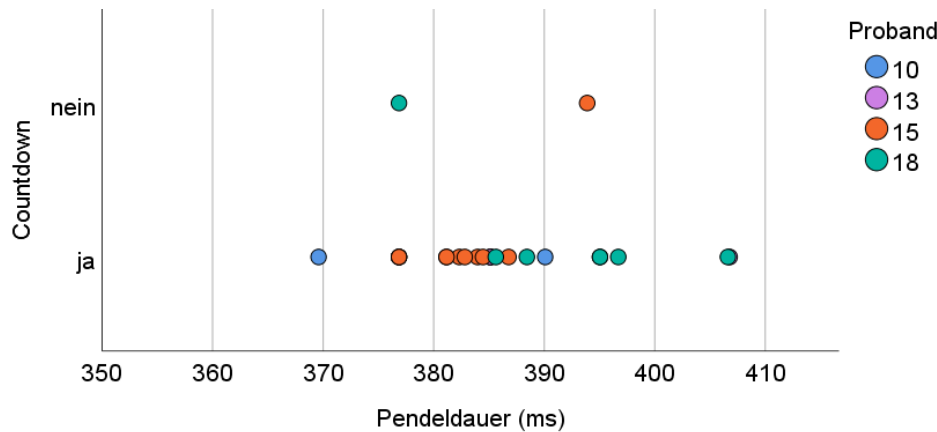
**Abbildung 104:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion kleiner oder gleich 10, 5, 4, 3 oder 2 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist gegenüber der Spannweite der Pendeldauern des Gesamtdatensatzes



**Abbildung 105:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach  $t_0$  kleiner oder gleich 10, 5, 4, 3 oder 2 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist

In Abbildung 106 sind die Pendeldauern derer Versuche geplottet, die in keinem Muskel oberhalb 3 % der MVC reagieren (Tabelle 19, S. 193, Appendix B). Im Mittel liegt die Pendeldauer bei  $386 \pm 9$  ms ( $n=25$ , 18,5 % der Versuche). Verglichen mit den Pendelzeiten der nicht aktiven Versuche basierend auf der Einzelfallanalyse in Abbildung 99,

überlappt die Spannweite der Pendelzeiten der Versuche mit EMG-Aktivität kleiner gleich 3 % MVC mit Ausnahme von vier Fällen, die eine längere Pendeldauer um 400 ms aufweisen. Die Versuche entfallen auf vier Probanden mit zwei bei fehlendem Countdown.

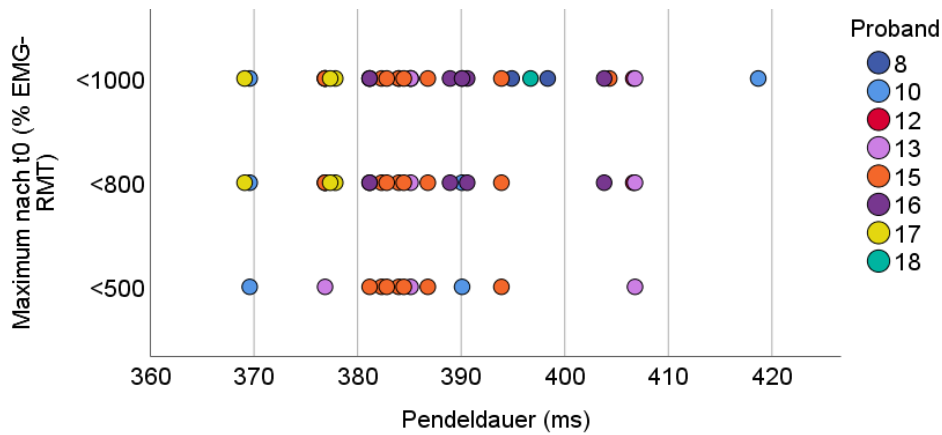


**Abbildung 106:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach  $t_0$  kleiner oder gleich 3 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist (n=25, mit bzw. ohne Countdown)

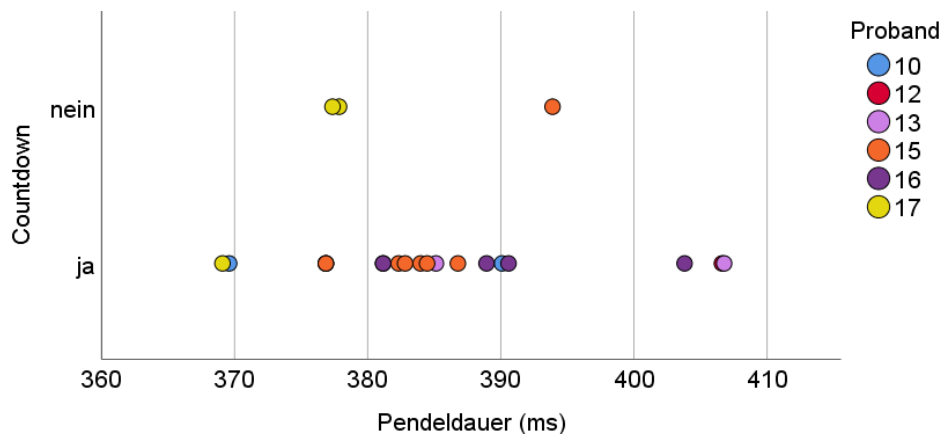
Abbildung 107 gibt die Pendelzeiten all jener Versuche wieder, die in Unterschenkelstrecker und -beuger mit maximal 500, 800 oder 1000 % des EMG-RMT auf die Knieflexion reagieren. Es existiert kein Grenzwert unterhalb von 500 % EMG-RMT, der eine nennenswerte Anzahl an Versuchen ermitteln lässt. Ein Grenzwert oberhalb von 1000 % EMG-RMT beinhaltet eine Vielzahl an Versuchen, die weit ab der Verteilung der Einzelfallanalyse liegt. Analog zu Abbildung 107 reduziert sich die Spannweite der Pendeldauer mit der Reduktion des Grenzwertes von 1000 auf 800 % EMG-RMT. Zwischen 800 und 500 % EMG-RMT lassen sich kaum Unterschiede zwischen den Maxima bzw. Minima der Pendelzeiten feststellen. Die Anzahl an Versuchen ist bei letzterem Grenzwert reduziert.

Die Pendeldauer der Versuche, die die Bedingung kleiner gleich 800 % EMG-RMT erfüllen (Abbildung 108), liegt bei  $385 \pm 10$  ms (n=22, 16 % der Versuche) (Tabelle 20, S. 194, Appendix B). Es werden drei Fälle ohne Countdown berücksichtigt, die Versuche verteilen sich auf sechs Probanden, abermals dominiert von Proband 15.

Neben der maximalen EMG-Reaktion werden Grenzwerte der Muskelaktivität unmittelbar vor Versuchsauslösung hinsichtlich ihrer Kinematik betrachtet. Aus dem Punktdiagramm in Abbildung 109 geht die Pendeldauer aller Versuche hervor, die in der EMG-Aktivität vor  $t_0$  von Unterschenkelstrecker und -beuger den Grenzwert von 1,00, 0,75, 0,50 bzw. 0,40 % MVC im Mittel nicht überschreiten. Die Spannweite der Pendelzeiten auf der x-Achse bleibt aufgrund von Versuchen von Proband 18 auch bei



**Abbildung 107:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach  $t_0$  kleiner oder gleich 1000, 800 oder 500 % Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist



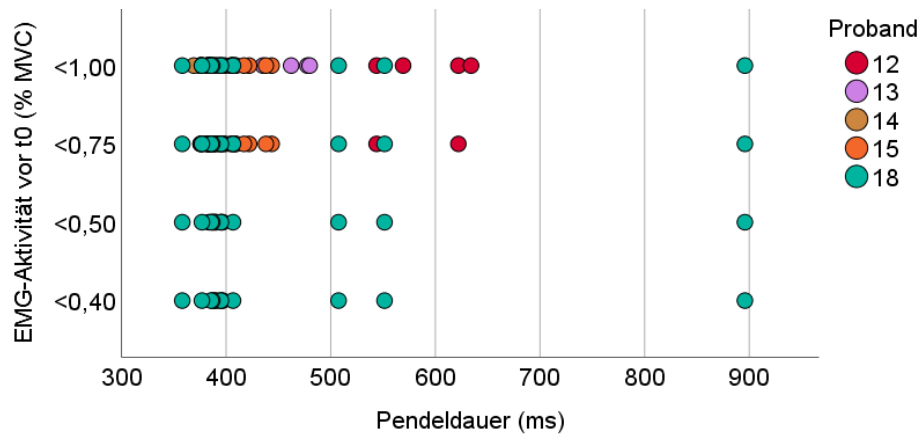
**Abbildung 108:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die muskuläre Reaktion nach  $t_0$  kleiner oder gleich 800 % Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist (n=22, mit bzw. ohne Countdown)

schrittweiser Reduktion des jeweiligen Grenzwerts konstant breit bei rund 550 ms. Vernachlässigt man innerhalb der Verteilungen die Versuche, die ohne Countdown erfolgt sind (Abbildung 110), reduziert sich die Spannweite und die mittlere Pendelzeit deutlich. Mit Ausnahme eines Versuchs von relativ kurzer Pendeldauer (P18) finden sich bei Limitierung der EMG-Aktivität vor  $t_0$  auf 0,75 % MVC ähnliche Pendelzeiten wie in Abbildung 106 bzw. 108 wieder, sofern Versuche ohne Countdown nicht berücksichtigt werden (Abbildung 111).

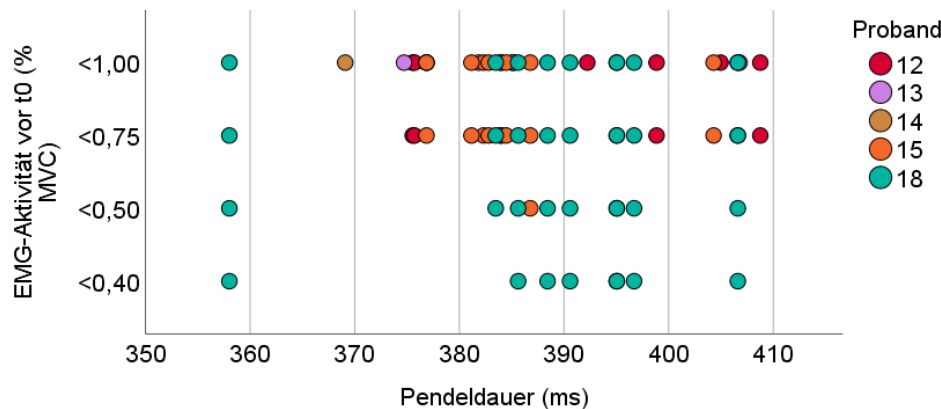
In diesem Fall reduziert ein Grenzwert von 0,75 % MVC vor  $t_0$  135 auf 23 (17 %) potenziell nicht aktive Versuche, durchgeführt von Proband 12, 15 und 18, mit einer mittleren Pendeldauer von  $388 \pm 12$  ms (Tabelle 21, S. 195, Appendix B). Proband 18 fällt in dieser Darstellung mit einem sehr niedrigen Aktivitätsniveau vor  $t_0$  auf.

Verglichen mit dem Maßstab in Abbildung 112 (links oben) divergiert die Standardab-

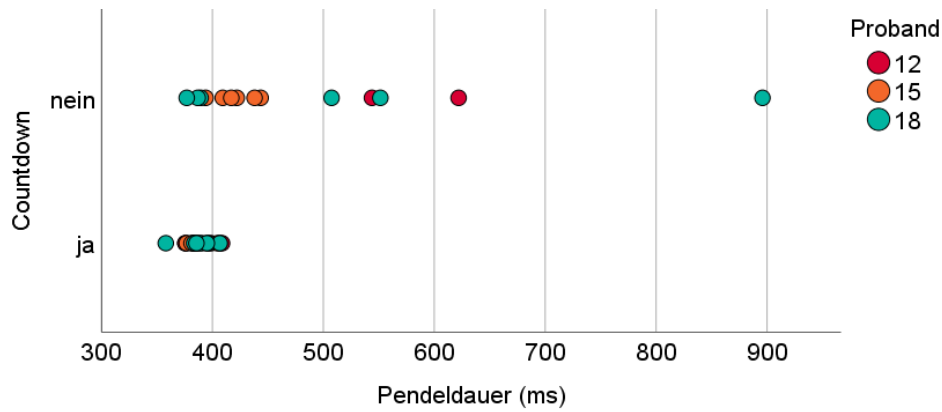
weichung der Korridore der Versuche mit Maximalaktivität kleiner oder gleich 3 % MVC (rechts oben) bzw. 800 %EMG-RMT (rechts unten) bzw. EMG-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 0,75 % MVC (mit Countdown) (links unten) sowohl in x- als auch in z-Richtung mit zunehmender Pendeldauer. Letztere Teilmenge an Versuchen weist die längste Durchschnittskurve auf. Die Abweichung zum Maßstabskorridor auf Höhe von jeweils -400 mm liegt im Uhrzeigersinn bei 20 mm bzw. 70 mm bzw. 30 mm in x-Richtung bzw. bei je 20 mm in z-Richtung.



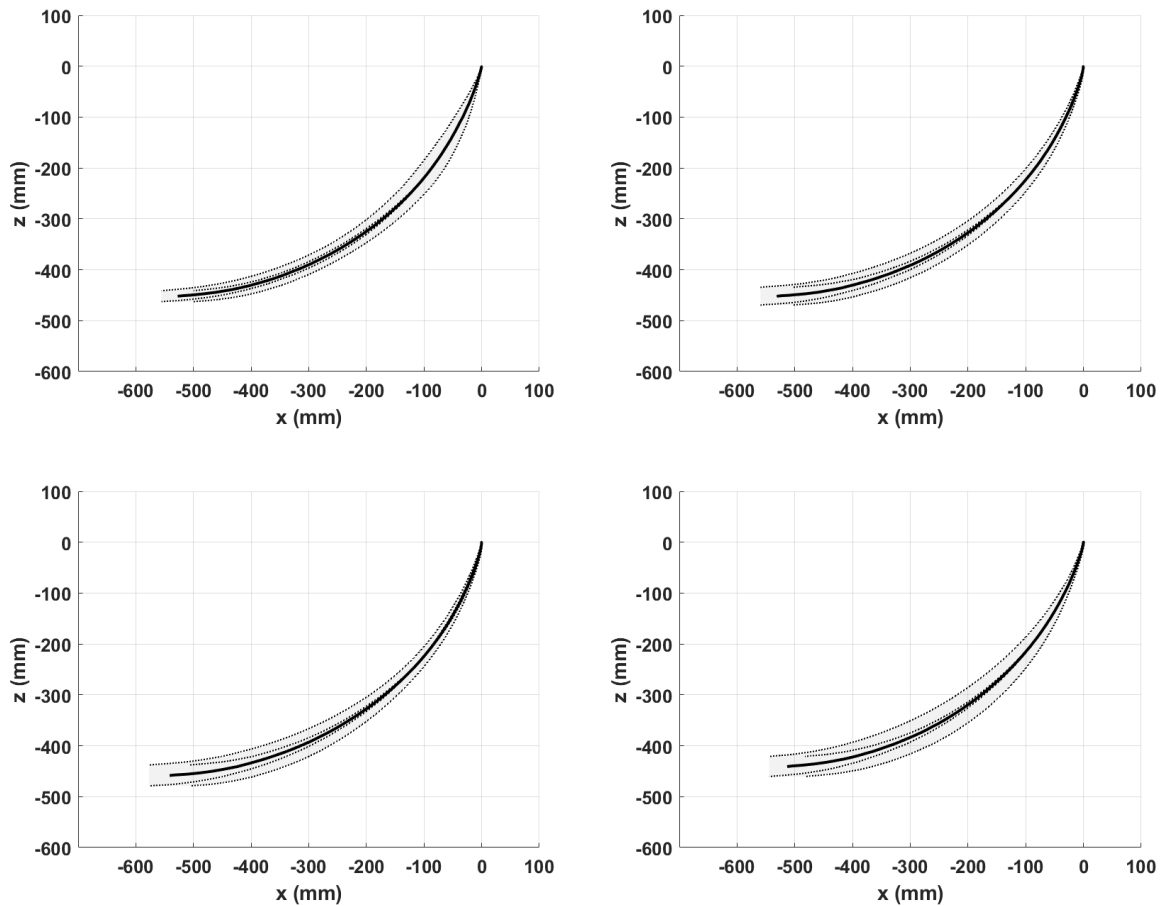
**Abbildung 109:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 1,00, 0,75, 0,50 oder 0,40 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist



**Abbildung 110:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit Countdown, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 1,00, 0,75, 0,50 oder 0,40 % EMG-Maximalkraft (MVC) ist



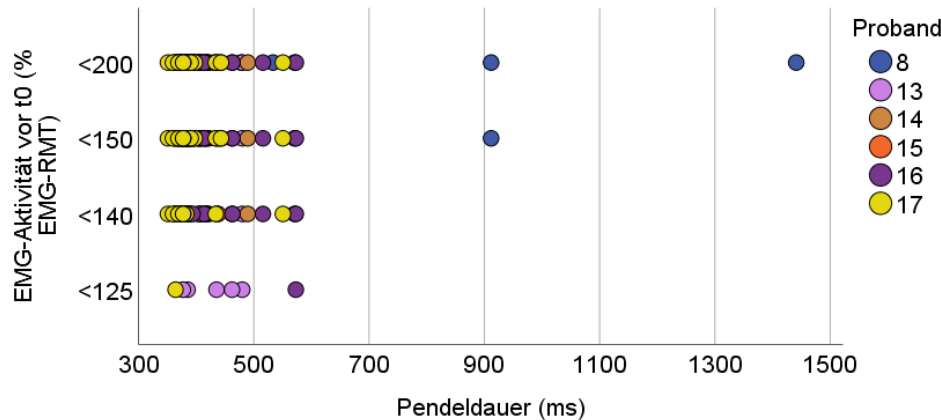
**Abbildung 111:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei  $65^\circ$  Kniewinkel der Versuche, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich  $0,75\%$  EMG-Maximalkraft (MVC) ist ( $n=37$ , mit bzw. ohne Countdown)



**Abbildung 112:** Jeweils über die ersten 500 ms der Pendelbewegung und im Uhrzeigersinn von links oben: kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis der in der Einzelfallanalyse identifizierten, nicht aktiven Versuche ( $n=9$ ), der Versuche mit Maximalaktivität kleiner oder gleich  $3\%$  Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft (MVC) ( $n=25$ ) bzw.  $800\%$  EMG-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ( $n=22$ ) bzw. einer EMG-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich  $0,75\%$  MVC mit Countdown ( $n=23$ )



Die Pendeldauer all jener Versuche, deren EMG-Aktivität vor  $t_0$  in Unterschenkelstrecker und -beuger niedriger oder gleich 200, 150, 140 bzw. 125 % EMG-RMT ist, ist in Abbildung 113 auf der x-Achse graphisch dargestellt. Obgleich sich mit Reduktion der Muskelaktivität vor  $t_0$  von maximal 200 bzw. 150 % EMG-RMT auf 140 % EMG-RMT die Spannweite der Pendelzeit reduziert, hebt sich die Verteilung der beiden unteren Grenzwerte sowohl in positiver als auch negativer x-Richtung deutlich von der Referenz (Einzelfallanalyse, Abbildung 99) ab.

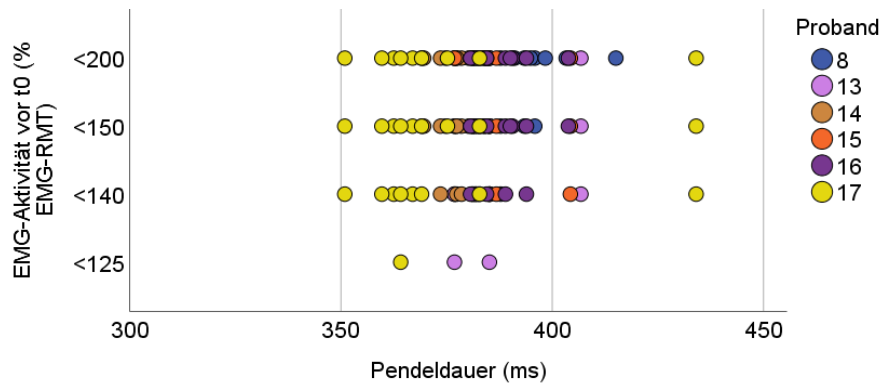


**Abbildung 113:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 200, 150, 140 oder 125 % EMG-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist, in Abhängigkeit eines Countdowns

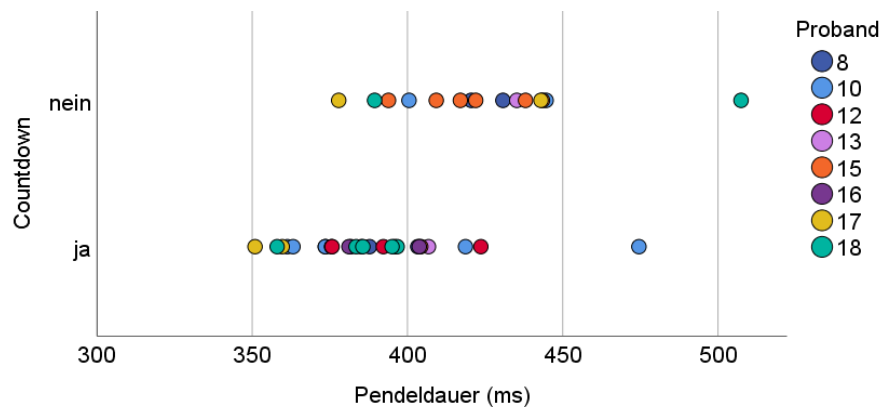
Die Differenzierung der Versuche in Abbildung 113 nach vorhandenem bzw. fehlendem Countdown verändert die Verteilung der Pendelzeiten nur im Fall von 125 % EMG-RMT (Abbildung 114), wobei drei Fälle auf diesen Grenzwert entfallen. Bei Betrachtung der Versuche, die auf die jeweiligen Grenzwerte vor  $t_0$  entfallen, fällt Proband 17 ins Auge, der bei einem relativ niedrigen Niveau der Muskelaktivität vor  $t_0$  sowohl auffällig hohe als auch niedrige Pendelzeiten aufweist. Läge man diesen Probanden außer Acht, lägen die Pendelzeiten der Versuche mit Countdown und EMG-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 140 % EMG-RMT nahe der Referenzwerte der Einzelfallanalyse bzw. im Bereich der Versuche mit einem Grenzwert von 3% MVC bzw. 800 % EMG-RMT nach  $t_0$  und 0,75 % MVC vor  $t_0$ .

In Abbildung 124 im Appendix B (S. 196) sind die Pendelzeiten der Versuche gegen die Versuchskondition *Countdown [ja; nein]* aufgetragen, deren Muskelaktivität bezüglich des Onsetzeitpunkts nach Hammond [167] als reaktiv bewertet werden kann. Das Ergebnis der systematischen Eingrenzung von Versuchen nahezu passiver Kinematik auf Basis von unwillkürlichen Muskelonsets weicht von den Ergebnissen des Referenzmaßstabs nicht aktiven Verhaltens (Abbildung 99), unabhängig des Countdowns, ab. Es werden viele Versuche mit deutlich kürzerer (mit Countdown) bzw.

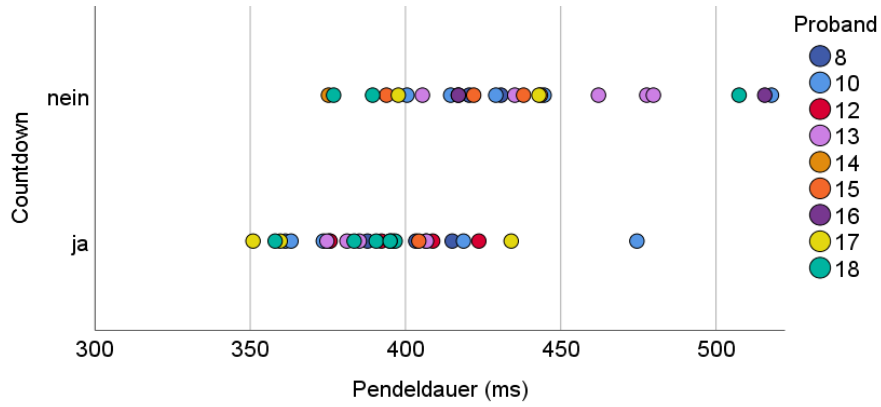
längerer (ohne Countdown) Pendeldauer eingeschlossen (Abbildung 115 im Detail). Beschränkt man die Anwendung des Grenzwertes auf die unwillkürlichen Onsetzeitpunkte des M. vastus lateralis in Anlehnung an van der Meché und van Gijn [121], verändert dies die Verteilungen der Pendeldauern kaum (Abbildung 125, Appendix B (S. 196), Abbildung 116 (Detail)).



**Abbildung 114:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit Countdown, in denen die Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 200, 150, 140 oder 125 % EMG-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist, in Abhängigkeit eines Countdowns



**Abbildung 115:** Individuelle Pendeldauern (ms) (Ausschnitt) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt in Unterschenkelstrecker und -beuger, in Abhängigkeit eines Countdowns



**Abbildung 116:** Individuelle Pendeldauern (ms) (Ausschnitt) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt im M. vastus lateralis, in Abhängigkeit eines Countdowns

---

## 6 Diskussion

Im vorangegangenen Kapitel wurden die Ergebnisse der Pendeltestreihe mit neun Probanden präsentiert, die mit dem Ziel der Erhebung neuer experimenteller Validierungsdaten für passive und aktive Komponenten eines FE Modells durchgeführt wurden. Der Fokus lag auf den 135 Versuchsdurchgängen mit der Maßgabe, nicht auf die schwerkraftinduzierte Knieflexion zu reagieren. Dargestellt wurde das Niveau des EMG-Ruhemuskeltonus vor und nach der Versuchsreihe sowie der Einfluss eines vorhandenen bzw. fehlenden Countdowns auf EMG-Kennwerte infolge der Knieflexion bzw. unmittelbar vor Auslösen eines Versuchs. Dabei wurde die Größenordnung der Muskelaktivität sowohl relativ zum EMG-Signal der individuellen isometrischen Maximalkraft als auch zum EMG-Ruhemuskeltonus angegeben. Abschließend wurden Versuche mit (annähernd) passiver Kinematik herausgestellt und den aus der Anwendung verschiedener EMG-Grenzwerte vor und nach  $t_0$  resultierenden kinematischen Ergebnissen gegenübergestellt.

Im Rahmen der Diskussion sollen zunächst die Versuchsergebnisse grundlegend in relevante Literaturerkenntnisse eingeordnet werden. Anschließend wird der Diskurs im Fokus stehen, inwiefern sich die Diversität kinematischer und muskelmechanischer Antworten von Freiwilligen durch die Versuchsgestaltung a priori mittels eines Countdowns reduzieren lässt. Die Erkenntnisse sollen zum Ziel haben, Vorgehensempfehlungen für künftige regionale Validierungsexperimente formulieren zu können. Nachfolgend soll untersucht werden, ob bzw. unter welchen Prämissen der EMG-Ruhemuskeltonus als objektiver Normalisierungsfaktor für EMG-Daten standhalten kann, insbesondere im Kontext von relativ niedrigen EMG-Aktivitäten und im Sinne der simulativen Nutzbarmachung der EMG-Datensätze der Freiwilligenexperimenten im EU-Projekt SENIORS. Zuletzt soll die Eignung der untersuchten EMG-Grenzwerte zur nachträglichen Identifikation von (annähernd) passiven Versuchsdurchgängen im Hinblick auf künftige, gleichgestaltete Setups erörtert werden.

### 6.1 Einordnung der Versuchsergebnisse

#### 6.1.1 Kinematik

Die dreidimensionale Kinematik wurde in der vorliegenden Studie zweidimensional approximiert, da der maßgebliche Bewegungsanteil des Kniegelenks unter Flexion auf die anterior-posteriore (im Videomaterial in sagittaler) Ebene entfällt. Hierbei geht Tiefeninformation verloren, die Aufschluss über das Bewegungsausmaß des Unterschenkels außerhalb der idealisierten anterior-posterioren Bewegungsebene gibt. Qualitativ geringfügige Bewegungen des Unterschenkels außerhalb der Sagittalebene lassen keine

---

großen intra- bzw. interindividuelle Unterschiede in den Videoaufnahmen in Aufsicht erkennen; lediglich in Einzelfällen, in denen der Unterschenkel sichtbar verzögert und wieder beschleunigt wird, sind größere laterale Auslenkungen des Ober- bzw. Unterschenkels zu beobachten. Da diese Versuche nicht als Validierungsziel in Frage kommen, an dieser Stelle sei Abschnitt 6.4 ab Seite 129 vorweggenommen, ist der Einfluss der lateralen Bewegungskomponente des Unterschenkels auf die Qualität der kinematischen Messung als passives Validierungsziel eher als gering einzuschätzen.

Unter Berücksichtigung der intraindividuellen Spannweiten der Pendelzeiten bzw. kinematischen Korridore ist davon auszugehen, dass der individuelle muskuläre Einfluss geringfügige anthropometrische Unterschiede überlagert und der Fehler aufgrund nicht erfolgter Unterschenkellängen-Normierung als sehr gering einzuschätzen ist. Ein potenziell konfundierender Faktor, die Relativverschiebung von Markern aufgrund von Hautverschiebungen zwischen verschiedenen Versuchen bzw. Probanden, wird als relativ ähnlich und vernachlässigbar angenommen. Er könnte als ergänzendes Kriterium für die FE-Validierung eines Hautmodells dienen, vergleicht man die Änderung von Relativabständen entsprechender Marker über die Zeit der Knieflexion aus den High-Speed-Aufnahmen.

In dem Zeitraum zwischen Versuchsstart und 65 Grad Knieflexion sind bereits sämtliche EMG-Onsets und -Maxima aufgetreten, d.h. die die Kinematik beeinflussende Muskelaktivität wird zu diesem Zeitpunkt vollständig berücksichtigt. Die Pendelzeit bei 65 Grad als diskreter Wert für die zweidimensional erfasste Kinematik stellt somit, obgleich nur eine Momentaufnahme, einen für Pendeltests belastbaren und für eine erste Einschätzung der Versuchsergebnisse geeigneten Zeitpunkt dar. Die Betrachtung des gesamten Bewegungsablaufs in Form von Korridoren ist ergänzend hilfreich für ein vertieftes Verständnis der Experimente, z.B. bezüglich des Zeitraums der Variabilität von Bewegungen.

Die Berechnung von Korridoren auf Basis von Datensätzen bzw. Personen im einstelligen Bereich, welche u.a. zur Veranschaulichung der Kinematik mit bzw. ohne Countdown auf individuellem Niveau berücksichtigt wurden, ist nicht ungewöhnlich in der biomechanischen Forschung [270, 271]. Sogar Korridore mit lediglich drei Versuchsdurchgängen mit PMTO wurden veröffentlicht [272]. Die geringe Spannweite der Korridore individueller Trajektorien mit Countdown gegenüber der hohen Abweichung der Korridore von P08, P10, P12 und P18 ohne Countdown veranschaulicht zudem, dass nicht die Anzahl, sondern die Variabilität der Eingangs-Trajektorien die Spannweite von Korridoren definiert [79]. Sowohl die Pendelzeiten als auch die einzelnen Marker-Trajektorien bzw. daraus berechneten Korridore liegen in einem Format vor,

das unmittelbar als kinematisches Validierungsziel für FE Modelle herangezogen werden könnte. Zur Auswahl geeigneter Datensätze sei auf Abschnitt 6.4 ab Seite 129 verweisen.

### Vergleich mit Wartenberg-Pendeltests von van der Meché und van Gijn

Im direkten Vergleich der Pendelzeiten des Malleolus bei einem nominellen Kniewinkel von  $65^\circ$  scheinen die Unterschenkel der gesunden Kontrollgruppe von 1986 in der Mehrheit der Versuche schneller zu schwingen als die der Teilnehmer gegenständlicher Studie (vgl. Abbildung 10 auf Seite 25 und 22 auf Seite 56). Dieser Versatz deutete sich bereits in vorläufigen Zwischenergebnissen an [207]. Gründe hierfür werden in Diskrepanzen der Versuchsdurchführung vermutet, die sich wie folgt im Detail darlegen.

Die Ausgangsposition der Pendelbewegung wurde bei van der Meché und van Gijn manuell durch Anheben des Fußes bis zur maximalen Extension des Kniegelenks erreicht, sodass die Endposition, geplostert durch ein Kissen, einem Kniewinkel von  $65^\circ$  entsprach. Dies hat möglicherweise zu Inkonsistenzen in der Ausgangsposition der Ferse und somit unterschiedlichen initialen Muskellängen bzw. Weichteilbelastung des Oberschenkels unterschiedlichen Ausmaßes während der Flexionsbewegung geführt.

Ein weiterer Einflussfaktor für die Kinematik des Unterschenkels könnte in der Rückenlage der Probanden liegen. Auf Basis des Kraft-Längen-Verhältnis eines Muskels wäre zu erwarten, dass eine Dehnung des Muskels über seine optimale Länge hinaus, z.B. im Fall des Kniestreckers in liegender Körperhaltung, zu einer Zunahme des passiven Widerstands führt [273, 274], d.h. man würde eher längere Pendelzeiten bei van der Meché und van Gijn erwarten. Brown et al. (1988) verglichen in einer Pendeltest-Studie die Kinematik älterer gesunder Probanden zwischen aufrecht sitzender, leicht zurückgelehnt sitzender und liegender Rückenposition. Obwohl sich der Beitrag der Sitzposition zum Pendelverhalten nicht eindeutig von anderen Faktoren trennen ließ, befanden sie den Einfluss der Oberkörperposition als sehr gering [275].

Willaert et al. (2020) verglichen bei Pendelversuchen mit Kindern die Kinematik zwischen einer aufrecht sitzenden und liegenden Körperhaltung [135]. In ersterer kam der Unterschenkel in einer vertikaleren Position zur Ruhe als in der liegenden, die Kniewinkelaußenlenkung während der ersten Schwungphase war größer in der sitzenden Haltung. Die Studie geht nicht weiter auf den Einfluss unterschiedlicher Vorlast des Oberschenkelweichtgewebes auf die Kinematik ein. Beide Trends lassen sich nicht direkt auf die vorliegenden Pendelzeiten junger Erwachsener übertragen. Sie lassen jedoch vermuten, dass in einem völlig entspannten Zustand ohne Reaktion auf die Knieflexion subtile

---

Unterschiede in der Vordehnung des *M. quadriceps femoris* bzw. in der initialen Oberschenkellast das Steifigkeitsverhalten des Weichgewebes in einem Ausmaß verändern, das in der Realität, aber auch bei ausreichend hoher Sensitivität eines FE Modells, eine Rolle spielen könnte.

Eine Verringerung des Öffnungswinkels zwischen Oberkörper und Beinen ist bei Proband 12 erfolgt. Ein potenzieller Einfluss auf die Kinematik konnte jedoch, ähnlich wie bei Brown et al. [275], nicht von anderen Einflussfaktoren wie der Muskelaktivität isoliert werden. Auf Basis des persönlichen Eindrucks der aktuellen Studie wird eine leicht zurückgeneigte Oberkörperposition als zuträglich für das Komfortempfinden der Probanden eingeschätzt und weiterempfohlen, nicht zuletzt, da Probanden die Möglichkeit haben, den Versuchsablauf visuell mitzuverfolgen. Der Einfluss der Vorlast des Oberschenkelweichgewebes in Abhängigkeit des Kniewinkels auf die Kinematik ließe sich neben einer experimentellen künftig auch mittels einer simulativen Sensitivitätsstudie quantifizieren, sofern die Modellierung des Weichgewebes dies zulässt.

Willaert et al. (2020) beobachteten neben Einflüssen der Sitzposition auch, dass Dehnen der Muskulatur vor Pendelversuchen einen Einfluss auf die Kinematik hatte, nämlich eine größere Auslenkung des Unterschenkels während der ersten Schwungphase und ein verzögerter EMG-Onset des *M. rectus femoris* [135]. Die Probanden bei van der Meché und van Gijn durchliefen, vermutlich vor Teilnahme an den Pendelversuchen, jeweils drei Durchgänge passiv geführter Flexion und Extension des Kniegelenks, die die Pendelzeiten ebenso beeinflussen hätten können [121]. In einer Fortführung der aktuellen Studie wäre es interessant zu ergründen, ob die kinematische Antwort sensitiv gegenüber passiven Dehnungen vor Versuchsbeginn im Sinne eines erhöhten Anteils nicht aktiver, entspannter Versuche ist. Eine systematische Veränderung der Muskelaktivität bzw. Kinematik mit Zunahme an Versuchsdurchgängen, die passiv geführten Dehnungen entsprechen könnten, wurde in der gegenständlichen Studie nicht beobachtet, d.h. die passiven Dehnungen bei van der Meché und van Gijn werden eher nicht als Ursache für die unterschiedlichen Pendelzeiten vermutet.

Für eine detailliertere Aufschlüsselung potenzieller Einflussfaktoren auf die Pendelzeit fehlen notwendige Kenntnisse der Versuchsdetails aus dem Jahr 1986, der individuelle Beitrag zur Kinematik kann nicht abschließend beurteilt werden. In jedem Fall sollten die initiale Beinposition bzw. resultierenden Muskelausgangslängen in den Simulationsrandbedingungen des zu validierenden Modells Berücksichtigung finden.

Die Spannweite der Pendelzeiten kann nicht direkt verglichen werden, da van der Meché und van Gijn keine Angaben zur Gesamtverteilung machen. Versuche mit einer Pendelzeit über 500 ms wurden nicht weiter beschrieben. Interpretiert man das akus-

tische Signal für den Versuchsstart bei van der Meché und van Gijn als eine Form der Ankündigung des Versuchsstarts, d.h. in vergleichbarer Funktion der eines Countdowns, stimmt die Spannweite der Pendelzeiten (ca. 150 ms) mit der der vorliegenden Versuche mit Countdown (124 ms) relativ gut überein, klammert man die Versuche des Autorenduos mit einer Pendelzeit über 500 ms als Ausreißer bzw. Extremwerte aus. Die Gegenüberstellung der Kinematik der gemäß van der Meché und van Gijn [121] passiven Versuche mit vorliegender Studie erfolgt in Abschnitt 6.4 ab Seite 129.

Das sich als komplex darstellende Zusammenspiel möglicher Einflussfaktoren wie u.a. Dehnungsvorgeschichte, Sitzposition und initiale Kniegelenksstellung bezüglich Muskellänge bzw. Vorlast des Oberschenkels auf die passive Kinematik in vergleichsweise einfachen, regional beschränkten und anthropometrisch homogenen Validierungsexperimenten verdeutlicht die Plastizität der Steifigkeit der Muskulatur bzw. des Kniegelenks und dessen Bänderapparates. Es zeigt die Herausforderungen von Validierungsexperimenten mit Freiwilligen auf, die maßgeblich für die komplexen Anforderungen an die Gestaltung biofideler FE Menschmodelle sind.

### 6.1.2 EMG-Aktivität

Die Tatsache, dass es Versuche gab, in denen nur in einem der beiden Kniestrecker-muskeln EMG-Aktivität festgestellt wurde, gibt Grund zu Annahme, dass der Versuch Crosstalk durch die Wahl der Elektrodenposition gering zu halten, bis zu einem gewissen Grad erfolgreich war. Eine gegenseitige Beeinflussung des EMG-Signals bzw. insbesondere eine Einstreuung des M. vastus lateralis durch Crosstalk ist dennoch nicht völlig auszuschließen [276], weshalb beide Anteile des Kniestrecker-muskels vor allem als gesamtheitliche Aktivität des M. quadriceps femoris interpretiert werden sollen; der individuelle Beitrag ist unter Vorbehalt zu bewerten.

Potenzielle externe bzw. messtechnische Beeinträchtigungen des EMG-Signals über die Dauer der Versuche hinweg, z.B. veränderter Hautleitwiderstand oder Drift, werden auf Basis des hochsignifikanten Zusammenhangs zwischen dem EMG-Ruhemuskeltonus vor und nach der Versuchsreihe nicht vermutet. Obgleich das Klima des Untersuchungsraums während der Versuche nicht erfasst wurde, lagen keine extremen Temperatursprünge, z.B. von 40° auf 12° innerhalb von 65 Minuten, wie sie McKay et al. (2013) in Bezug auf das EMG-Signal des M. quadriceps femoris untersuchten [247], vor. Der Einfluss von möglichen Schwankungen der Raumtemperatur wird demnach ebenso als sehr gering angenommen, nicht zuletzt aufgrund der sehr guten Übereinstimmung des EMG-Niveaus im intra-, d.h. vor bzw. nach der Versuchsreihe, bzw. interindividuellen Vergleich. Zudem scheint die sportliche Betätigung während der Ausübung der Ma-



ximalkraftübungen unmittelbar vor der Versuchsreihe im Vergleich zum Wert einige Stunden danach keinen messbaren Einfluss auf das Niveau des EMG-RMT gehabt zu haben.

### EMG-Ruhemuskeltonus

Der Ruhemuskeltonus im EMG-Signal wird von einigen Autoren als körperpositionsabhängig beschrieben [243, 245, 249–251, 253], d.h. das Niveau des EMG-Ruhemuskeltonus lässt sich lediglich mit Referenzdaten aus einer vergleichbaren Körperhaltung abgleichen. Eine geringfügige Positionsänderung des Beins bzw Fußes könnte demzufolge ursächlich gewesen sein für die teilweise geringfügigen intraindividuellen Abweichungen des EMG-Ruhemuskeltonus nach der Versuchsreihe. Der vor bzw. nach der Versuchsreihe beobachtete mittlere EMG-Ruhemuskeltonus lag maximal knapp über, meist jedoch unter einem Prozent der individuellen EMG-Maximalaktivität, d.h. auf einem sehr niedrigen Niveau (Abbildung 16, S. 53).

Woledge (2003) nimmt übereinstimmend an, dass der Ruhemuskeltonus grundsätzlich unter 1 % MVC liegt [277]. McKay et al. (2010) verzeichneten ein Ruheniveau des M. quadriceps femoris von 1,5 % MVC in liegender Körperhaltung bei ausgestrecktem Bein vor Auslösen eines Pendelversuchs [120]. Masi et al. (2010) konstatieren der Ruhemuskelaktivität des M. multifidus Werte von 3-5 % MVC in Abhängigkeit der Körperposition [255]. In der Sitzposition von SENIORS wurden in Ruhe je nach Muskelgruppe Werte von 0,3 - 5,0 % MVC gemessen [109]. In Ruhe lag die EMG-Aktivität, gemessen mit demselben EMG-Gerät wie in der vorliegenden Studie, u.a. der Hals-, Schultergürtel- bzw. Rumpfmuskulatur von jungen Probanden je nach Sitzhaltung zwischen 0,4 und 5 % MVC [245]. Das niedrige Niveau des erfassten Ruhemuskeltonus in der vorliegenden Dissertation bewegt sich demzufolge in einem realistischen Bereich und wird grundsätzlich als belastbar eingeschätzt.

Eine Ausnahme bildet die EMG-Ruheaktivität des M. vastus lateralis von Proband 08 (S. 54). Da sich die hohe EMG-Aktivität dieses Muskels auch in der mittleren EMG-Aktivität vor Versuchsstart bzw. in den Maxima nach Versuchsstart wiederfindet, ist ein Zusammenhang mit dem MVC-Normalisierungsfaktor naheliegend; diese Beobachtung wird in Abschnitt 6.3 ab Seite 121 vertieft aufgegriffen.

Angelehnt an die Beobachtung von Kim et al. (2019), die unterschiedliche Ruheaktivitätsniveaus im EMG der Nackenmuskulatur zwischen Probanden mit und ohne Nackenschmerzen feststellen konnten [222], könnte das einheitlich relativ niedrige Aktivierungslevel in Ruhe ein Hinweis darauf sein, dass die Aufrechterhaltung der Bein-

position die Probanden grundsätzlich wenig Kraft gekostet hat und demzufolge das Ziel, eine möglichst entspannte Sitzposition zu erlangen, erreicht wurde. Dies würde sich auch mit dem persönlichen Feedback der Probanden decken.

### EMG-Aktivität vor Versuchsstart

Die EMG-Aktivität der unteren Extremitäten unmittelbar vor einem Pendelversuch war bis dato nicht Gegenstand wissenschaftlicher Studien. Das Niveau des EMG-Signals unmittelbar vor Beginn der schwerkraftinduzierten Knieflexion entspricht im gegenständlichen Verständnis einem potenziell erhöhten EMG- Ruhemuskeltonus, nicht einem verfrühten Onset. Parallelen zu Studienergebnissen aus der Ganganalyse bzw. aus dem Bereich der Sportwissenschaft oder Unfallforschung lassen sich aufgrund dessen nicht ziehen, zumal es sich hierbei um andere Bewegungsformen handelt, siehe u.a. [206, 210, 211, 216]. Die Differenz bezüglich der Größenordnungen soll mit folgenden Studienergebnissen veranschaulicht werden. Die Voraktivität des M. vastus lateralis von 34 gesunden Probanden 150 ms vor Bodenkontakt beim Joggen bzw. Laufbandgehen liegt mit  $36 \pm 18$  bzw.  $25 \pm 11$  % MVC deutlich über den Werten der Pendelversuche in dieser Dissertation [211]. Ähnliches gilt für eine Studie von Hortobágyi und DeVita (2000), bei denen der M. vastus lateralis bzw. M. biceps femoris 23 weiblicher Probanden im Mittel bei  $18 \pm 13$  bzw.  $19 \pm 12$  % isokinetischer MVC 200 ms vor Bodenkontakt beim Treppabgehen liegt [216].

Die Verteilungen der Muskelaktivität vor Auslösen des Versuchsstarts lassen bei nahezu identischer Lage des Medians bzw. ähnlichen Interquartilsabständen keine eindeutigen intermuskulären Unterschiede erkennen. Was sich durch die vorliegenden Versuchsergebnisse zieht, ist ein erhöhtes Niveau des gemessenen Muskeltonus vor Versuchsstart, welches sich mit einem relativ konstanten positiven Offset von der Ruheaktivität absetzt und, ungeachtet des fehlenden Charakters eines Onsets, als eine Art Vorbereitung der Muskulatur bzw. des Gelenkapparates auf die anstehende Knieflexion, möglicherweise auch im Sinne einer Schutzfunktion [219], interpretiert werden könnte, welche nur geringfügig von der Funktion des Muskels abzuhängen scheint.

EMG-Werte vor  $t_0$  unterhalb der EMG-Werte des Ruhemuskeltonus werden nur in vier Versuchen in einzelnen Muskeln beobachtet, d.h. das vermutlich sehr entspannte muskuläre Niveau in Ruhe ist nur in Einzelfällen auch direkt vor einem Versuch eingenommen worden. Die Freiwilligen waren demzufolge unmittelbar vor Versuchsstart vermutlich nicht in einem Zustand völliger Entspannung. Meist bewegte sich diese erhöhte EMG-Aktivität vor  $t_0$  im Bereich des 1,2- bis 2-fachen EMG-RMT. Eine vergleichsweise hohe EMG-Aktivität während der Knieflexion scheint sich nur in wenigen

Einzelfällen mit einem erhöhten Aktivitätsniveau vor  $t_0$  anzukündigen, z.B. bei P10 (RF und VL) bzw. P12 (RF). Sie lässt jedoch vereinzelt bereits die individuelle Vorherrschaft der Strecker- oder Beugermuskulatur infolge der Knieflexion erahnen. Der Spezialfall der Dominanz des M. vastus lateralis bei Proband 08, die durchweg nach  $t_0$  zu beobachten ist und der in allen Versuchen ein erhöhtes Aktivitätsniveau vor  $t_0$  vorausgeht (Abbildung 63), wird in Abschnitt 6.3 weiter verfolgt.

Ogleich die EMG-Aktivität vor  $t_0$  in der vorliegenden Studie nur bedingt Hinweise auf die Reaktion nach  $t_0$  liefern kann (siehe Abschnitt 6.4 für detailliertere Zusammenhänge der EMG-Aktivität vor  $t_0$  mit der Kinematik), mündet bereits die Tatsache, dass es Versuche mit Voraktivität in Form eines EMG-Onsets gab, in einer klaren Empfehlung zur Erfassung der EMG-Aktivität vor  $t_0$ . Nur mithilfe dieser können derart bereits aktiv startende, nicht gültige Versuchsdurchgänge identifiziert werden. Inwiefern sich die individuelle EMG-Aktivität vor  $t_0$  bzw. Voraktivität konkret auf die Unterschenkelkinematik ausgewirkt hat, ist an dieser Stelle nicht abschließend zu beantworten, statistisch gesehen bestand keine signifikante Assoziation.

Das muskuläre Ruhenniveau vor Versuchsstart sollte somit weiterhin bei der Modellierung eines Muskelcontrollers berücksichtigt und in zukünftigen Experimenten erfasst werden, da es grundsätzlich einen Einfluss auf elektromyographische bzw. kinematische Parameter haben kann (siehe Abschnitt 3.4, S. 29 ff.). Die vorliegenden Messdaten lassen sich dabei deutlich besser mit den modellierungsseitigen Annahmen von 0,5 % MVC für die „baseline“-Ansteuerung von Controllern von Mukherjee et al. (2007) bzw. Devane et al. (2019) vereinbaren [46, 69], als mit den 5 % MVC von Putra et al. (2021) [58]. Letztere scheinen zu hoch angesetzt, wobei anzumerken ist, dass es sich in der vorliegenden Arbeit um Referenzwerte der unteren Extremitäten handelt, welche von denen anderer Körperregionen abweichen können.

### Größenordnung der EMG-Aktivität

Die maximale Reaktionshöhe von Probanden bzw. Patienten infolge einer passiven Knieflexion wurde bisher nicht in vergleichbaren Pendelteststudien berichtet, da entsprechende Beobachtungen i.d.R. zum Ausschluss eines Versuchs aus der Studie führten (siehe z.B. Willaert et al. (2020) [135]).

Grundsätzlich scheint, mit Ausnahme des M. vastus lateralis von Proband 08, die MVC-Messung der Maximalkraft derart Rechnung getragen zu haben, dass die EMG-Reaktionen auf die Knieflexion nur in vereinzelt Extremfällen im Unterschenkelstrecker den individuellen isometrischen Maximalwert überschritten. Es ist demnach

davon auszugehen, dass die MVC, im Gegensatz zu einer Vielzahl an Messdaten im EU-Projekt SENIORS [109], grundsätzlich eine belastbare EMG-Normierungsgröße im vorliegenden Experiment darstellt. Eine Erklärung hierfür könnte, abgesehen von Unterschieden im Studiendesign und damit verbundenen absoluten Reaktionshöhen, sowohl im ausschließlich jungen Untersuchungskollektiv liegen als auch in der Wahl der betrachteten Muskelgruppen; die oberflächliche, elektrodennahe Lage und der als gering einzuschätzende Crosstalk erlauben qualitativ hochwertige EMG-Messungen, die Beinmuskeln lassen geübten Sportlern vermutlich eine relativ einfache Ansteuerung ohne Übung zu im Vergleich zur tiefer verlaufenden, Crosstalk-anfälligen Rücken- bzw. Halsmuskulatur.

Eine EMG-Reaktionshöhe in Relation zum individuell gemessenen Ruhemuskeltonus wurde bisher lediglich im Stehen von Laughton et al. (2003) [243] bzw. in der Fahrzeuginsassenstudie von Graci et al. (2018) [244] berichtet. Erstere Studie beinhaltete keine Bewegungsausführung, weshalb sie nicht als Referenz herangezogen wird. Graci et al. geben leider keine Absolutwerte des EMG-Ruhemuskeltonus an [244]. Das vorliegende Aktivitätsniveau lässt sich demzufolge nur entfernt gegenüberstellen mit Reaktionshöhen des M. rectus femoris von Kindern, die ihn je nach Fahrphase zwischen ca. 80 und 200 % EMG-RMT anspannten. Das verglichen mit den Aktivitätsmaxima der Pendelversuche deutlich niedrigere Niveau ist vermutlich dem unterschiedlichen Studiensetup (laterale Beschleunigung des Körpers beim Kurvenfahren) und -kollektiv zuzuschreiben. Vereinzelt finden sich für den M. rectus femoris Versuche, insbesondere mit Countdown, die im Bereich der beobachteten Maxima von Graci et al. liegen [244].

### Zeitbezogene EMG-Parameter

Bezüglich der Zeitpunkte der EMG-Onsets des Unterschenkelstrecker Muskels lassen sich Werte für jeden in der Literatur beschriebenen Reflextyp finden. Folgt man der Einteilung von Kurtzer (2014) [269], wurden in der vorliegenden Studie sowohl lang- als auch kurzlatenzige Reflexe sowie zu einem geringeren Anteil willkürliche Muskelaktivität beobachtet. Erstere werden in Abschnitt 6.4 ab Seite 129 nochmals aufgegriffen. van der Meché und van Gijn berichten desgleichen eine hochvariable Bandbreite an Reaktionszeiten, jedoch ohne die Erwähnung von kurzlatenzigen Reflexen [121]. Stillman und McMeeken gehen nicht näher auf beobachtete Reflextypen ein [152]. Die Reaktionszeiten des Beinbeugermuskels lassen auf Reflexe langer Latenzzeit und, verglichen mit den Unterschenkelstrecker Muskeln, vermehrt willkürliche Anspannung schließen. Reflexe von sehr kurzer zeitlicher Verzögerung nach Reizgeschehen konnten hier nicht beobachtet werden.

Bei Betrachtung der zeitlichen EMG-Parameter wie Onset, Zeitpunkt des Maximums oder Gesamtdauer kann der Eindruck entstehen, die Kinematik ist systematisch durch unterstützende Aktivität des *M. biceps femoris* beeinflusst worden. Dieser wird durch die individuellen Aktivitätsmuster entkräftet; von neun Probanden tendieren drei (P14, P16, P17, S. 74 ff.) vermehrt dazu, die passive Bewegung willkürlich oder unwillkürlich zu beschleunigen. Dies lässt vermuten, dass eine Reaktion des Beinbeugers auf die Knieflexion vielmehr ein individuelles als systematisches Phänomen darstellt. Ähnliches, vermeintlich assistierendes Verhalten in Pendeltests beschreiben Brown et al. (1988) bei circa fünf von 100 Teilnehmern [275].

Eine fehlerhafte EMG-Normalisierung ist als Ursache dieser Beobachtung eher nachrangig zu bewerten. Im interindividuellen Vergleich der absoluten Normalisierungsfaktoren (S. 124 bzw. Appendix B, S. 186 ff.) wiesen die drei Teilnehmer zwar relativ niedrige MVC-Werte, aber zugleich unauffällige EMG-RMT-Werte des *M. biceps femoris* auf. Die Streckermuskulatur wies desgleichen keine auffälligen Normwerte auf.

Das Verhältnis der EMG-Maxima von Beinbeuger zu -strecker in Bezug zur Pendelzeit der entsprechenden Probanden lässt also verschiedene andere Vermutungen zu den Ursachen anstellen. Es wäre möglich, dass jene Probanden die Versuchsvorgabe, passiv zu reagieren, nicht gänzlich verstanden hatten bzw. sie nicht umsetzen konnten, z.B. aus mangelnder Fähigkeit zur Entspannung oder zum Zwecke einer das Gelenk stabilisierenden Kokontraktion. Nicht auszuschließen ist auch, dass in den betroffenen Durchgängen der *M. popliteus* zum Schutz des Außenmeniskus aktiviert wurde und dessen Verkürzung womöglich die des *M. biceps femoris* einbezog.

Wurde der Beinbeugermuskel aktiviert, geschah dies oftmals über einen relativ langen Zeitraum der Pendelbewegung und länger als die Aktivierung des Antagonisten, was die Theorie der Kokontraktion schwächen könnte. Neben unwillentlichen Ursachen muss auch in Betracht gezogen werden, dass die Probanden hierdurch eine schnelle Pendeldauer als vermeintlich positives Versuchsergebnis zu erreichen glaubten oder, mit demselben Ziel, hemmende, verzögernde Aktivität des Unterschenkelstreckers zu kaschieren versuchten. Die Ursachen für die Aktivierung des Beinbeugers als Reaktion auf die Knieflexion werden in Abschnitt 6.2 ab Seite 114 im Kontext des Countdowns weiter eruiert.

### Synergisten, Agonisten und Antagonisten

Die Beobachtung, dass Probanden eher mit dem *M. vastus lateralis* oder *M. rectus femoris* bzw. beiden Strängen des *M. quadriceps femoris* auf dieselbe Bewegung rea-

gierten, steht im Einklang mit Erkenntnissen von Crouzier et al. (2019), welche die Wahl von Synergisten als individuelle Aktivierungsstrategien beschreiben. Als Ursache für die Variabilität der Verteilung von EMG-Aktivität zwischen Synergisten diskutieren die Autoren verschiedene Theorien der motorischen Kontrolle [278]. So könnte diese mit einer Strategie des Körpers zum Energiehaushalten zusammenhängen [279]. Ebenso wird die sogenannte „good-enough“ Theorie von Loeb (2012) genannt, wonach ein Lernprozess in einer effektiven Bewegungsausführung mündet, welche ausreicht, um eine motorische Aufgabe zu erfüllen [280]. Martinez-Valdes et al. (2018) sehen die Ursache vermehrt in individuellen Unterschieden in peripheren Charakteristika als in unterschiedlichen neuronalen Strategien [281], während de Rugby et al. (2012) habituelle Faktoren für die Präferenz von Synergisten vermuten [282].

Darüber hinaus wären in dem Zusammenhang auch anthropometrische oder positionsabhängige Ursachen denkbar. Ein Zusammenhang zwischen der EMG-Aktivität des Beinstreckers oder Beinbeugers und der Eversion des Hüftgelenks lässt sich auf Basis des Bildmaterials nicht feststellen. Auffällig ist eine geringe initiale nach außen gekippte Position des des Fußgelenks einiger Probanden, die darauf hinweisen könnte, dass die individuell gewählte Ausgangslage nicht wahrhaftig entspannt war. Anatomische Ursachen wie eine erhöhte Laxizität der Bänder oder die orthopädische Beinachsenstellung (*Genu valgum/varum*) können im Nachhinein nicht objektiv bewertet werden; zumindest letztere sollte zu Interpretationszwecken in Zukunft erfasst werden, da diese womöglich einen Einfluss auf die Kinematik haben könnte und dementsprechend einen Abgleich mit der Beinachsenstellung des zu validierenden FE Modells zulassen würde. Aus den Übersichtsaufnahmen der Probanden vor der Versuchsreihe ergeben sich keine Hinweise auf übermäßige Beinachsenabweichungen.

Obgleich das komplexe Zusammenspiel von Agonist und Antagonist einen Einfluss auf Stabilisierung und Steifigkeitsverhalten haben kann [283], wird auf die intraindividuelle Beziehung von *M. quadriceps femoris* und *M. biceps femoris* in dieser Dissertation nicht tiefer eingegangen, da nachweisliche EMG-Aktivität in einem der beiden Muskeln bereits die Eignung eines Versuchs als Validierungsgrundlage für passive Strukturen infragestellen lässt, siehe auch Abschnitt 6.4 (S. 129); die Interaktion sollte jedoch Beachtung finden bei der Interpretation von Validierungsdaten für die kontraktile Elemente aktiver FE Menschmodelle.

### Einfluss der Testmatrix und individuelle Faktoren

Ein systematischer Einfluss der Versuchsgruppe (unterschiedlich bzgl. der Reihenfolge passiver und aktiver Versuchstypen sowie deren Ankündigung, *ja/nein*)

---

auf die Studienergebnisse ließe sich womöglich bei Betrachtung der individuellen kinematischen Korridore ohne Countdown der ersten Versuchsgruppe (P08, P10, P12, S. 67 f.) vermuten. Derart extreme Abweichungen von der Durchschnittskurve treten sonst nur noch bei Proband 18 auf. Falls dies kein Zufall ist, könnte es sein, dass diese erste Versuchsmatrix eine besonders ungünstige Einstreuung von passiven Versuchen ohne Countdown auszeichnete. Zusammenhänge mit der Reihenfolge von aktiven Versuchstypen bzw. der zeitlichen Ankündigung im Vergleich mit den anderen zwei Versuchsgruppen lassen sich nicht ohne Weiteres erkennen.

Bei zwei Probanden ist die Reaktion im ersten Versuch erhöht gegenüber anderen Versuchen, ein Trend zunehmender Reduktion der Reaktionshöhe mit steigenden Versuchszahlen ist jedoch nicht durchweg erkennbar (siehe Abbildungen 45 bis 62, S. 71 ff.). Lassen sich sinkende Reaktionshöhen beobachten folgt in der Regel eine erhöhte Reaktion nach dem Wechsel der Ankündigung bzw. infolge eines aktiven Versuchstyps, z.B. erkennbar in der EMG-Aktivität des M. biceps femoris von P12. Eine Dishabituation, d.h. die Neutralisierung eines Habituationsprozesses [284, 285], kann laut Rankin et al. (2009) bereits durch sehr geringe Reize erfolgen [286], sodass angenommen werden kann, dass die Habituation durch den Wechsel der Ankündigungsform bzw. den aktiven Bewegungstyp oftmals revidiert wurde. Sofern die passive Dehnung der Muskulatur durch wiederkehrende Flexion bzw. Extension bei der Pendelbewegung vorangegangener Versuche einen Effekt auf die Steifigkeit hatte [135, 287], ist dieser vermutlich durch die Muskelaktivität überlagert worden.

Lediglich die Differenz von -20 ms zwischen der Pendelzeit der zwei nicht aktiven Versuche 3 und 11 von Proband 10 könnten mit einem veränderten Steifigkeitsverhalten, z.B. durch wiederholte Dehnung der Muskulatur [254] oder auch durch aktive Beeinflussung des zentralen Nervensystems [168], einhergegangen sein. Die Abweichung ist größer als der angenommene Fehler durch die Erhebung der Trajektorien aus den Videodateien. Abweichungen ähnlicher Größenordnung lassen sich bei der Vielzahl der nicht aktiven Versuche von Proband 15 nicht erkennen, es würde sich demnach bei Proband 10 eher um ein individuelles Phänomen handeln, welches deshalb möglicherweise eher auf aktive Modulation durch das zentrale Nervensystem zurückzuführen ist als auf die Dehnungshistorie der Muskulatur.

Die Datenlage liefert keine Indizien dafür, dass Probedurchläufe vor Beginn der Versuchsreihe wie bei van der Meché und van Gijn bei randomisierten Versuchsbedingungen zu besseren Ergebnissen in Form von niedriger Aktivität führen. Ohne Randomisierung von Versuchstypen wäre zu erwarten, dass die Reaktionshöhe mit Zunahme der Versuche abnimmt, bis sich ein gleichmäßiges Niveau einstellt [288]. Die vergleichsweise

hohe Anzahl an Versuchsdurchgängen pro Proband scheint der gewählten Versuchsmatrix angemessen gewesen zu sein, da auch noch in den höheren Versuchsnummern wertvolle Versuchsdurchgänge mit relativ niedrigen EMG-Reaktionen bzw. nahezu passive Versuche erfolgt sind. Würde man künftig nur einen Versuchstyp untersuchen, wären eventuell bereits fünf bis zwölf Versuchsdurchgänge ausreichend, um ein konstanteres Reaktionsniveau zu erzielen [257, 289, 290]. Auf Basis der Beobachtungen von Siebler (2019) ist jedoch alleinig die Gewöhnung an Pendelversuche nicht ausreichend, Versuchsdurchgänge konstanten, nahezu passiven Verhaltens zu provozieren [257]. Ebenso lässt die hohe Individualität der Reaktionen und die Häufung nahezu passiver Durchgänge bei Proband 15 vermuten, dass vielmehr persönliche Faktoren eine Rolle spielen.

Zu dem Fazit, dass Variation bei Pendeltests maßgeblich durch interindividuelle Unterschiede, nicht etwa durch äußere Faktoren wie Muskellänge oder Sitzposition, zustandekommt, kommen auch Brown et al. (1988) [275]. Eine Zu- oder Abnahme der Reaktionshöhe könnte unter anderem auch von der Dauer der Konzentrationsfähigkeit und der Motivation der Probanden abhängen [118]. Dies wäre abzugrenzen von der Habituation, da sie keinen Einfluss auf sensorische oder motorische Adaption oder Ermüdung hat [286]. Es würde erklären, warum beispielsweise Proband 14 oder Proband 18 Mitte bzw. Ende der Versuchsreihe höher auf einen Versuchstyp reagieren als zu Beginn und spräche dafür, regelmäßige Pausen einzuplanen und Einflussfaktoren wie Müdigkeit im Voraus zu vermeiden.

## 6.2 Einfluss eines Countdowns auf Validierungsversuche

Ein vorhandener Countdown zum Startzeitpunkt des Versuchs führte im Fall des M. quadriceps femoris zu einer Verzögerung von Muskelonset und -maximum, einer längeren Gesamtreaktion und deutlich verringerter Reaktionshöhe und -variabilität. Die Anzahl an Versuchen mit Reaktion des M. rectus femoris bzw. M. vastus lateralis sank bzw. blieb in etwa konstant. D.h. während die Probanden ohne Countdown oftmals schnell exzentrisch, d.h. hemmend, auf die Knieflexion reagieren, führt ein Countdown wie erhofft zu einer späteren Reaktion niedrigerer Intensität bis hin zum völligen Ausbleiben. Das Herunterzählen schien die EMG-Aktivität des Unterschenkelstreckers im Median insbesondere den Zeitraum zwischen Maximum und Offset, d.h. das Abklingen der Muskelaktivität, zu modulieren. Muskelaktivität von sehr kurzer Reaktionszeit trat unabhängig vom Countdown auf.

Ein teils entgegengesetzter, verminderter Effekt ließ sich im M. biceps femoris feststellen, bei dem Onset und Maximum mit Countdown früher eintraten und eine geringfü-



gig kürzere Gesamtaktivitätsdauer im Median verzeichnet wurde. Die Aktivitätshöhe veränderte sich wider Erwarten kaum, die Anzahl an Versuchen mit aktiviertem Beinbeugermuskel nahm mit Countdown sogar zu. Agonist und Antagonist zeichnete beide aus, dass die Dauer bis zum Maximum sowie das EMG-Niveau unmittelbar vor Auslösen des Versuchs nur geringfügig bis nahezu gar nicht durch den Countdown beeinflusst wurden.

Der veränderte Charakter der muskulären Antwort auf die Knieflexion bei vorhandenem zeitlichen Bewusstsein über den Startzeitpunkt schlug sich in einer vergleichsweise längeren mittleren Malleolustrajektorie, welche aus dem Vergleich des Korridors mit und ohne Countdown hervorgeht, einer Harmonisierung der Gesamtkinematik der ersten Schwungphase sowie in einer Verkürzung und Homogenisierung der Pendeldauer nieder. Er bestätigt somit erste tendenzielle Beobachtungen [207]. Die deutliche Reduktion der Reaktionshöhe des Kniestreckermuskels und der kinematischen Spannweite sind ein relativ eindeutiges Indiz dafür, dass der Countdown das Entspannungsvermögen bzw. die Hemmung der Reaktion des Kniestreckers auf die Knieflexion gefördert hat. Der Versuch, die auf Basis van der Meché und van Gijn [121] anzunehmende hohe Spannweite der Kinematik durch Variieren der zeitlichen Ankündigung zu reduzieren, war demzufolge erfolgreich.

### 6.2.1 Kinematik

Die individuellen Korridore der Malleolustrajektorien mit und ohne Countdown veranschaulichen die Diversität der muskulären Reaktion der Probanden auf den Countdown, die einem individuellen Muster zu folgen schien was Wahl und Aktivitätshöhe der angesteuerten Muskeln betraf. Darüber hinaus lässt die Form des Korridors den Zeitraum einer veränderten Kinematik aufgrund muskulärer Reaktionen erahnen. Während vermutlich ein früher Muskelonset ohne Countdown bei manchen Probanden zu einer erhöhten Standardabweichung in der ersten Hälfte der Pendelbewegung geführt hat, beruht eine divergierende Form der Korridore mit Countdown vermutlich auf späteren Reaktionen der Muskulatur. Die Form könnte auch Aufschluss geben über die Intensität der muskulären Reaktion; in einem kurzen Bereich bauchige, gegen Ende hin konvergierende Korridore könnten für ein kurzzeitiges, hartes Eingreifen sprechen, während eine konstante Standardabweichung auf ausbleibende oder konstante Muskelaktivität hinweist.

Der Trend der Reduktion der Standardabweichung der Bewegung, im Extremfall von bis zu 50 bzw. 25 Zentimetern in horizontaler bzw. vertikaler Richtung (P10, auf Höhe

-400 mm, S. 68), bei vorhandenem Countdown zeigte sich bei jedem Probanden. Am geringsten fiel jener bei Proband 15 aus. Dieser Proband beeinflusste in beiden Versuchskonditionen die passive Knieflexion relativ geringfügig, die kontinuierliche Standardabweichung über die gesamte Pendelbewegung mit Countdown beruht auf dessen sechs nicht reaktiven Versuchen und drei mit sehr geringer Reaktionshöhe. Der Einfluss des Countdowns fiel bei diesem Probanden deshalb vergleichsweise gering aus. Extreme Korridorbreiten wie bei Proband 08, 10, 12 und 18 ohne Countdown sind im Umkehrschluss auf eine hohe Varianz der einzelnen Trajektorien aufgrund von Muskelaktivität zurückzuführen, die z.B. zustande gekommen sein kann, wenn Probanden die Knieflexion teils bis hin zum kurzzeitigen Stillstand verzögert und anschließend wieder erlaubt bzw. beschleunigt hatten. Die größte Reduktion der Standardabweichung mit Countdown ließ sich in der Regel in horizontaler Richtung, d.h. in anterior-posteriorer Bewegungsrichtung, erzielen. Abweichungen in vertikaler Richtung könnten durch unterschiedliches Anheben oder Absenken des Oberschenkels infolge der plötzlichen Knieflexion zustande gekommen sein, welches durch Anspannen des M. rectus femoris in seiner Funktion als Hüftbeuger geregelt wird.

### 6.2.2 EMG-Aktivität

#### Reaktionszeitpunkt und -höhe

Die ausbleibende Einflussnahme des Countdowns auf sehr kurze Reaktionszeiten hat vermutlich physiologische Gründe; derartige Reflexbahnen verlaufen nicht über das zentrale Nervensystem und können kaum durch Reizfrequenz oder willkürliche Reizauslösung beeinflusst werden, siehe u.a. Rothwell et al. (1986) [291]. Es gäbe die Möglichkeit, die Sensitivität für Reflexe in künftigen Experimenten durch mehrfaches passives Dehnen betroffener Muskeln tendenziell zu reduzieren [135, 287]. In dem Fall sollte man abwägen, ob der Aufwand in Relation zu den vergleichsweise wenigen Versuchen steht, die per Definition nach Kurtzer [269] Reflexantworten im Kniestreckermuskel aufwiesen. Sofern diese bereits vor Beginn des Versuchs initiiert wurden und nicht der Knieflexion zugeschrieben würden, könnte passives Dehnen nur einen geringen bis gar keinen Effekt diesbezüglich zeigen.

Eine relativ ähnliche Reaktionshöhe von Beinstrecker und -beuger ohne Countdown könnte auf eine Kokontraktion hinweisen, die den Bänderapparat bei der Stabilisierung des Kniegelenks unterstützt [292]. Sofern der Beinbeugermuskel verkürzt wurde, geschah dies meist später, dafür war er länger und höher aktiv als der Beinstrecker-muskel.

---

### Agonist versus Antagonist

Dass sich langlatenzige Reflexe bzw. willkürliche, die Knieflexion hemmende Aktivitäten des Unterschenkelstrecker Muskels durch einen Countdown vermeintlich besser kontrollieren ließen als die der unterstützenden Reaktion seines Antagonisten war im vorliegenden Experiment nicht absehbar. Die Verzögerung des Muskelonsets des Beinstrecker Muskels könnte man grundsätzlich einer entspannteren Reaktion zuordnen, wie sie auch Spirduso und Duncan (1976) beschrieben haben [118]. Die deutlich höhere EMG-Aktivität des Unterschenkelstreckers bei randomisiert erfolgtem Reiz, d.h. zufälliges Auslösen des Versuchs innerhalb von einer Minuten ohne Countdown, bestätigt eingangs beschriebene Beobachtungen u.a. von Mattes und Ulrich (1997) [190] bzw. Tandonnet et al. (2005) [293]. Sie folgt damit nicht unbedingt der allgemeinen Annahme, dass Reaktionszeiten (von explizit geforderten Reaktionen) kürzer ausfallen, wenn dem Reiz eine Art Warnsignal vorausgeht (u.a. [181, 199, 294]). Dieses Phänomen, wie auch eine Vorverlagerung des Maximumzeitpunkts bei vorausgegangenem Warnsignal, wie es bei Homayounpour et al. (2021) beobachtet wurde [206], entspricht eher den Tendenzen des M. biceps femoris. Die entgegengesetzte Reaktion der beiden Muskeln könnte die Vermutung zulassen, dass die Reaktionszeit von Unterschenkelstrecker und -beuger von unterschiedlichen externen oder internen Faktoren bzw. Informationen beeinflusst wird.

U.a. Carlsen und MacKinnon (2010) stellten fest, dass die zeitliche Vorprogrammierung ballistischer Handgelenksexensionen von zeitlichen Unsicherheiten bezüglich der Vorhersagbarkeit des Reizsignals abhängig ist [191]. Die Bewegungsplanung verzögerte sich, wenn dem Reizgeschehen kein kontinuierliches Zeitsignal, z.B. in Form eines Countdowns, vorausging. Dies würde das Verhalten des Beinbeugers, nicht aber die Verzögerung des Onsets des Kniestrecker Muskels bei vorhandenem Countdown erklären; letzteres ließe eher vermuten, dass sich das Verhaltensmuster bei Unterlassen einer Reaktion auf einen Reiz anders gestaltet, als bei Ausüben einer Reaktion. Einen extern beeinflussten Zusammenhang ähnlicher Ausprägung beobachteten Fu und Hui-Chan (2002) bei Reaktion von dreizehn Probanden auf 30 selbst- bzw. 40 fremd-initiierte Stürze aus 30 cm Höhe auf eine Kraftmessplatte; im Vergleich zu letzteren verzögerte selbstgewähltes Fallen den Reflex des M. tibialis anterior signifikant während sich der Onset des M. gastrocnemius medialis vorverlagerte [295]. Die Autoren vermuten die Ursache hierfür in einer willkürlich, d.h. supraspinal gesteuerten Modulation der Muskelaktivität in Abhängigkeit des geschätzten Zeitraums bis zum Bodenkontakt, mit dem Zweck, Kontaktkräfte zu minimieren. Übertragen auf das vorliegende experimentelle Setup könnte ein fehlender Countdown, d.h. Uneindeutigkeit gegenüber dem Versuchsbeginn, die zeitliche Einschätzung der Probanden bezüglich des Erstkontakts

der Wade mit der Tischpolsterung erschwert haben, was die beobachtete Verschiebung zeitlicher Muskelreaktionsmuster auf der Beinvorder- und -rückseite erklären würde. Wurde ein Countdown gegeben, waren die zeitlichen EMG-Parameter Onset, Maximum und Offset der drei Muskeln im Median nahezu identisch. Ein Countdown würde in dem Fall dem Effekt eines selbstbestimmten Versuchsstarts nahe kommen. Wäre dies nachweislich der Fall, könnte man sich das in künftigen Versuchen zunutze machen, indem Probanden den Zeitpunkt des Versuchsstarts selbst wählen dürften.

Für weitere mögliche Gründe, warum der M. biceps femoris nicht der eingangs vermuteten Reaktionsverzögerung bzw. -reduktion folgt, soll die Diskussion aus Abschnitt 6.1 bezüglich der individuellen Aktivität des Kniebeugers erneut aufgegriffen werden.

Die Zunahme der Anzahl an Versuchen mit aktivem Beinbeugermuskel unter Ankündigung des Startzeitpunkts erhärtet den Verdacht, dass die Probanden, die vermehrt den Beinbeugermuskel angespannt hatten, dies aufgrund willkürlicher Intention taten und weniger aufgrund mangelnder Entspannungsfähigkeit. Dass sich die Reaktionszeit des M. biceps femoris unabhängig des Countdowns im Median nicht in Richtung willkürlicher Reaktionszeiten verschiebt, ließe zudem den Schluss zu, dass sich eine womöglich beabsichtigte Reaktion der Probanden mitunter auch im Bereich der langlatenzigen Reflexe [269] abspielt. Dass auch in diesem Zeitspektrum eine bewusste Beeinflussung durchaus möglich ist, wurde gezielt durch die Untersuchung von Reaktionszeiten auf eine unvermittelte Extension des Handgelenks mittel Elektroenzephalographie nachgewiesen [296]. Die Autoren vermuten, dass die Modulation willkürlicher Reaktionen andere kortikale Mechanismen beansprucht als die unwillkürliche Beeinflussung von langlatenzigen Reflexen.

Falls man entgegen dieser Annahme aufgrund der relativ konstanten Aktivitätshöhe des Kniebeugers davon ausgeht, dass die entsprechenden Probanden den Muskel unabhängig des Countdowns tatsächlich nicht entspannen konnten, hätte sich mangelndes Entspannungsvermögen womöglich bereits im EMG-Ruhemuskeltonus der Probanden niedergeschlagen. Im interindividuellen Vergleich der EMG-Aktivität in Ruhe vor bzw. nach der Versuchsreihe weist der M. biceps femoris der drei diesbezüglich auffälligen Probanden (P14, P16, P17) mitunter die höchsten Werte auf ( 0,6-1 % MVC, Abbildungen 19, 20, 21, S. 55 ff.). Gegenbeispiele mit hohem EMG-Ruhemuskeltonus und niedriger Reaktionshöhe lassen sich jedoch ebenso innerhalb des Kollektivs finden. D.h. auch mangelnde Entspannungsfähigkeit, insbesondere vor dem Hintergrund vermehrter Versuche mit aktiviertem M. biceps femoris bei vorhandenem Countdown, kann die Aktivitätshöhe des Beinbeugers nicht schlüssig begründen.

---

Zusammengefasst lässt sich die unerwartete, beschleunigende Reaktion dreier Probanden auf die Knieflexion nicht eindeutig einer Ursache zuschreiben. Um mangelnder Entspannungsfähigkeit zu begegnen würden Dehnungs- oder Entspannungsübungen vor der Versuchsreihe eventuell Abhilfe schaffen. Ein Ansatz, willkürliche Unterstützung des Beinbeugermuskels auf die Knieflexion zu unterbinden, wäre, Probanden künftig bezüglich des tatsächlichen Versuchsziels im Unklaren zu lassen bzw. in die Irre zu führen, um potenzielle Intentionen, den Versuch „bestmöglich“ auszuführen, nicht hervorzurufen. Unabhängig der Ursache scheint ein Countdown nicht das geeignete Mittel zu sein, unerwünschte Beschleunigungen der Knieflexion zu unterbinden. Die Beobachtungen münden deshalb in einer klaren Empfehlung für die Erfassung der EMG-Aktivität von Antagonisten in ähnlich gestalteten Versuchen.

#### EMG-Aktivität vor Versuchsstart

Die Verteilungen der EMG-Aktivität vor dem Versuchsstart lassen, unabhängig der Normalisierung, mit nahezu identischer Lage des Medians bzw. ähnlichen Interquartilsabständen keinen Zusammenhang mit einem Countdown vermuten. Die Muskelaktivität vor  $t_0$  scheint individuellen Mustern zu folgen. Sofern die Modulation der EMG-Ruheaktivität einen Einfluss auf das Steifigkeitsverhalten des Kniegelenks im Versuch gehabt hat, wurde dieser kaum durch zeitliche Lenkung des Aufmerksamkeitsfokusses auf den Startzeitpunkt beeinflusst. Die drei Versuche mit Voraktivität im EMG fanden alle mit Countdown statt. Grundsätzlich müssen also eingangs in Abschnitt 3.4 zitierte Vermutungen, dass die Voraktivität beispielsweise durch ein Warnsignal bzw. eine Ankündigung moduliert werden kann, auf Basis der Datenlage für das gewählte Setup verworfen werden. Die Ergebnisse legen den Verdacht nahe, dass das vorhandene bzw. fehlende Bewusstsein über einen Startzeitpunkt durchaus (verfrühte) EMG-Onsets, jedoch kaum den EMG-Ruhemuskeltonus vor Versuchsstart beeinflusst. Sofern eine erhöhte Muskelgrundaktivität vor dem Versuchsstart einer Schutzfunktion zugeschrieben werden kann [219], wäre es nicht weiter verwunderlich, vielmehr zu erwarten, dass diese auf einem konstanten Niveau bleibt, da es sich bei der Knieflexion ungeachtet der Ankündigungsform immer um dieselbe Bewegungsabfolge handelte.

Neben physiologischen Ursachen für die relativ konstante EMG-Aktivität vor  $t_0$  ist nicht auszuschließen, dass womöglich vorhandene, minimale Tendenzen im prozessierten EMG-Signal aufgrund der Berechnung des Mittelwerts nicht mehr sichtbar sind. Von der Betrachtung lokaler Maxima des stochastischen EMG-Signals unmittelbar vor Versuchsstart ist dennoch abzuraten, handelt es sich nicht um eindeutig definierbare Maxima im Sinne einer Voraktivität. Ein gemitteltes EMG-Niveau wird als stabilere

Grundlage für Muskelcontroller interpretiert als einzelne, zufällig auftretende lokale Maxima im EMG-Signal eines nicht aktiven Muskels.

### Potenzielle Anwendungsbereiche

Die zeitliche Ankündigung durch einen Countdown bewirkt eine kurzzeitige, wenige Sekunden erfordernde Fokussierung der Probanden auf den Startzeitpunkt des Versuchs und das geforderte Ausbleiben einer Reaktion. Inwiefern dieser Effekt auf einen längeren Vorlauf-Zeitraum übertragbar ist, lässt sich nur erahnen. Hasbroucq et al. (1999) gehen davon aus, dass die spinale bzw. kortiko-spinale Hemmung eines Hoffmannschen Reflexes nur für eine Vorlaufzeit von ein paar Millisekunden möglich ist [195]. Müller-Gethmann et al. (2003) schätzen, eine optimale Antwortvorbereitung ist nur innerhalb von wenigen hundertstel Millisekunden möglich [294]. Verlängert sich die Dauer zwischen Reizsignal und erforderlichem Reflexeintritt, hat dies einen Einfluss auf die Bereitschaft des Probanden aufgrund des zunehmend ungenaueren Zeitempfindens des Probanden bezüglich des Zeitpunkts des Reizeintritts [194, 297–300], welches bereits bei einer recht geringen Verzögerung von maximal einer Minute mutmaßlich zu den Unterschieden in der Muskelaktivität bzw. Gesamtkinematik in dieser Dissertation beigetragen hat.

In Validierungsexperimenten auf globaler Ebene, z.B. mit Probanden auf Schlittenanlagen, konnten ebenso Effekte des zeitlichen Bewusstseins auf die Kinematik beobachtet werden, wenngleich mit teils anderen Konsequenzen für Muskelaktivität und Kinematik (siehe Abschnitt 3.3, S. 27 ff.). Letztlich ist beim Zunutze machen eines Countdowns bzw. Warnsignals ausschlaggebend, welches Studienziel verfolgt werden soll. Im Gegensatz zu regionalen Validierungsexperimenten steht in globalen Versuchen, wie etwa Fahrsimulatorstudien oder im Englischen sogenannten „Naturalistic Driving Studies“, vermehrt das überraschte, ungeübte Verhalten von Freiwilligen im Fokus, welches man im Realgeschehen bei einem vergleichbaren Verzögerungspuls im Auto beobachten würde. Hier wäre eine Ankündigung mutmaßlich wenig förderlich, ausgenommen z.B. zur Untersuchung des Einflusses aktiver Sicherheitssysteme auf Muskelaktivität und Kinematik im Sinne einer Kollisionswarnung [301].

Ogleich bei vorhandenem Countdown mehr Versuche mit nachweislicher EMG-Aktivität des Beinbeugers verzeichnet wurden und die einzigen Durchgänge mit einer EMG-Voraktivität provozierten, spricht die Tatsache, dass die hemmende Kniestreckeraktivität und infolge dessen die Kinematik mit einem Countdown deutlich reduziert wurden, für dessen Verwendung in regional fokussierten Validierungsexperimenten für passive Menschmodelle. Hinzu kommt, dass der Countdown keinen negativen Effekt auf

---

die erhöhte Ruheaktivität vor Auslösen des Versuchs hatte. Die Tatsache, dass ohne Countdown keine passiven Durchgänge erfolgt sind (siehe Abschnitt 6.4), befürwortet ebenso die Bekanntgabe des Startzeitpunkts in gleich gearteten Freiwilligenversuchen. Der persönliche Eindruck der Probanden lässt sich zudem gut mit den Ergebnissen vereinbaren, dass ein fehlender Countdown die Entspannung eher gehemmt als gefördert hat. Die Anspannung des die Knieflexion unterstützenden Beinbeugers dreier Probanden scheint individueller Natur zu sein. In Anbetracht dessen, dass dies circa ein Drittel aller Versuche betrifft, wäre es lohnenswert, die Gründe bzw. Einflussfaktoren hierfür in einer weiterführenden Studie zu ermitteln.

## 6.3 EMG-Normalisierung zum Ruhemuskeltonus

### 6.3.1 Interpretation des EMG-Signals in Abhängigkeit des Normalisierungsfaktors

Nach Einordnung des EMG-RMT als grundsätzlich belastbares Maß der EMG-Aktivität in Ruhe (Abschnitt 6.1), war eine Zielsetzung der Dissertation, die Eignung der Normalisierung von EMG-Signalen zum EMG-Ruhemuskeltonus, v.a. im konkreten Anwendungsfall des SENIORS-Projektes, im Sinne der Vergleichbarkeit individueller Aktivitätsniveaus als Alternative bzw. Ergänzung zur MVC-Normalisierung zu bewerten. Hierfür wurde die EMG-Aktivität der Pendeltests vor und nach  $t_0$  jeweils relativ zur MVC und zum EMG-RMT normalisiert präsentiert.

Infolge der Knieflexion ergaben sich hierbei gleiche Tendenzen bezüglich des Einflusses eines Countdowns und relativ ähnliche Größenverhältnisse zwischen den Verteilungen der drei betrachteten Muskeln (S. 62). Die Tendenzen des Einflusses des Countdowns schienen bei Betrachtung als Vielfaches des EMG-Ruhemuskeltonus noch verstärkt hervortreten. Im Fall des M. biceps femoris zeigte sich eine geringfügige Reduktion des Medians bei vorhandenem Countdown um rund 200 EMG-RMT-Prozentpunkte, die bei MVC-Normalisierung nicht zu Tage trat. Für die vorliegenden Pendelversuche ließe sich grob schätzen, dass ein zweihundert-facher EMG-Ruhemuskeltonus in etwa zehn Prozent der MVC-Aktivität entsprach.

Die relativ niedrigen Werte der Verteilung der EMG-Aktivität direkt vor der Knieflexion ließen in der Übersicht einige Extremwerte prozentual zur Maximalaktivität erkennen, die zum EMG-Ruhemuskeltonus teils noch als Ausreißer auftraten (S. 63). Extremwerte oberhalb der Verteilung des M. biceps femoris fanden sich relativ zur MVC nicht wieder. Abseits teils unterschiedlicher Extremwerte bzw. Ausreißer fanden sich innerhalb der Verteilungen der Aktivitätswerte vor  $t_0$  teils gegensätzliche, minimale Tendenzen je nach Normalisierungsfaktor wieder (S. 64). In beiden Verteilungen

war die statistisch nicht signifikante Assoziation zwischen dem Countdown und der EMG-Aktivität vor  $t_0$  zu erahnen. Auch hier wichen die Verteilungen in Abhängigkeit der Referenz also nur geringfügig voneinander ab. Verfrühte Onsets vor  $t_0$  konnten bei beiden Normalisierungen gleichermaßen identifiziert werden. In vorliegendem Setup entsprach ein 1,5-facher EMG-RMT in erster Näherung einem Prozent der Maximalkraft.

Im intraindividuellen Vergleich beider Normalisierungsfaktoren nach  $t_0$  konnte bei den meisten Probanden grundsätzlich ein ähnliches Aktivitätsmuster beobachtet werden (S. 71 ff.), insbesondere wenn M. vastus lateralis und M. rectus femoris als konzertierte Aktivität des M. Quadriceps femoris interpretiert werden.

In vereinzelt Versuchen wechselte die Vorherrschaft der Muskeln mit Änderung des Referenzwertes wie der M. vastus lateralis mit dem M. rectus femoris, z.B. bei Proband 17, Versuch 8, oder der Unterschenkelstrecker mit dem -beuger, z.B. bei Proband 13, Versuch 3. Ein Wechsel zwischen der Vorherrschaft des M. biceps femoris und des M. quadriceps femoris war hierbei seltener zu beobachten als innerhalb des M. quadriceps femoris. Die beiden Normalisierungsfaktoren führten also meist zu vergleichbaren, in Einzelfällen zu unterschiedlichen Aktivitätsmustern der drei Muskeln nach  $t_0$ . Der Eindruck, dass die Wahl der Muskeln und das Niveau der EMG-Aktivität vor allem probandenspezifisch war, ließ sich in beiden Darstellungsweisen gewinnen.

Ähnliche Beobachtungen konnten bei der individuellen EMG-Aktivität unmittelbar vor  $t_0$  (S. 78 ff.) festgestellt werden. Unterschiedliche Normalisierung führte auch auf einem niedrigen Aktivitätsniveau bei manchen Probanden zu einer nivellierten, bei anderen zu einer unterschiedlichen Ausprägung der Aktivitätshöhe der drei Muskeln. Während bei Probanden 08, 10 und 13 relativ zur MVC die Streckermuskulatur erhöht aktiv war, überwog bei Proband 16 und 17 die Beugermuskulatur; diese Gewichtung fand sich auch in einigen Versuchsdurchgängen nach  $t_0$  wieder. Das einheitliche intermuskuläre Aktivitätsniveau relativ zur MVC von Proband 18 wurde in Relation zum EMG-RMT von der vermehrten Beugeraktivität durchbrochen.

Im direkten Vergleich des probandenspezifischen Aktivitätsniveaus vor  $t_0$  (S. 85 ff.) schien das EMG-Niveau relativ zum individuellen EMG-Ruhemuskeltonus auch über Muskeln, die nicht die Funktion der Knieflexion bzw. -extension erfüllen (M. gastrocnemius und M. tibialis anterior), hinweg oftmals homogener als nahezu konstantes Vielfaches auszufallen als relativ zur Maximalkraft. Die MVC-Normalisierung führte häufiger zu größeren Ausschlägen zwischen den Muskeln. Dennoch ließen sich auch in dieser Datenansicht sowohl relativ ähnliche als auch unterschiedliche EMG-Aktivitätsmuster in Abhängigkeit der Normalisierung finden, d.h. vermehrt probanden- als muskelspezi-



fisch auftreten. Erneut fiel Proband 15 mit einem niedrigen, konstanten EMG-Level auf, die Beinmuskeln überstiegen nur in Einzelfällen das 1,2-fache EMG-Ruhe-niveau bzw. 0,6 Prozent der MVC.

### 6.3.2 Belastbarkeit der individuellen Normalisierungsfaktoren

Die oben aufgeführten Aktivitätsmuster beruhen mathematisch gesehen auf den individuellen Normalisierungsfaktoren, die aus der Ruhemessung vor der Versuchsreihe bzw. den isometrischen Maximalkraftmessungen bezogen wurden (Tabellen 11-15, S. 186 ff., Appendix B). Zur besseren Lesbarkeit sollen diese hier zusätzlich nochmals mit Hervorhebung auffälliger Werte aufgeführt werden (Tabelle 5). Die Referenzwerte des nach Verstärkung und Prozessierung gemittelten EMG-Signals in Ruhe liegen über alle Probanden und Muskeln hinweg auf einem sehr ähnlichen Niveau innerhalb derselben Zehnerpotenz. Dem gegenüber weisen die Referenzwerte aus der MVC-Messung eine große Spannweite auf, die sich über drei Zehnerpotenzen erstreckt. Signale des *M. quadriceps femoris* sind meist von eher niedrigen Aktivitäten gekennzeichnet, *M. gastrocnemius* und *M. tibialis anterior* weisen oftmals sehr hohe Aktivitätsspitzen auf.

Mit Ausnahme des *M. vastus lateralis* weist Proband 13 durchweg sehr hohe Normfaktoren auf, konstant niedrige Maximalwerte sind bei Proband 08 zu beobachten. Bei Betrachtung der unmittelbar die Knieflexion beeinflussenden Muskeln stechen Proband 12, 13, 17 und 18 mit erhöhten MVC-Normfaktoren im Beinstrecker und/oder -beuger hervor. Der *M. vastus lateralis* von Proband 08 hebt sich mit einem relativ niedrigen MVC-Wert von den anderen Muskeln und Freiwilligen ab.

Das vergleichbare Niveau der EMG-Ruhemessung gegenüber den unterschiedlich hohen MVC-Faktoren erklärt, warum die EMG-Aktivität vor  $t_0$  über alle Muskeln hinweg relativ zur MVC meist größeren Schwankungen unterlag als zum EMG-RMT und wie es vereinzelt zu oben aufgeführter Änderung der Vorherrschaft eines Muskels in Abhängigkeit des Normalisierungsfaktors kam. Im konkreten Fall des *M. vastus lateralis* von Proband 08 sind die durchgängig erhöhten EMG-Signale relativ zur Maximalkraft auf den sehr niedrigen Nenner zurückzuführen; der Wert des EMG-RMT dieses Muskels ist unauffällig.

Ursächlich für das relativ einheitliche Niveau der Normwerte des EMG-Ruhemuskeltonus könnten der ähnliche Körpertyp [254], eine anzunehmend vergleichbare Weichgewebsdicke [252], das ähnliche Alter bzw. gleiche Geschlecht [255] sowie vergleichbare Sitz- bzw. Gelenkposition [243, 245, 249–253] sein. Es könnte zudem ein Hinweis darauf sein, dass die Probanden gleichermaßen relativ wenig Kraft benötigten, die Versuchspositi-

on einzunehmen und es ihnen gleichsam relativ leicht fiel, die Muskulatur vor der Versuchsreihe zu entspannen. Die Bandbreite an Normwerten liegt unterhalb der Größenordnungen, die sich bei unterschiedlichen Sitzpositionen in der Rücken- und Beinmuskulatur in der Masterarbeit von [245] einstellten, was die auf Fotos und mittels Gelenkwinkelmessung ermittelte geringfügige Variation der Sitzposition zwischen den Probanden unterstützt.

**Tabelle 5:** Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. biceps femoris (BF), M. rectus femoris (RF) bzw. M. vastus lateralis (VL), die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden; auffällige Werte sind fett gedruckt (Angaben in mV)

Muskel Proband	BF		RF		VL	
	MVC	EMG-RMT	MVC	EMG-RMT	MVC	EMG-RMT
08	0,87	0,0035	0,83	0,0036	<b>0,03</b>	0,0037
10	0,72	0,0026	0,35	0,0025	0,97	0,0022
12	<b>10,16</b>	0,0037	0,77	0,0041	0,98	0,0015
13	<b>17,16</b>	0,0040	<b>15,59</b>	0,0038	0,53	0,0039
14	0,61	0,0035	0,43	0,0038	0,46	0,0036
15	1,08	0,0035	0,98	0,0035	0,81	0,0035
16	0,38	0,0038	0,93	0,0036	0,67	0,0039
17	0,32	0,0035	0,87	0,0040	<b>13,50</b>	0,0039
18	<b>12,80</b>	0,0014	<b>14,44</b>	0,0038	1,49	0,0037

Mehrere Ursachen für die unterschiedlichen Größenordnungen der MVC-Werte sind denkbar. Grundsätzlich sollten die isometrisch erhobenen MVC-Normwerte, insbesondere wenn sie probandenspezifisch relativ ähnlich ausfallen, tatsächlich den Trainingszustand sowie die persönliche Motivation der Probanden während der Ausübung der Messungen widerspiegeln. Wenngleich die EMG-Aktivität nicht linear mit der Kraft eines Muskels korreliert, lässt sich tendenziell eine höhere Spannung im EMG-Signal mit relativ mehr Kraftaufwand interpretieren [302]. Im Abgleich mit den Angaben der Probanden zur Sportlichkeit (S. 35) spricht grundsätzlich nichts dagegen, dass die MVC-Werte die tatsächliche Maximalkraft repräsentieren.

In Abhängigkeit vom individuellen Trainingszustands, der gezielten Ansteuerungsfähigkeit der Muskulatur, der Muskellänge bzw. Gelenkstellung und der Motivation eines Probanden kann jener während einer MVC-Übung viel Kraft aufbringen und im Verhältnis dazu womöglich relativ wenig Kraft benötigen, den Unterschenkel zu bremsen oder beschleunigen. Ein Proband mit weniger Muskelkraft muss womöglich anteilig seiner Maximalkraft mehr EMG-Aktivität hervorbringen, auf die Knieflexion einzuwirken. Je nach Masse, die zu bremsen oder beschleunigen ist, könnte dies gleichsam mehr Ak-

---

tivität für trainierte und weniger Aktivität für untrainierte Probanden bedeuten.

Da die Maximalwerte des M. rectus femoris und des M. vastus lateralis während derselben MVC-Übung erfasst wurden, könnten unterschiedlich hohe Werte, z.B. bei Proband 13, 17 und 18, ein Hinweis darauf sein, dass ein Muskelstrang hierbei bevorzugt rekrutiert wurde, prominenter ausgeprägt war oder eines der beiden EMG-Signale Crosstalk eines weiteren benachbarten Muskels unterlag. Dasselbe Anspannungsverhältnis muss sich allerdings aufgrund veränderter Gelenkposition (Muskellänge) und Bewegungsausführung nicht zwingend im Experiment wiederfinden.

Neben physiologischen Ursachen könnte eine inkorrekte Durchführung von Ruhe- oder MVC-Messungen zu intra- und interindividuellen Unterschieden führen, die den Vergleich der EMG-Signale erschweren würde. Bewegungsartefakte im Ruhe-EMG-Signal wurden nach optischer Kontrolle bei der weiteren Datenauswertung nicht berücksichtigt und können im Hinblick auf die Normwerte weitestgehend ausgeschlossen werden.

Die Maximalkraftübungen waren derart gestaltet, dass sie isometrisch auszuführen sind, d.h. ohne Längenänderung der betroffenen Muskulatur. Dies wurde durch manuellen Widerstand zweier mit der Versuchsdurchführung betrauter Personen erreicht. Obwohl bei der Ausführung der MVC-Messungen Acht gegeben wurde, unerwünschte Verkürzungen eines Muskels zu vermeiden und nicht korrekte Übungsdurchgänge zu wiederholen, sind kurzzeitige Ausreißer nie völlig auszuschließen. Derartige Verkürzungen könnten wiederum zu deutlich gesteigerter Kraftentwicklung und, trotz Glättung des EMG-Signals über einen Zeitraum von 25 Millisekunden, zu erhöhten EMG-Referenzwerten der MVC geführt haben. Abhilfe schaffen könnten computergestützte Muskelkraftmessungen mit eigens dafür konzipierten Geräten (z.B. Bula (2007) [303]), die allerdings nicht in jedem Labor verfügbar sind.

Im Experiment war die auftretende Muskelaktivität vermutlich in der Regel nicht isometrischer Natur, denn sie führte meist zu Beschleunigung oder Verzögerung des Unterschenkels, d.h. resultierte höchstwahrscheinlich aus einer Muskelverkürzung (siehe Abschnitt 6.4 ab S. 129). Eine Diskrepanz zwischen einer (nicht) erfolgten Muskellängenänderung während der Ausübung der MVC-Übungen und der Zeitpunkt der Reaktion auf die Knieflexion (Kniegelenkwinkel, aktuelle Muskellänge) könnte zu Verzerrung des inter- und intraindividuellen Aktivitätsniveaus in Abhängigkeit des Normalisierungsfaktors geführt haben.

Im Fall der drei Probanden, bei denen die zwei Anteile des M. quadriceps femoris unterschiedlich hohe MVC-Werte aufwiesen, wird eine isolierte Verkürzung einer der beiden Muskeln während der MVC-Übung als eher unwahrscheinlich angenommen. Der auffäl-

lig niedrige MVC-Wert des M. vastus lateralis von Proband P08 sollte unabhängig von der Ursache in Frage gestellt werden. Ein falsches Grundverständnis der MVC-Übung ist eher unwahrscheinlich angesichts des unauffälligen MVC-Wertes des benachbarten und gleichzeitig rekrutierten M. rectus femoris. Die Tatsache, dass der Muskel relativ zu seinem unauffälligen EMG-RMT-Normwert während der Experimente durchaus aktiv war, lässt eine Muskelschwäche als Ursache ebenso eher in den Hintergrund treten.

### 6.3.3 Bewertung des EMG-Ruhemuskeltonus als Normalisierungsfaktor

Die Ergebnisse der EMG-Aktivität vor und nach der Versuchsreihe lassen erstmals vermuten, dass der EMG-Ruhemuskeltonus ein reproduzierbares und belastbares Referenzmaß darstellt. In der Summe scheint in der gegenständlichen Pendeltestreihe der EMG-Ruhemuskeltonus eine stabilere Normalisierungsgrundlage zu sein als der isometrische Maximalkraftwert im EMG-Signal. Da sich die EMG-Hauptaktivität auf einem relativ niedrigen Niveau abgespielt hat und die Ruheaktivität derselben Ausgangskörperhaltung entsprach wie im Experiment, scheint der Referenzwert basierend auf der Ruheaktivität im EMG-Signal der Auflösung im Experiment näher als die isometrische Maximalaktivität.

Die zusätzliche Erfassung des EMG-Ruhemuskeltonus war bei der Interpretation von Versuchen der gegenständlichen experimentellen Studie oftmals von großem Nutzen, z.B. wenn die Muskelreaktion in % MVC und die resultierende Pendelzeit offenbar kein schlüssiges Bild ergaben. Auch wenn keine MVC-normalisierten Daten verfügbar gewesen wären, hätte sich der Zusammenhang zwischen den Aktivitätsmaxima des Unterschenkelstreckers und dem Countdown beurteilen lassen. Grundsätzliche Tendenzen und Verhältnisse der Muskeln zueinander ließen sich auch relativ zum EMG-RMT interpretieren. Sowohl das Screening nach nicht aktiven Versuchen als auch die Identifikation von Tests mit Voraktivität im EMG-Signal (siehe Abschnitt 6.4) wäre somit ohne MVC-Messungen möglich gewesen. Darüber hinaus wären die vermehrt mit dem M. biceps femoris die Pendelbewegung unterstützenden Probanden bzw. Versuchsdurchgänge auch relativ zum EMG-RMT auffällig geworden. Hätte die zweite, untere EMG-Referenz des individuellen Ruhemuskeltonus hingegen gefehlt, wäre die für die Simulation wertvolle Information, dass die EMG-Aktivität unmittelbar vor dem Versuch bereits erhöht gegenüber dem Grundniveau war, nicht entdeckt worden.

Zusammenfassend stützen diese Beobachtungen die Eignung des EMG-Ruhemuskeltonus als Alternative bzw. Ergänzung zur zeitaufwändigen Maximalkraftmessung im Sinne einer EMG-Normalisierung. Für den konkreten Anwendungsfall der fragwürdigen

---

MVC-Werte im SENIORS EU-Projekt [109], zugleich Aufhänger für die Erfassung des EMG-RMT in der gegenständlichen Pendelteststudie, lässt sich somit auf Basis o.g. Erkenntnisse eine klare Empfehlung für die alternative bzw. ergänzende Zuhilfenahme der statischen EMG-Messsignale zur Identifikation von annähernd passiven Versuchsdurchgängen aussprechen. Zu beachten wäre hierbei, dass die resultierenden EMG-Aktivitäten je nach Normparameter unterschiedlich hoch ausfallen können.

Während das Konzept der (submaximalen) Maximalkraftmessung seit Langem etabliert ist und vor allem mit gesunden Probanden bei (explosiven) Bewegungen mit hoher Muskelkraft stabile Werte zur Normalisierung von EMG-Daten liefert [231], wurde die statische Aktivität im EMG-Signal bisher kaum für den Zweck der Normalisierung erwogen. Nach bestem Wissen und Gewissen der Autorin ist dies die erste dokumentierte Studie, die den EMG-Ruhemuskeltonus gezielt auf seine Eignung als Normalisierungsfaktor untersucht hat. Im im Rahmen dieser Dissertation gewonnenen Verständnis könnten beide Referenzmessungen mit ihren jeweiligen Vor- und Nachteilen als geeignete Kandidaten für die Normierung gesehen werden.

Die Vorteile der Erhebung des EMG-Ruhemuskeltonus liegen klar auf der Hand. Sie ist kaum durch persönliche Motivation (es sei denn, Probanden wollen sich nicht entspannen) beeinflussbar und unabhängig der individuellen Sportlichkeit bzw. Kraft oder Fähigkeit zur Ansteuerung der relevanten Muskulatur. Im Prinzip kann sie bei allen oberflächlichen Muskeln erhoben werden. Die EMG-RMT-Messung erfordert nahezu keinen zusätzlichen Messaufwand und ist zeitsparend. Ein Verständnis der Messung ist entgegen der MVC-Übung keine Voraussetzung. Ein weiterer Vorteil ist die Nähe zur Versuchsposition, die bei MVC-Übungen nicht immer gegeben ist.

Als klarer Nachteil eines EMG-RMT als Normparameter muss angeführt werden, dass bisher kaum typische Referenz-Größenordnungen verfügbar sind. Aussagen über Muskelaktivitäten prozentual zur MVC sind allgegenwärtig, wohingegen Aussagen wie, das EMG „wurde um das 300-fache seiner Ruheaktivität ausgelenkt“ oder „brauchte 3000 Prozent seines EMG-RMT, um die nötige Kraft aufzubringen“ nur schwer zugänglich sind. Fehlt ein entsprechender MVC-Prozentwert ist ein Gefühl für Größenordnungen nur schwer zu gewinnen. Nachteilig ist auch, dass womöglich nicht jeder Proband seine Muskulatur in jeder Körperposition entspannen kann und dies nur schwer nachzuweisen ist; dies könnte zu erhöhtem EMG-RMT und damit verzerrter Normalisierung führen.

### 6.3.4 Anwendung im Kontext der experimentellen Biomechanik

Im Bereich der experimentellen Biomechanik, insbesondere bei Verzögerungsversuchen, konnten je nach Verzögerungspuls sowohl sehr niedrige, als auch relativ hohe Muskelaktivitäten beobachtet werden [94, 204, 304, 305]. Nachdem die MVC im vorliegenden Experiment mit vereinzelt relativ niedrigen Normwerten eine an sich niedrige Muskelaktivität als vermeintlich hohe Muskelaktivität interpretieren ließ gegenüber einem relativ homogenen, niedrigen Basiswert des EMG-RMT würde letzterer eine sinnvolle Ergänzung für Experimente mit niedriger Muskelaktivität, z.B. infolge eines sanften Verzögerungspulses, darstellen. Für die erweiterte Nutzung des EMG-RMT ist eine Ausweitung der aktuellen Studienlage nötig, u.a. um weitere Erfahrungswerte des EMG-RMT typischer muskulärer Reaktionen zu gewinnen. Die vorliegende Arbeit bietet einen ersten Referenzdatensatz, bei dem sowohl MVC- als auch EMG-RMT-Werte vorhanden sind. Da Messwerte des EMG-RMT teils bei bereits abgeschlossenen Studien als Nebenprodukt vorliegen, wäre es oftmals auch im Nachgang möglich, diese der MVC gegenüberzustellen.

Ähnlich der Rahmenbedingungen zur Erfassung von MVC-Werten [306] sollten bei der Erhebung und Verwendung von EMG-RMT-Daten zur Normalisierung von EMG-Daten potenzielle Einflussfaktoren wie Bewegungsartefakte, Temperaturschwankungen [247], Sitz- bzw. Gelenkposition [243, 245, 249–253], Muskelvorgeschichte [247–249] inklusive Schmerzen im Untersuchungsbereich [222], Alter und Geschlecht [255] sowie Weichgewebsdicke [252] und Körpertyp [254] berücksichtigt werden.

Grundsätzlich spricht vieles dafür, den EMG-Ruhemuskeltonus in künftigen Experimenten mit zu erfassen, zumal dies mit wenig Mehraufwand verbunden ist. Insbesondere in Experimenten, in denen sehr niedrige Muskelaktivitäten erwartet werden, liegt diese Referenz womöglich näher am experimentellen Geschehen als die Maximalkraft. In einem Umfeld, in dem eine Maximalkraftmessung nicht möglich oder belastbar ist (z.B. bei hohem Zeitdruck oder Experimenten mit Schmerzpatienten, Kindern, älteren Freiwilligen oder Behinderten), oder bei Muskelgruppen, bei denen relativ leicht Verrenkungen bzw. Gelenkverletzungen provoziert werden könnten (z.B. Nackenextensoren), kann dieser EMG-Parameter über (submaximale) MVC-Messungen hinaus eine alternative Referenz bieten. Relative Veränderungen innerhalb einer Person, z.B. Muskelermüdung über mehrere Messzeitpunkte hinweg, wären relativ zum EMG-RMT gleichsam möglich zu messen.

In Validierungsexperimenten für aktive FE Modelle, die u.a. auch realistische Eingangsdaten für Muskelcontroller liefern können, würde die Referenz der Muskelaktivität zum

EMG-Ruhemuskeltonus nicht ausreichen. Da die Ansteuerung zwischen Null (keine Aktivität) und Eins (100 % Aktivität) liegt, benötigen Muskelcontroller neben einer Untergrenze (Grundspannung, z.B. über EMG-RMT) immer auch eine Obergrenze in Form der maximal möglichen Spannung einer MVC.

## 6.4 Versuche (annähernd) passiver Kinematik

Entgegen der Annahme von McKay et al. (2010) [120] fiel es den Probanden dieser Versuchsreihe in der Regel nicht leicht, völlig entspannt auf die Knieflexion zu reagieren, trotz des Wissens, dass der Unterschenkel gepolstert und somit schmerz- und verletzungsrisikofrei aufgefangen wird. Die hohe Standardabweichung des Korridors aller Versuche sowie die Bandbreite an beobachteten Pendelzeiten und muskulären Strategien, mit denen die Probanden auf die plötzliche Knieflexion reagieren, bestätigen die ursprüngliche Annahme [121, 128], dass trotz eines homogenen Kollektivs und der Ansage, entspannt zu reagieren, in einem vermeintlich einfachen, regional beschränkten Experiment nicht alle Versuche passiv erfolgt sind.

Der Korridor der Versuche von Proband 15 ohne Countdown (Abbildung 41, S. 69) veranschaulicht in Zusammenhang mit der entsprechenden Muskelaktivität (Abbildung 56 bzw. 56, S. 75), dass eine geringe Standardabweichung allein nicht ausschlaggebend für eine qualitativ hochwertige Validierungsgrundlage ist, da sie nicht nur durch ausbleibende, sondern auch durch reproduzierbare bzw. konstante Muskelaktivität zustande kommen kann. Die Ergebnisse verdeutlichen die Notwendigkeit zur nachträglichen Selektion von Versuchsdurchgängen auf Basis der Muskelaktivität, um eine belastbare Grundlage für die passive Validierung von FE Modellen zu gewinnen.

### 6.4.1 Einzelfallmethode

Im Rahmen der Analyse der EMG-Signale jedes einzelnen der 135 Versuche, die idealerweise ohne Einfluss von Muskelaktivität erfolgen sollten, wurden neun Versuche identifiziert, die in allen Muskeln weder Onset, Offset noch Maximum aufwiesen. Demzufolge entsprachen nachweislich 6,7 % der durchgeführten Versuche dem den Probanden verlangten Verhalten, entspannt und ohne muskulären Widerstand bzw. Unterstützung auf die Knieflexion zu reagieren. Werden nur Versuche mit nicht aktiver Muskulatur berücksichtigt, reduziert sich die Standardabweichung der Pendelzeiten bzw. des Korridors deutlich, d.h. durch nachträgliche Selektion gesichert passiver Versuche erhält man einen weitaus engeren Zielkorridor als ohne Selektion. Die Wahl der Pendelteststudie von van der Meché und van Gijn (1986) [121] als Referenz für das im Rahmen der Dissertation entwickelte Studiendesign war demnach zielführend.

Da es sich bei EMG-Signalen nicht aktiver Muskeln nie um das Ausbleiben von Signalen handelt, d.h. zu jeder Zeit nur Abstufungen einer Aktivität vorliegen, wurde die Einzel-fallmethode äußerst konservativ verfolgt. Demzufolge handelt es sich um eine Minimal-selektion, d.h. es ist nicht auszuschließen, dass weitere in Realität passive Tests (d.h. die EMG-Aktivität führte nicht zu einer Muskelverkürzung) übersehen wurden. Unter der Einschränkung, dass die zur Bewertung herangezogenen EMG-Signale nicht intra-muskulär sondern oberflächlich an einer Stelle über dem Muskel erfasst wurden, werden die ausgewählten neun Versuche aufgrund der aufwändigen, zweistufigen Analyse als gesichert passiv angenommen. Für die vorliegende Studie entspricht die resultierende Kinematik in Form der Pendelzeit und des Korridors demnach dem „Goldstandard“ passiver Validierungsziele.

Auf den ersten Blick scheint eine Ausbeute gültiger Versuchsdurchgänge für die passive Validierung von 6,7 % eher gering. Eine objektive Einschätzung der Quantität kann der Vergleich mit den Ergebnissen der Auswahl passiver Versuche nach der Methode von van der Meché und van Gijn ermöglichen [121]. Wurden nur die nicht aktiven EMG-Signale des M. vastus lateralis berücksichtigt, betrug die Auswahl passiver Versuche 33,3 %. Die Vorgehensweise berücksichtigte per Definition auch die neun tatsächlich passiven Versuche, beinhaltete jedoch zudem eine Vielzahl an Versuchen, die durch Aktivität des M. biceps und/oder M. rectus femoris beeinflusst wurden und deren Pendelzeit sich deutlich von den gesichert passiven absetzte. Bis auf Proband 08 war mindestens ein Versuch jedes Probanden vertreten. Dies schlug sich in einer erhöhten Standardabweichung der Pendelzeiten bzw. des kinematischen Korridors nieder.

Der Methodik von van der Meché und van Gijn folgend, die passive Versuche ausschließlich über eine ausbleibende EMG-Aktivität des M. vastus lateralis, d.h. ohne Betrachtung des M. biceps femoris, definiert hatten, ergäbe sich demnach ein weniger konservatives, nicht rein passives Validierungsziel. Bedenkt man, dass sich die Mess-technik und Signalauffösung in über 30 Jahren verbessert hat ist die Anzahl wahrlich passiver Versuche der Studie von 1986 vermutlich in Realität noch geringer anzusetzen. Die Ergebnisse heben abermals die Notwendigkeit zur Erfassung der Muskelaktivität des Antagonisten hervor.

Unter Abwägung der Limitationen der Vergleichbarkeit beider Studien (S. 104 f.) und der Tatsache, dass nicht im Detail nachvollziehbar ist, wie das Autorenduo passive Versuche definiert hatte („[...] trials were selected where EMG activity was totally absent“ [121]), gibt die deutlich erhöhte Ausbeute von 33,3 % (45/135) gegenüber den 8,3 % (6/72) der gesunden Teilnehmer von van der Meché und van Gijn Grund zu Annahme, dass die Ausbeute der neun tatsächlich passiven Versuche in der vorliegenden



---

Dissertation relativ hoch einzuschätzen ist. Im direkten Vergleich beider Studien wurde die vorab auf Basis der Referenzstudie geschätzte Anzahl erfolgreicher Durchgänge sogar noch übertroffen, trotz dessen, dass die Selektion passiver Versuche in dieser Dissertation sehr streng erfolgt ist.

Die gesichert passiven Versuche stammen von drei Probanden zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Versuchsreihe, wobei Proband 15 mit Zweidrittel der neun Durchgänge dominiert. Dieser Proband weist auch abseits der passiven Versuche relativ niedrige Muskelaktivitäten, meist unterhalb von 10 % der Maximalkraft, auf. Anscheinend fiel es diesem Teilnehmer besonders leicht, nicht aktiv auf die Knieflexion einzuwirken. Gründe hierfür können bei dem zur Verfügung stehenden Wissen über die Probanden lediglich mit der sportlichen Aktivität in Zusammenhang gebracht werden [254, 307]. Proband 10 stellte einen der neun passiven Versuche und gab als einziger Teilnehmer an, nicht regelmäßig einer Sportart nachzugehen. Proband 13, der zwei der neun Versuche hervorbrachte, gab American Football als Sportart zu Protokoll; je nach Spielerposition trainiert diese vermehrt Schnell- oder Ausdauerkraft. Ähnliche Trainingsinhalte, z.B. beim Fußball, wurden von drei weiteren Probanden angegeben, die keine passiven Versuche hervorbrachten. Ein direkter Zusammenhang zwischen der Sportart bzw. der Ausübung von Sport mit den Ergebnissen der Versuchsreihe lässt sich hieraus also nicht ableiten.

Proband 15 gab neben Fahrradfahren an, sich bereits seit vielen Jahren in Meditation zu üben. In Anbetracht dessen, dass jener Proband mit Abstand die meisten nicht aktiven Versuchsdurchgänge hervorbrachte, scheint es lohnenswert zu ergründen, ob über einen langen Vorlaufzeitraum angewandte Entspannungstechniken wie z.B. Meditation, Yoga, autogenes Training oder progressive Muskelentspannung die Fähigkeit zu ausbleibenden Reaktionen in künftigen Validierungsexperimenten signifikant verbessern. Neben der Berücksichtigung derartiger Rekrutierungskriterien könnte auch gezieltes Training die Tendenz steigern, auf passive Bewegungen nicht zu reagieren. In der Hinsicht wirkt das sogenannte Biofeedback-Training vielversprechend, wodurch sich mentale Fähigkeiten erwerben oder schärfen lassen, die es erlauben, Reflexantworten willkürlich zu modulieren [168, 295, 308, 309] .

Idealerweise würde man unter Kontrolle aller externen und internen Einflussfaktoren keine Abweichung von der Mittelwertkurve und immer dieselbe Pendelzeit erwarten. Ein detaillierter Blick auf die Pendelzeiten der passiven Versuchsdurchgänge bei einem Kniewinkel von  $65^\circ$  legt eine relativ geringe Standardabweichung von sechs Millisekunden offen. Die passiven Versuche fielen somit in ein sehr enges Zeitfenster. Die Spannweite offenbart geringe Abweichungen unterhalb der Auflösung der Trajektori-

enauswertung bei Proband 15 und eine Differenz von 20 Millisekunden der zwei passiven Versuche von Proband 10. Letztere könnte, soweit sie nicht auf geringfügige Positionsunterschiede zurückzuführen ist, als intraindividuelle Modulation der Steifigkeit des Bänderapparates oder Kniegelenks durch bewusste Ansteuerung oder wiederholtes Dehnen der Muskulatur interpretiert werden (siehe auch Diskussion auf Seite 113). Eine relativ konstante, geringfügige Standardabweichung von der gemittelten Trajektorie von knapp zwei Zentimetern fand sich auch im kinematischen Korridor wieder. Diese könnte ebenso auf Steifigkeitsschwankungen beruhen.

Der Korridor der sechs passiven Versuche von Proband 15 wies kaum Schwankungen in der ersten Bewegungshälfte auf, die maximale Abweichung betrug gut 1,5 Zentimeter (S. 92). In der Realität ist eine gewisse Bandbreite an kinematischen Antworten also auch in gesichert passiven Versuchen zu erwarten, die Versuche von Proband 15 kommen einer idealen Bewegungswiederholung jedoch schon recht nahe. Der Korridor von Proband 15 böte dem numerischen Analytisten die Möglichkeit, über die Validierung eines vom Hersteller ausgelieferten FE Modells gegen die neun passiven Versuche hinaus ein personalisiertes FE Modell mit den geometrischen Eigenschaften von Proband 15 zu erzeugen und gegen den Korridor bzw. die Pendelzeit dessen sechs passiver Versuche zu validieren. Dies hätte den Vorteil, dass potenzielle anthropometrische bzw. inter- oder intraindividuelle Steifigkeits-Einflüsse der zwei weiteren Probanden eliminiert würden.

Neben den passiven Versuchen brachte die Einzelfallanalyse des Datensatzes drei Versuche mit Muskelaktivität vor dem Versuchsstart zu Tage. Dies indiziert, dass die Probanden vor Auslösen dieser Versuche nicht entspannt waren und die Muskelaktivität nicht auf die Flexion selber zurückzuführen ist, sondern Aktionspotenzialen entstammt, die bereits vor Beginn des Versuchs initiiert worden sein müssen. Ähnlich den Experimenten im Rahmen des EU-Projekts SENIORS [109] sollte diese Beobachtung zum Ausschluss der betroffenen Versuche als passives Validierungsziel führen. Im Gegensatz zum komplexen Setup in [109] fällt die Fallzahl jener ungültiger Durchgänge jedoch deutlich geringer aus.

Die Eignung der nach Selektion der neun passiven und Ausschluss der drei voraktivierten Versuche verbleibenden 123 Versuche als Validierungsgrundlage für passive biomechanische Modelle ist letztlich zu hinterfragen. Streng genommen sollten diese Versuche nach aktuellem Kenntnisstand nicht zu diesem Zwecke herangezogen werden.

### 6.4.2 Grenzwertmethode

Da die Einzelfallmethodik mit großem Zeitaufwand und einer gewissen Expertise verbunden ist, weshalb sie womöglich nicht immer Anwendung finden kann, wurde der Versuch unternommen, über Grenzwerte von EMG-Parametern die Summe der Versuche derart einzugrenzen, dass sie den gesichert gültigen, passiven Versuchen mit weniger Aufwand gleichkommt. Als Indikatoren für gültige bzw. ungültige Versuche wurden die Maximalaktivität nach und die EMG-Aktivität vor Versuchsstart sowie der Onsetzeitpunkt untersucht.

#### Maximale EMG-Aktivität nach $t_0$

Versuche unterhalb oder gleich drei Prozent der Maximalkraft der Pendelzeit der Referenzselektion kämen bei der Abstufung der Versuche nach ihren EMG-Maxima am nächsten. Verglichen mit den Pendelzeiten der nicht aktiven Versuche basierend auf der Einzelfallanalyse deckte sich die Spannweite der Pendelzeiten der Versuche mit EMG-Aktivität kleiner gleich 3 % MVC mit Ausnahme von vier Fällen, die eine längere Pendeldauer um 400 ms aufwiesen, weitestgehend. Hiervon entfielen nur zwei von 25 Versuchen auf die Kondition ohne Countdown. Die Anzahl an Versuchen, die diese Bedingung erfüllten, war somit gegenüber der der Einzelfallanalyse mit neun Versuchen nahezu verdreifacht. Der kinematische Korridor des Malleolus wich eher gegen Ende der ersten Schwungphase ab, die Differenz der Standardabweichung von zeitweise maximal 20 mm in beide Bewegungsrichtungen wäre relativ gering.

Die Kategorisierung der Pendeldauern der Versuche, die EMG-Ruhemuskeltonus Grenzwerte nach dem Versuchsstart nicht überschritten, würde eine sinnvolle Unterteilung bei 800 % EMG-RMT liefern. Die Auswahl mit einer Toleranzgrenze bei 500 % EMG-RMT beinhaltete weniger Fälle, aber kaum veränderte Pendelzeit zu 800 % EMG-RMT. Die Auswahl bei 1000 % EMG-RMT enthielte einen Ausreißer. Obgleich diese Methode einige andere und etwas mehr Versuche beinhaltete als die Unterteilung bei 3 % MVC ähnelten sich die Pendelzeiten, welche aufgrund von Versuchen mit 400 ms Pendelzeit ebenso im Mittel erhöht gegenüber der Referenz wären. Auch hier erfolgten wenige Versuche ohne Countdown. Die Ausbeute bei diesem Grenzwert fiel etwas größer aus als bei dem Grenzwert relativ zur Maximalkraft. Die zweidimensionale Malleolus Kinematik würde bei dieser Auswahl insbesondere in horizontaler Richtung etwas mehr von der Referenz abweichen als die Grenzwertmethode zur Maximalkraft. Obgleich auf Höhe von jeweils -400 mm die Abweichung identisch mit jener wäre, die sich bei Anwendung der Methodik von van der Meché und van Gijn (1986) ergäbe, ist die Grenzwertmethode zu bevorzugen, da sie die Muskelreaktionen von Beinstrecker und -beuger berücksichtigt und somit eine umfassendere Bewertung beinhaltet. Ignorierte

man den Ausreißer von Proband 10, würde ein Grenzwert von 1000 % EMG-RMT womöglich einen vergleichbaren Korridor ergeben.

Bei der Anwendung der oben beschriebenen Grenzwerte würden demnach jeweils mehr Versuche berücksichtigt und eine größere Bandbreite an kinematischen Antworten zugelassen werden als im Rahmen der Einzelfallmethodik. Per Definition würden beide Grenzwerte auch die gesichert passiven Versuche in die Auswahl einschließen.

### Mittlere EMG-Aktivität vor $t_0$

Bei Betrachtung der Pendelzeiten der Versuche, in denen die Muskelaktivität in Bein-strecker und -beuger in Abstufungen im Mittel höchstens bei einem Prozent der Maximalkraft unmittelbar vor Versuchsstart lagen, schien zunächst kein Grenzwert geeignet, eine Auswahl ähnlich der Referenz zu gewinnen. Dies lag vor allem an einem Versuchsdurchgang von Proband 18, der trotz geringer EMG-Aktivität vor  $t_0$  eine sehr hohe Pendelzeit von knapp 900 ms aufwies. Nach Vernachlässigung von Grenzwert-Datensätzen ohne Countdown verbesserte sich das Bild, sodass die Pendelzeitspanne von Versuchen mit einer EMG-Aktivität vor  $t_0$  kleiner oder gleich 0,75 % MVC der Referenz am nächsten käme. Der Einfluss des Countdowns scheint hierbei mehr ins Gewicht zu fallen als bei den Grenzwerten der Maximalaktivität. Auch bei dieser Methode der Auswahl von annähernd passiven Versuchen lägen die mittlere Pendeldauer und die Standardabweichung über dem Maßstab. Die Ausbeute wäre bei dieser Näherungsmethode am höchsten. Relativ kurze Pendelzeiten von Proband 18 ließen sich nicht durch diesen Grenzwert eliminieren. Der Korridor der Versuche, deren EMG-Aktivität vor Versuchsstart im Mittel gleich oder kleiner 0,75 % MVC lag, weicht ebenso von dem Maßstabskorridor in beiden Bewegungsdimensionen ab, vergleichbar mit der Abweichung der Versuche kleiner oder gleich 3 % MVC während der Pendelzeit und geringfügiger als bei der Auswahl nach der Maximalaktivität relativ zum EMG-Ruhemuskeltonus während der Pendelzeit. Dessen vergleichsweise größere Abweichung könnte mit der höheren Anzahl an Probanden (sechs gegenüber vier bzw. drei) und deren interindividuell abweichender Kinematik zusammenhängen.

Bei der Auswahl vor  $t_0$  ergäbe sich eine Schnittmenge mit der Auswahl nach der Maximalaktivität, alle drei Subdatensätze wären hinsichtlich der vertretenen Probanden bzw. deren Versuchsnummern jedoch nicht deckungsgleich. Unabhängig des betrachteten Grenzwertes würden sämtliche Versuche von Proband 08 durch das Raster fallen, was trotz vermutlich nicht korrekt erfolgter MVC-Normierung unter Hinzuziehen der EMG-Aktivität relativ zum Ruhemuskeltonus im EMG-Signal nachvollziehbar ist.

---

Die Abstufung von Versuchen unter Anwendung von EMG-Grenzwerten vor  $t_0$  bezogen auf den EMG-Ruhemuskeltonus würde sich bezüglich der Pendelzeiten, die in der Einzelfallanalyse als passiv eingestuft werden, nur bedingt als zielführend darstellen. Keiner der gewählten Grenzwerte führte zu Pendelzeiten, die im Bereich der Referenz lägen. Weitere Abstufungen unterhalb des geringsten Grenzwerts von 125 % EMG-RMT bzw. zwischen 125 und 140 % EMG-RMT ließen sich nicht mit der Datenlage vereinbaren. Analog zur Auswahl von Tests relativ zur Maximalkraft würde auch hierbei eine Differenzierung nach vorhandenem bzw. fehlendem Countdown die Verteilung der Pendelzeiten im Fall von 125 % EMG-RMT verbessern. Allerdings verblieben bei Auswahl von Versuchen mit Countdown dann lediglich drei Durchgänge, d.h. die Ausbeute wäre mit diesem Grenzwert nur ein Bruchteil der Referenz bzw. der anderen Grenzwert-Selektionen. Würden die Versuche relativ hoher und niedriger Pendelzeit von Proband 17 als Ausreißer aussortiert, käme eine Toleranzgrenze bei 125 % EMG-RMT vor  $t_0$  der Referenz noch am nächsten. Eine automatische Auswahl von annähernd passiven Versuchsdurchgängen basierend auf Grenzwerten relativ zum EMG-RMT vor  $t_0$  wäre also mit einigen Einschränkungen verbunden.

Im Gegensatz zur Auswahl nach Grenzwerten nach  $t_0$  würden nachweislich passive Versuche vor  $t_0$  nicht automatisch mit ausgewählt werden. Im Fall des Grenzwertes von 0,75 % MVC vor  $t_0$  würden die passiven Versuche von Proband 15, nicht aber die drei von Proband 10 und 13 darunter fallen.

Im Vergleich der prozentualen Abstufung der EMG-Aktivität vor  $t_0$  scheint die Identifikation von sinnvollen Grenzwerten leichter gewesen zu sein bei Normalisierung zur Maximalkraft, die Grenzwerte lieferten robustere Ergebnisse als bei Normalisierung zum EMG-Ruhemuskeltonus. Insbesondere bei Betrachtung der EMG-Aktivität vor  $t_0$  als Auslenkung aus der Ruheaktivität lagen die Grenzen relativ nah beieinander. Dies beruht vermutlich grundsätzlich darauf, dass die individuelle EMG-Aktivität vor  $t_0$  relativ niedrigen Schwankungen über alle Versuche hinweg unterlag. Diese Datenlage erschwert die Identifikation von Grenzwerten. Da die EMG-RMT Normalisierung deutlich näher an der niedrigen EMG-Aktivität vor  $t_0$  liegt als die MVC, sind die Abstufungen bei der EMG-RMT Normalisierung vor  $t_0$  mutmaßlich zugleich empfindlicher gegenüber Ausreißern im Gegensatz zu den Abstufungen nach  $t_0$  und relativ zur Maximalkraft.

Eine niedrige Aktivität im EMG-Signal muss nicht zwingend zu einer nennenswerten, die Kinematik beeinflussenden Muskelverkürzung führen, weshalb nicht auszuschließen ist, dass manche Maximalaktivitäten der entsprechenden Versuche unterhalb von 3 % MVC bzw. 800 % EMG-RMT in der Realität keine Rolle für die Kinematik gespielt ha-

ben. In der Summe scheint es in Anbetracht der Korridore jedoch auch unterhalb dieser niedrigen Grenzwerte noch bemerkenswerte, die Kinematik beeinflussende Muskelaktivität gegeben zu haben. Vermutlich gab es Testläufe, in denen über Kokontraktion eine als passiv anzunehmende Pendelzeit erzielt wurde, diese Muskelaktivität jedoch über den gesamten Bewegungsradius gesehen zu einer anderen Kinematik als der passiver Testläufe geführt hat.

### EMG-Onsetzeitpunkt nach $t_0$

Die Unterteilung der EMG-Aktivität infolge der Knieflexion in Reflex- und willkürliche Onset-Zeitpunkte scheint im vorliegenden Datensatz kein geeignetes Verfahren gewesen zu sein, passive Versuchsdurchgänge zu identifizieren. Die Beobachtung von der Mechè und van Gijns (1986), dass die Variabilität der Kinematik vor allem von willkürlicher (M. vastus lateralis) EMG-Aktivität und nicht von langlatenzigen Reflexen herrührt, lässt sich nicht bestätigen. Die Unterteilung von EMG-Onsets des M. vastus lateralis bzw. der gesamten relevanten Muskulatur in vor bzw. nach 120 ms nach Hammond führen zu einem größeren Spektrum an Pendelzeiten als das des Referenzdatensatzes. Wenngleich es sich bei der Unterteilung nach Hammond um eine diskrete Trennlinie handelt [167], die, wie auch bei den anderen Grenzwerten, keine Toleranz zulässt, und sich in der Literatur abweichende Referenzen für willkürliche bzw. Reflexantworten finden [269, 310–312], ist nicht davon auszugehen, dass andere Grenzwerte bezüglich des Onsets die Auswahl passiver Versuchsdurchgänge verbessern würden. Offenbar hat der Zeitpunkt der muskulären Reaktion, resultierend aus der rekrutierten Reflexbahn, keinen messbaren Einfluss auf die Kinematik.

Zusammenfassend zeichnen sich gewisse Vor- und Nachteile der Anwendung der Grenzwertmethode ab. Liegt der Fokus auf der EMG-Aktivität nach  $t_0$  werden auch die passiven Versuche berücksichtigt. Dies ist bei der EMG-Aktivität vor  $t_0$  nicht zwingend der Fall. Hingegen würden hier womöglich die drei Versuche identifiziert werden, die einen EMG-Onset vor Versuchsstart aufweisen. Liegt die Bewertung ausschließlich auf der EMG-Aktivität vor  $t_0$  könnte ein Anwender Gefahr laufen, hohe Reaktionen auf die Knieflexion aufgrund einer unauffälligen EMG-Aktivität vor  $t_0$  zu übersehen und diese in die Auswahl annähernd passiver Versuche zu integrieren. Sie ist somit riskanter als die Auswahl basierend auf den EMG-Signalen nach  $t_0$ . Nichtsdestotrotz kann ein Blick auf die EMG-Aktivität unmittelbar vor  $t_0$ , nicht zuletzt aufgrund der drei Frühstarter, einen hilfreichen, ergänzenden Indikator für die Auswahl von verwertbaren Versuchsdurchgängen liefern. Ist ein Proband bereits vor Versuchsstart nachweis-

---

lich nicht entspannt, z.B. weil er/sie deutlich erhöhte Signale gegenüber dem EMG-Ruhemuskeltonus aufweist, ließe sich der Durchgang als Teil von entspannten, passiven Versuchen durchaus anzweifeln. Die geringfügig unterschiedliche Anzahl an annähernd passiven Versuchsdurchgängen sollte eher nachrangig bewertet werden, die Qualität sollte maßgeblich sein. Der Vorteil der Anwendung beider Grenzwerte ist, dass sie ohne eine Onset-Definition auskommen.

### 6.4.3 Potenzielle Anwendungsbereiche der Grenzwertmethode

Beide Methoden erfordern mindestens einen belastbaren EMG-Normalisierungsfaktor. Im Fall der eingangs präsentierten Herausforderungen bei der Anwendbarkeit des experimentellen Datensatzes des EU-Projekts SENIORS [109] aufgrund nicht vertrauenswürdiger MVC-Werte, würde sich eine Relation der EMG-Daten zum individuellen EMG-Ruhemuskeltonus auf dem Schlitten durchaus als Alternative anbieten. Aufgrund fehlender Referenzwerte ist jedoch schwer abzuschätzen, welcher für die spezifischen Muskeln und den Anwendungsfall passender Grenzwert eine annähernd passive Kinematik definieren würde. Aktuell bietet sich zur Lösung des Problems bei SENIORS also lediglich die aufwändige Einzelfallanalyse aller EMG-Signale an. Die EMG-RMT Daten können hierfür jedoch eine hilfreiche Stütze sein. Mit der Etablierung von typischen Referenzwerten für den EMG-RMT auf Basis belastbarer MVC-Werte, wie sie in der vorliegenden Dissertation für Pendelversuche erfolgt ist, könnten in Zukunft Probleme wie bei SENIORS auch in weiteren Studien setups umgangen werden.

Der Vergleich der Standardabweichungen der Pendelzeiten bzw. Korridore der Versuche kleiner gleich 0,75 % MVC vor Versuchsstart mit Countdown und 800 % EMG-RMT (S. 96 ff.) während des Pendeltests veranschaulicht, dass Ausreißer zu einem diskreten Zeitpunkt durch die Berechnung von Korridoren nicht allzu sehr ins Gewicht fallen müssen; obwohl die Spannweite der Pendelzeiten bei ersterem Grenzwert größer ausfällt, weist der entsprechende Korridor geringere Abweichungen in z-Richtung auf als der des zuletzt genannten. Da zur FE Validierung nicht nur diskrete Pendelzeiten, sondern auch kontinuierliche Korridore verwendet werden, wäre durchaus in Betracht zu ziehen, die Gruppe der neun passiven Versuche, unter Berücksichtigung o.g. Nachteile bzw. Einschränkungen, zu erweitern. Sollte eine Einzelfallanalyse nicht möglich sein oder die Zahl der Versuche zu gering erscheinen, könnten für den vorliegenden Datensatz folgende Grenzwerte als Option zur Selektion von Versuchen mit annähernd passiver Kinematik verstanden werden. In einem eher konservativen Ansatz wären Versuche eingeschlossen, bei denen die maximale EMG-Aktivität nach  $t_0$  sowohl im Beinstrecker- als auch im -beugermuskel 3 % MVC bzw. 800 % EMG-RMT nicht überschreiten. Eine hö-

here Ausbeute würde sich erzielen lassen mit Versuchen, in denen beide Muskelgruppen ihr gemittelttes EMG-Signal von 0,75 % MVC vor Versuchsstart nicht überschreiten. Eine nachträgliche Kombination beider Ansätze ist auch denkbar.

Obwohl die Korridore der Grenzwerte immer geringfügig von dem Maßstabskorridor abweichen, sind sie konservativer als eine nicht erfolgte Differenzierung. Dies würde auch noch gelten, wenn nur Versuche mit Countdown berücksichtigt würden. Ein Countdown ist demnach hilfreich, die Entspannung zu fördern und somit die Pendelzeiten bzw. Korridore einzuschränken (siehe Abschnitt 6.2). Der Notwendigkeit einer nachträglichen Prüfung und Auswahl gültiger (passiver) Versuche, ob über die Einzelfall- oder Grenzwertmethode, kann dadurch jedoch nicht entgangen werden. Die Einzelfallanalyse sollte hierbei als ideale Vorgehensweise klar bevorzugt werden.

Abseits der hier präsentierten Grenzwerte wären weitere Grenzwerte denkbar, z.B. ein Vielfaches der EMG-Grundaktivität (in Ruhe oder vor  $t_0$ ) oder die Dauer der EMG-Aktivität (Onset bis Offset). Letztlich ist auf Basis der Erfahrung mit den untersuchten Grenzwerten zu vermuten, dass ein pauschales Aussortieren von ungültigen, weil aktiven, Versuchen ohne Weiteres nicht an die Qualität der Einzelfallmethodik herankommen würde. Grenzwerte sind in diesem Zusammenhang lediglich als Hilfsmittel zu verstehen und mit Bedacht anzuwenden. In Abhängigkeit des Validierungsgrades eines FE Modells könnte eine erste Annäherung an die passive Kinematik in Form der präsentierten Grenzwerten durchaus hilfreich sein. Für die Feinanpassung von passiven Modellparametern sollte jedoch kein Weg am Referenzmaßstab der neun bzw., bei einem personalisierten FE Modell, sechs passiven Versuche vorbeiführen.



---

## 7 Schlussfolgerungen und Ausblick

Die Beobachtung des menschlichen Verhaltens in der Realität ist das Mittel der Wahl, die Vorhersagegenauigkeit von Simulationen mit aktiven FE-Menschmodellen zu verbessern. Auf Basis der innerhalb der vorliegenden Dissertation durchgeführten Freiwilligenversuche lassen sich erstmals Empfehlungen hinsichtlich der Durchführung und Bewertung von Experimenten auf regionaler Ebene zur Abbildung des Gelenk- und Weichgewebsverhaltens für die Validierung passiver mechanischer Finite Elemente Eigenschaften ableiten. Die Arbeit soll dazu beitragen, den kinematischen Anteil passiver Strukturen getrennt von dem des aktiven Muskelzugs charakterisieren zu können, um den Fokus der numerischen Analyse auf die Validierung aktiver Modellelemente zu verschieben.

In der Konzeptionsphase der vorliegenden Dissertation erwies sich der von Fuchs (2018) [22] empfohlene interdisziplinäre Austausch zwischen dem experimentell- und dem modellierungsseitigen Fachbereich als äußerst gewinnbringend. Die aktuell noch nicht allseits gelebte, engmaschige Verzahnung beider Teildisziplinen der biomechanischen Forschung wird deshalb auch bei Projektierung zukünftiger Validierungsexperimente empfohlen, um gewonnene experimentelle Erkenntnisse zuträglich in die Anwendung überführen und somit die Objektivierung von FE Modellen voranbringen zu können.

Das in einem umfangreichen Entstehungsprozess entwickelte regionale Studiendesign in Anlehnung an die Pendelteststudie von van der Meché und van Gijn (1986) [121] erwies sich als geeignet, Versuchsdurchgänge passiven Verhaltens des Unterschenkels unter Schwerkraft ethisch vertretbar zu gewinnen und im Zuge dessen die eingangs formulierten Zielsetzungen dieser Dissertation zu adressieren. Die maßgebliche Abbildbarkeit der experimentellen Randbedingungen auf eine Simulationsumgebung wurde hierbei bestmöglich berücksichtigt. Inwiefern sich dieser Aspekt in der numerischen Anwendung bewahrheitet, bleibt zu klären.

Neben der an der Simulationsüberführung orientierten Gestaltung und detaillierten Dokumentation der experimentellen Randbedingungen lässt sich auf Basis der präsentierten Studienreihe mit neun Probanden bezüglich der proaktiven Lenkung passiver Freiwilligenversuche sowie des nachträglichen Umgangs mit den Studienergebnissen folgendes Resümee ziehen.

Die Auswirkung einer zeitlichen Ankündigung des Versuchsstarts auf die Entspannungsfähigkeit von Probanden war bis dato nicht Gegenstand passiver, regionaler Validierungsversuche. Die elektromyographische und kinematische Datenlage legt offen,

---

dass die Verwendung einer externen Hilfestellung für Probanden in Form eines Countdowns die Fähigkeit zu einer muskulär entspannten Reaktion auf eine Dehnung steigern kann. Es liegt nahe, dass sich die willkürliche Entspannung der Muskulatur mittels zeitlicher Versuchsankündigung punktuell forcieren lässt, indem sie zur Verbesserung der persönlichen Zeiteinschätzung beiträgt. Die eingangs in Teilaspekten bereits projektierte Reduktion der Muskelaktivität bzw. kinematischen Bandbreite infolge der unvermittelten Muskeldehnung beim Pendeltest [207, 258] konnte hiermit erfolgreich umgesetzt werden. In Bezug auf die gesuchten passiven Versuchsdurchgänge sind alle ausschließlich mit Countdown erfolgt.

Künftige regionale Validierungsversuche mit dem Ziel, passive Bewegungsmuster mit Freiwilligen zu beobachten, sollten auf Basis der Erkenntnisse dieser Dissertation nicht ohne Zuhilfenahme eines Countdowns ablaufen. Wahrscheinlich ist hierbei entscheidend, dass eine definierte, kurze zeitliche Verzögerung zwischen der Signalabgabe und dem Auslösen des Versuchs gewahrt wird. Künftig könnte man den Effekt beobachten, den ein Auslösen des Versuchs durch den Probanden selber haben könnte.

Die neu gewonnene Erkenntnis des Nutzens eines Countdowns lässt sich mit äußerst geringem Aufwand in Versuchsabläufe integrieren, in denen die Versuchsauslösung unmittelbar erfolgen kann. In Verzögerungsversuchen, die eine zuvorige Beschleunigungsphase des Probanden erfordern, ist dieser zeitliche Zusammenhang oftmals nicht gegeben; die Übertragbarkeit des Effekts der zeitlichen Ankündigung auf Schlittenversuche könnte in zukünftigen Freiwilligenexperimenten beleuchtet werden.

Der im Kontext der EMG-Normalisierung bisher kaum beachtete EMG-Ruhemuskeltonus stellte sich in der vorliegenden Dissertation erstmals als äußerst belastbares und reproduzierbares Referenzmaß dar, welches alternativ oder ergänzend zur (isometrischen) Maximalkraft durchaus auch in künftigen Studien seine Berechtigung finden könnte. Nicht zuletzt aufgrund seiner Nähe zu Versuchsposition und experimentellem EMG-Niveau im Bereich niedriger Aktivitäten wie in den vorliegenden Pendeltests ist der EMG-RMT eine in Betracht zu ziehende Messgröße. Insbesondere in Situationen, in denen keine MVC-Messung möglich oder belastbar ist, kann der EMG-RMT als alternativer Referenzkennwert zur Diskretisierung interindividueller Unterschiede dienen.

Neben der empfohlenen künftigen Einbeziehung des EMG-RMT kann auch eine rückwirkende Neubetrachtung bereits vorliegender Experimente erfolgen, sofern eine gesichert statische EMG-Messung vorliegt. In Anbetracht der zu Beginn dargelegten Herausforderungen im Zusammenhang mit der Interpretation zweifelhafter MVC-Aktivi-

tätshöhen im EU-Projekt SENIORS [109] gibt es eine klare Empfehlung zur Zuhilfenahme vorliegender EMG-RMT-Messungen. Obgleich bis dato keine globalen Referenzwerte für dieses Setup vorliegen, macht diese neu gewonnene Erkenntnis Hoffnung auf eine verbesserte Verwendbarkeit der wertvollen Datensätze, um kinematische Unterschiede zwischen jung und alt objektiv herausarbeiten zu können.

Ist die alleinige Erfassung des EMG-RMT für manche Fragestellungen ausreichend, wird die Erhebung der individuellen Maximalkraft in Bezug zu Validierungsexperimenten weiterhin vonnöten sein, um eine (isometrische) Obergrenze für die numerische Ansteuerung des Muskelzugs zu definieren. Der EMG-RMT kann hierbei als Grundanspannungsniveau die Untergrenze widerspiegeln.

Weitere Studien, z.B. unter Einbeziehung von Probanden beider Geschlechter bzw. unterschiedlichen Alters, sind nötig, um ein tieferes Verständnis des hiermit erstmals veröffentlichten intraindividuellen Zusammenhangs zwischen der MVC und dem EMG-RMT zu schaffen. Während sich Wissenschaftler über Jahrzehnte hinweg einen großen Erfahrungsschatz in Bezug auf MVC-Niveaus aneignen konnten, fehlt dieser für Werte des EMG-Ruhemuskeltonus bisher.

Im Hinblick auf die Bewertung der Voraktivität ermöglicht die Kenntnis des EMG-RMT-Werts, das Niveau vor  $t_0$  besser einordnen zu können. Ohne den Kennwert wäre die Diskrepanz zwischen Grundanspannung und Voraktivitätsniveau nicht messbar gewesen. Das Niveau des EMG-Ruhemuskeltonus sollte deshalb in Zukunft standardmäßig, auch ergänzend zur EMG-Messung bei Ausübung der isometrischen Maximalkraft, erhoben werden.

Die Erweiterung des Messbereichs auf die EMG-Aktivität vor Versuchsbeginn erwies sich in mehrerlei Hinsicht als aufschlussreich für die Interpretation der Versuchsergebnisse. Die im EU-Projekt SENIORS in Einzelfällen beobachtete Voraktivität, d.h. ein EMG-Onset vor Versuchsbeginn, konnte vereinzelt auch in der Pendelteststudie festgestellt werden. Betroffene Versuche sollten keine weitere Verwendung finden. Die Betrachtung der Voraktivität ist somit hilfreich bei der Wahrung der Qualität passiven Validierungsdatenmaterials. Im Gegensatz zum Validierungsprozess sollte bei der numerischen Abbildung von (pre-) Crash-Situationen eine Voraktivität im Sinne eines Schutzmechanismus (z.B. Einnahme einer Abwehrhaltung) jedoch Beachtung finden.

---

Die in dem Kontext erstmalige Betrachtung des prozessierten, gemittelten EMG-Niveaus unmittelbar vor Auslösen eines Validierungsversuchs legt eine tendenzielle Erhöhung gegenüber der Grundanspannung offen, welche die Muskulatur in Ruhe aufrechterhält. Sie kann somit in Bezug zum EMG-RMT einen wertvollen Hinweis auf das Entspannungsniveau von Probanden zu Versuchsbeginn geben. Das bisher von zwei Autorengruppen angenommene Grundansteuerungsniveau aktiver FE Modelle [58, 68] sollte in Anbetracht der vorliegenden Daten überdacht werden.

Obgleich die EMG-Aktivität am Übergang zum Versuchsstart in den vorliegenden Experimenten nicht mit dem Countdown assoziiert war und kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der EMG-Aktivität vor  $t_0$  und der Pendelzeit vorlag, ist nicht auszuschließen, dass die EMG-Aktivität vor Versuchsstart als numerisches Ausgangsniveau von Muskelcontrollern relevant für das Steifigkeitsverhalten sein könnte. In Bezug auf die aktuelle Handhabung von Anwendern numerischer Modelle lassen sich die Annahmen für das Grundniveau von Muskelcontrollern von Mukherjee et al. (2007) [69] bzw. Devane et al. (2019) [46] mit 0,5 % MVC relativ gut mit dem vorliegenden EMG-Niveau unmittelbar vor Auslösen eines Versuchs vereinbaren. Der von Putra et al. (2021) [58] referenzierte Wert von 5 % MVC scheint in Bezug auf die Beinmuskulatur zu hoch gegriffen.

Alle Argumente sprechen für die Erfassung der EMG-Aktivität vor Versuchsbeginn in künftigen Experimenten. Sofern sich in einer numerischen Sensitivitätsstudie der Experimente das muskuläre Ausgangsniveau als Stellschraube der Steifigkeitsantwort des FE Modells bewahrheitet, sollte die bis dato etablierte Ansteuerung von Muskelcontrollern bei Zeitpunkt Null überdacht werden.

Die zur Ermittlung wahrlich passiv erfolgter Versuche durchgeführte Einzelfallanalyse aller Datensätze zeigt, dass mittels einer aufwändigen Analyse die nachträgliche Identifikation von geeigneten Validierungsdaten möglich ist. Zugleich stellt das Ergebnis der Auswahl passiver Datensätze gegenüber undifferenzierten Versuchsergebnissen unter Beweis, dass nur wenige Probanden in vereinzelt Versuchen vermochten, ohne Muskelaktivität auf die Knieflexion zu reagieren, d.h. dass nominell entspannte Probanden nicht automatisch gleichzusetzen sind mit passiver Kinematik.

Es ist nicht auszuschließen, dass dies auch in anderen Experimenten zur Gewinnung passiver Validierungsgrundlagen der Fall war. Bisher wurde passives Validierungsmaterial oftmals als Solches deklariert, wenn die Maßgabe an die Freiwilligen lautete, entspannt zu reagieren. Eine Abkehr von der bisherigen Handhabung experimentellen Datenmaterials für die passive Validierung biomechanischer Modelle ist auf Basis

---

der neuen Erkenntnisse dieser Dissertation angezeigt, eine rückwirkende Selektion von gültigen, nachweislich passiven Versuchen wird empfohlen.

Bei Unterlassen einer nachträglichen Aussortierung liefe ein Anwender, welcher sich oftmals im Nachgang kein Bild der experimentellen Datenqualität machen kann, Gefahr, ein FE Modell gegen ein nicht passives kinematisches Ziel zu validieren, welches wiederum die Modellierung der Ansteuerung der kontraktiven Elemente erschwert bzw. verfälscht. Dies könnte letztlich die Belastbarkeit von Simulationsergebnissen unwissenschaftlich derart reduzieren, dass falsche Erkenntnisse auf Basis von Simulationen mit derart validierten FE Modellen zur Ableitung unzureichender bzw. im ungünstigsten Fall kontraproduktiver Schutzmaßnahmen führen könnte.

Die große Bandbreite an muskulären Reaktionen und Bewegungsmuster eines homogenen Kollektivs junger Freiwilliger auf die vermeintlich einfache, gut kontrollierbare Bewegungsabfolge des Pendeltests verdeutlicht die großen Herausforderungen, denen man bei der Gewinnung von Kennwerten passiver Kinematik begegnet. Sie lassen die Komplexität erahnen, mit der sich individuelle Verhaltensstrategien und das Entspannungsvermögen in größeren Setups darstellen, insbesondere wenn eine überbestimmte, mehrgliedrige kinematische Kette bis hin zum ganzen Körper zu einer Bewegung beitragen kann. Die Ausbeute gesichert passiver Ganzkörperversuche lässt sich demnach als äußerst gering erahnen, zumal zeitbedingt oftmals nur wenige Testdurchläufe pro Individuum an der Tagesordnung sind. Eine nachträgliche Selektion wird umso erforderlicher angenommen, je komplexer das Versuchssetup ist.

Mithilfe verschiedener Näherungsansätze wurde zum ersten Mal dargelegt, dass sich gewisse Grenzwerte für künftige, gleichgelagerte Experimente für eine besonders niedrige, entspannte Reaktion ableiten lassen. Hierfür ist die aufwändige Analyse aller Datensätze als Referenz unumgänglich. In anderen Studiensetups, Muskelgruppen bzw. Pendelteststudien mit Freiwilligen anderen Geschlechts [211], Alters [152, 313] oder Anthropometrie [314] können derartige Grenzwerte abweichen, die Übertragbarkeit bleibt zu klären.

Der nächste Schritt im Anschluss an diese Dissertation sollte die Abbildung der Experimente in numerischer Form sein. Das kinematische Ziel der passiven Datensätze, derzeit vorliegend für den Malleolusmarkers in Form von Pendelzeiten und Korridoren, stellt hierfür ein einzigartiges Validierungsziel dar. Die ermittelten Datensätze können sowohl auf ein bereits verfügbares FE Modell 50. Perzentils angewendet werden, als auch die Verfolgung einer personalisierten Validierung ermöglichen. Als erste Näherung können die via EMG-Grenzwerte ermittelten Datensätze dienen, das finale Ziel muss die Nachsimulation der gesichert passiven Datensätze darstellen.

---

Obgleich die Daten die passive, regionale Validierung eines FE Modells ermöglichen sollen, sollte der EMG-Ruhemuskeltonus, welcher während der passiven Kniebewegung vorherrscht, Beachtung in der Simulation finden, da dieser die Gelenksteifigkeit beeinflussen kann [133, 156]. Die Berücksichtigung eines Muskelcontrollers, für den ausschließlich das Niveau des EMG-RMT definiert wird, sollte somit dem kompletten Ausklammern eines Muskelcontrollers vorgezogen werden.

Sobald ein FE Modell das passive Verhalten der Probanden zufriedenstellend widerspiegeln kann, können die reaktiven Versuchsdurchgänge zur Validierung der aktiven Muskelzüge genutzt werden, um letztlich die Kinematik eines aktiv angesteuerten FE Modells realgetreu wiedergeben zu können.

Die Ursachen für das unerwartet auftretende Phänomen, dass einige Probanden die Pendelbewegung unabhängig eines Countdowns vermehrt (un-)bewusst unterstützten, ließen sich auf Basis der verfügbaren Daten nicht vollends erklären. Die EMG-Aktivität des Antagonisten sollte obligatorisch in zukünftigen Validierungsexperimenten berücksichtigt werden.

Angesichts der geringen Ausbeute könnte der auffällige Umstand, dass der Proband, der die Mehrheit der passiven Versuche zustande brachte, sich zugleich regelmäßig in Meditation übt, Anstoß zu einer weiterführenden Ergründung von persönlichen Einflussfaktoren für die Eignung für entspannte Experimente geben. Womöglich ließen sich somit künftig Studienteilnehmer gezielter rekrutieren.

Die Identifikation von Verhaltensmustern ist bereits auf regionalem Niveau mit großem Aufwand verbunden, dem menschlichen Auge sind Grenzen gesetzt; in Bezug auf das Verhalten in Ganzkörperversuchen, z.B. im SENIORS-Projekt, nimmt diese Komplexität ungleich größere Ausmaße an. Die detaillierte Kenntnis des umfangreichen vorliegenden Datensatzes der Pendelversuche wäre prädestiniert für den Einsatz von Big Data mittels einer fachübergreifenden Kooperation mit der Biostatistik. Als Trainingsdatensatz zur Mustererkennung könnte die Versuchsreihe dazu beitragen, künftige Humanexperimente schneller, ressourcenärmer und tiefgründiger aufarbeiten zu können.

Die Dissertation bewertet das Verhalten von gesunden, des Versuchsgeschehens bewussten Probanden. Es finden sich in der Literatur jedoch Anhaltspunkte dafür, dass sich das biomechanische Verhalten wacher, entspannter Probanden nochmals von dem narkotisierter und muskelrelaxierter unterscheidet [120, 128, 242]. Den Beobachtungen rund um McKay et al. bzw. Fee et al. folgend kann nicht außer Acht gelassen werden,

dass sich passives kinematisches Verhalten nur annähernd im Wachzustand ermitteln lässt und sich narkotisierte Patienten nochmals in Form einer kürzeren Pendelzeit bzw. eines abweichenden kinematischen Korridors abheben.

Diesem neuen Ansatz müsste man im Anschluss an diese Dissertation nachgehen, in dem die Pendeltestreihe mit wachen und anschließend anästhesierten und relaxierten Patienten erweitert wird, um neurologisch verifiziert passives Verhalten experimentell abzubilden. Derartig einzigartige Versuche könnten immens dazu beitragen, die vorliegenden Studienergebnisse hinsichtlich des globalen Entspannungsniveaus der Probanden noch tiefgreifender einordnen zu können.

Auch hinsichtlich des EMG-Ruhemuskeltonus könnte eine Erweiterung der Studie unter anästhesierten und muskelrelaxierten Bedingungen aufschlussreich für die Validierung sein. Während der EMG-Muskeltonus eines nachweislich passiven Pendeltests eines wachen Probanden als Eingangsgröße für die Grundansteuerung eines Muskelcontrollers unter passiven Bedienungen dienen kann, müsste bei einem womöglich niedrigeren EMG-RMT unter Muskelrelaxans [120] ggf. eine von der vorliegenden Dissertation nochmals abweichende kinematische Validierungsgrundlage für ausschließlich passive FE Modelle (d.h. ohne jegliche Implementierung eines Muskelcontrollers) zum Tragen kommen.

Aufgrund der hohen Komplexität, welche bereits bei der vermeintlich einfachen Bewegungsabfolge bei Kniependeltests zutage trat, konnten einige Phänomene nicht oder nur untergeordnet adressiert werden. Die Pendeltestreihe dieser Dissertation berücksichtigt zudem mit jungen, sportlichen und männlichen Teilnehmern ähnlicher Anthropometrie lediglich einen kleinen Ausschnitt der Bevölkerung. Weitere Versuche mit weiblichen Probanden bzw. Teilnehmern unterschiedlichen Alters und BMIs sind nötig, um die gesamte Bevölkerung bei der Auslegung von Schutzmaßnahmen mithilfe von FE Modellen zu berücksichtigen. Eine Verlinkung zu Alterseinflüssen könnte insbesondere im Hinblick auf die numerische Abbildung der SENIORS-Datensätze von großer Hilfe sein. Im Zuge fortführender Analysen vorliegender Daten bzw. neuer Sensitivitätsstudien experimenteller oder numerischer Natur wäre die Betrachtung folgender Aspekte von Interesse:

- Einfluss zweidimensionaler gegenüber dreidimensionaler Betrachtung des Pendeltests hinsichtlich der numerischen Abbildung
- Analyse anderer kinematischer Indikatoren, z.B. der Gelenkwinkelverlauf des Sprunggelenks und weiterer Hautmarker sowie Quantifizierung des Einflusses der

---

lokalen Relativverschiebung des Hautgewebes in Bezug auf die kinematischen Marker

- Einfluss der initialen Oberkörper- und Fußposition in Bezug auf die initiale Muskelänge und Vorlast des Oberschenkels
- Einfluss der muskulären Vorgeschichte auf die Kinematik
- Einfluss der natürlichen Beinachsenstellung auf Muskelaktivität und Kinematik
- Geschlechts- und Alterseinflüsse
- geeignete Vorselektion von besonders entspannten Probanden (ggf. aufgrund der regelmäßigen Praxis von Entspannungstechniken)
- Evaluation der Hintergründe des Anspannens des Antagonisten (M. biceps femoris)-Ableitung von Gegenmaßnahmen

Die Beleuchtung dieser Punkte ist nicht nur im Sinne der Vorhersagegenauigkeit numerischer Menschmodelle relevant, einige dieser Aspekte könnten zugleich aufschlussreich für die Interpretation klinisch-diagnostischer Pendeltests sein.

Die vorliegende Dissertation soll künftig dazu beitragen, passive Strukturen eines FE Menschmodells mit geringen experimentellen Unsicherheiten validieren zu können, so dass sich numerische Analysten auf die Weiterentwicklung modellseitiger Aspekte konzentrieren können. Letztlich soll die regionale Validierung jedoch nur als Mittel zum Zweck verstanden werden, ein biofideles Ganzkörpermodell des Menschen weiterzuentwickeln, um den Erkenntnisgewinn im Bereich der biomechanischen Verletzungsforschung voranzutreiben. Insbesondere im Hinblick auf die Auslegung und Absicherung neuer Sitzpositionen, die im Zuge des autonomen Fahrens Realität werden könnten [20], werden neue Validierungsexperimente vonnöten sein [108], um die Verletzungsprädiktion mithilfe des wirkmächtigen Werkzeugs FE Modell in Zukunft bestmöglich einsetzen zu können.



---

## Zusammenfassung

In der Traumabiomechanik kommen Computersimulationen mit Finite-Elemente (FE) Modellen als Surrogate für den menschlichen Körper zum Einsatz, um Kinematik und mechanisches Versagen menschlichen Gewebes bei Verkehrsunfallgeschehen abbilden und Verletzungsvorhersagen treffen zu können [5]. Zur Verbesserung der Fahrzeugsicherheit finden zunehmend aktive Menschmodelle, bei denen der Muskelzug mithilfe von Controllern abgebildet wird, in Szenarien Anwendung, in denen die Muskelaktivität eine Rolle für das Verletzungsgeschehen spielt, d.h. unmittelbar vor einem Unfall (pre-Crash) [315] und bei Kollisiongeschehen mit geringem Schweregrad [58]. Die Bewertung der Vorhersagegenauigkeit eines Modells anhand eines experimentell ermittelten Verhaltens im Realgeschehen (Validierung) ist unverzichtbar, um Vertrauen in Simulationsergebnisse zu gewinnen [8].

Im Zuge der Aufbereitung von Schlittenversuchen im EU-Projekt SENIORS, bei denen Freiwillige kontrolliert beschleunigt und verzögert wurden, wurden konkrete Probleme identifiziert, die die Nutzung der Daten als Validierungsgrundlage einschränken. Zum einen waren die für die Normalisierung von elektromyographischen (EMG) Daten erhobenen Maximalkraftwerte nicht verlässlich, zum anderen liefen die Versuche nicht passiv, d.h. ohne Beeinflussung der Muskelmechanik, sondern mit einer relativ hohen intra- bzw. interindividuellen Variabilität der Muskelaktivierung ab [109].

Basierend auf der Entwicklung eines geeigneten experimentellen Studiendesigns, das die Erfassung von Validierungsdaten für FE Modelle und rückwirkende Anwendbarkeit der SENIORS Daten zum Ziel hatte, wurden im Rahmen dieser Dissertation reaktive [149] und passive [121], d.h. möglichst entspannte, Pendeltestversuche des Kniegelenks nach Wartenberg mit neun männlichen Probanden durchgeführt [119]. Der Versuchsbeginn wurde teilweise mittels eines Countdowns angekündigt. Neben der detaillierten Analyse der Muskelaktivität ausgesuchter Muskeln der unteren Extremität in Ruhe, vor und während des Pendeltests sowie der zweidimensionalen Kinematik des Unterschenkels jedes einzelnen Versuchsdurchgangs wurde ein mehrfaktorieller Ansatz zur nachträglichen Identifikation von annähernd passiven Versuchsdurchgängen auf Basis elektromyographischer Grenzwerte verfolgt.

Im Rahmen der umfassenden Einzelfallanalyse konnten erstmals nachweislich passive Versuchsdurchgänge mit Freiwilligen identifiziert werden, deren Kinematik sich von der nicht passiver Versuche abhebt. Innerhalb der insgesamt 135 erfolgten Versuchsdurchgänge wurden hierbei neun Versuche (6,7 %) von drei Probanden detektiert, in denen weder im EMG-Signal des Beinbeuger-, noch in dem des Beinstreckermuskels ein Onset, ein globales Maximum oder ein Offset auftraten. Sowohl Mittelwert als auch Standard-

abweichung der Unterschenkelpendeldauer bis  $65^\circ$  Kniewinkel der neun identifizierten Versuche wichen mit  $382 \pm 6$  ms deutlich von der der 135 Versuche mit  $432 \pm 126$  ms ab.

Die Arbeit liefert somit Entwicklern von FE Menschmodellen einzigartige neue experimentelle Validierungsgrundlagen auf regionaler Ebene. Mit einem FE Modell, welches zuvor in seinen passiven Steifigkeitsparametern des Weichgewebes gegen die passiven Freiwilligenversuche validiert wurde, könnten mithilfe der Muskelaktivierungsschemata, des Grundansteuerungsniveaus und der Höhe der Muskelaktivität der Versuche mit reaktiver Testkondition Muskelcontroller isoliert verbessert und gegen die resultierende Unterschenkelkinematik validiert werden. Die klare Separation des muskulären Beitrags von dem der numerischen Gelenks- und Weichgewebssteifigkeit könnte somit erstmals simulativ nachvollzogen werden.

Neben der Bereitstellung von Validierungsdaten konnten Vorgehensempfehlungen für künftige, gleichgelagerte Experimente auf Basis der Ergebnisse dieser Dissertation formuliert werden. Im Vordergrund stehen hierbei eine effizientere Versuchsgestaltung und -auswertung sowie ein alternativer Normalisierungsparameter für EMG-Daten.

Die Gegenüberstellung von Versuchsergebnissen mit und ohne Countdown legt nahe, dass sich die Muskelentspannung in regionalen Experimenten punktuell mittels zeitlicher Ankündigung des Versuchsstarts steigern lässt. Das Vorhandensein eines Countdowns verzögerte den Onsetzeitpunkt des Beinstreckermuskels im Median um 26 ms (M. rectus femoris) bzw. 24 ms (M. vastus lateralis). Die EMG-Maxima der Versuche mit Ansage eines Countdowns waren im Median 6,4 % (M. rectus femoris) bzw. 3,4 % (M. vastus lateralis) Maximalkraft niedriger als die ohne Ankündigung des Versuchsbeginns. Die Pendelzeit des Unterschenkels bei  $65^\circ$  Kniewinkel verkürzte sich mit 384 ms bei vorangegangenem Countdown im Median gegenüber den Versuchen ohne Countdown mit 437 ms. Die Unterstützung des zeitlichen Bewusstseins über den Versuchsbeginn durch die Versuchsleitung kann somit a priori für die Reduktion der Variabilität von Freiwilligenversuchen eingesetzt werden und sollte demzufolge in künftigen, ähnlich gestalteten Experimenten Anwendung finden.

Bei der Analyse des EMG-Ruhemuskeltonus vor und nach der Pendeltestreihe erwies sich dieser als ein reproduzierbares Maß der Untergrenze der EMG-Aktivität. Im Median lag diese vor Beginn der Versuchsreihe bei 0,44 % bzw. 0,43 % bzw. 0,36 % des EMG-Signals bei maximaler Muskelanspannung des M. rectus femoris bzw. M. vastus lateralis bzw. M. biceps femoris. Die zur Maximalkraft ergänzende Normalisierung der EMG-Daten zum EMG-Ruhemuskeltonus lieferte nicht nur einen wertvollen Erkenntnisgewinn bei der Interpretation vorliegender, niedriger Muskelaktivität; der EMG-

---

Ruhemuskeltonus könnte auch rückwirkend die im Rahmen des EU-Projekts SENIORS ermittelten Validierungsdaten der numerischen Verwendbarkeit zuführen.

Auf Basis der umfangreichen Kenntnis des experimentellen Datenmaterials konnten erstmals elektromyographische Grenzwerte abgeleitet werden, die in künftigen vergleichbaren Studien als erste zeitsparende Annäherung für die nachträgliche Identifikation nahezu passiver Versuchsdurchgänge verstanden werden können. Im Fall der Höhe der EMG-Reaktion lagen die Grenzwerte bei maximal 3 % der isometrischen Maximalkraft bzw. 800 % des EMG-Ruhemuskeltonus. Die Grenzwertmethodik konnte jedoch nicht als gleichwertiger Ersatz für eine aufwändige Einzelfallanalyse der EMG-Signale standhalten.

Lediglich eine Erweiterung der Validierungsexperimente mit narkotisierten und muskelrelaxierten Patienten könnte abschließend klären, ob absolut passives Verhalten im Wachzustand messbar ist. Die regionale Validierung von FE Modellen ist letztlich als Baustein zu verstehen, der dazu beitragen soll, den gesamten Körper biofidel abzubilden. Nur so kann das volle Potenzial von FE Menschmodellen im Sinne der Verletzungsprävention ausgeschöpft werden.

## Abstract

In trauma biomechanics research, computational simulations with Finite-Element (FE) models representing the human body are carried out to represent kinematics and predict mechanical failure of human tissue in traffic accidents [5]. To improve vehicle safety, active human body models, where muscle tension is represented by controllers, are being applied in scenarios where muscle activity plays a role in injury mechanisms, i.e. before entering an accident (pre-crash) [315] and in low-severity collisions [58]. The evaluation of a model's prediction accuracy by comparison with experimentally determined behaviour in reality (validation) is essential in gaining trust in simulation results [8].

In the course of data analysis of experimental sled tests run within the European Union financed project SENIORS, where volunteers were exposed to controlled deceleration, certain issues limiting the applicability of the data for validation purposes were identified. First, measured maximum values needed for normalization of electromyography (EMG) data were not reliable. Second, the deceleration tests had not been performed passively, i.e. without muscle contribution; EMG data showed relatively high within- and between-subject variability in terms of muscle activity [109].

Based on the development of a suitable experimental study design allowing for both the acquisition of validation data for FE models and the retrospective applicability of SENIORS data, in the present thesis reactive [149] and passive [121], i.e. relaxed, Wartenberg leg drop pendulum tests were conducted with nine volunteers [119]. The initiation of a test run was announced partially with a verbal countdown. In addition to the detailed analysis of lower extremity muscle activity at rest, before and during leg drop and two-dimensional kinematics of the lower leg, a multifactorial approach for ex post identification of passive trials based on EMG threshold values was taken.

Based on comprehensive individual case analyses, verifiably passive trials with volunteers whose kinematics stand out from non-passive trials were identified for the first time. In the present study, nine out of 135 leg drop trials (6.7 %) from three volunteers were carried out without an onset, global maximum and offset in the EMG-signal of leg extension and flexion muscles. With  $382 \pm 6$  ms, both mean and standard deviation of lower leg pendulum time at  $65^\circ$  knee angle of the nine identified test runs diverged considerably from all 135 trials with  $432 \pm 126$  ms.

Thus, the present doctoral thesis offers FE human body model developers unique new experimental validation data basis on a regional body level. After validation of FE model soft tissue's passive stiffness parameters against the passive volunteer data, using

---

muscle activation schemes, basic muscle activation level and level of muscle activity during the reactive leg drop tests current FE controllers could be improved separately, with subsequent validation against reactive lower leg kinematics. Hence, the distinct separation of muscle mechanics' contribution to kinematics from the numerical joint and soft tissue stiffness' could be retraced virtually for the first time.

In addition to the allocation of validation data, recommendations for the conduct of similar future experiments were derived from the results of the present study, with an emphasis on a more efficient experimental design and data evaluation as well as an alternative way to normalize EMG data.

The comparison of results with and without a verbal countdown suggests muscle relaxation can be enhanced in regional experiments by providing volunteers with a temporal cue. The presence of a countdown delayed the leg extensor muscles' EMG median onset time by 26 ms (M. rectus femoris) and 24 ms (M. vastus lateralis), respectively. Median EMG maximum reactions of trials with countdown were lower by 6.4 % maximum voluntary contraction (MVC) (M. rectus femoris) and 3.4 % MVC (M. vastus lateralis), respectively, than trials without countdown prior to test start. Median pendulum time at 65° knee angle with 384 ms with countdown were shorter compared to trials without temporal cue with 437 ms. In summary, by supporting volunteers' temporal awareness of the test start investigators proactively may be able to reduce response magnitude and variability. Therefore, this intervention should be applied in future similar experiments.

Analysing EMG muscle tone at rest before and after the test series the measure proved a reproducible dimension to serve as lower threshold of EMG activity. Before testing, the median EMG muscle tone values amounted to 0.44 % MVC for the M. rectus femoris, 0.43 % MVC for the M. vastus lateralis, and 0.36 % MVC in case of the M. biceps femoris. Complementing EMG resting tone normalization to MVC normalization not only provided a valuable gain of insights while interpreting EMG data at a low activity level. Moreover, the EMG resting muscle tone could serve as an alternative measure to make SENIORS validation data retrospectively suitable for numerical use.

Based on the thorough examination of the experimental data, several EMG threshold values have been identified that may serve as a first rapid approach to narrowing down future data sets to nearly passive trials. For instance, in the case of muscle reaction magnitude, thresholds of almost passive behaviour were at a maximum EMG activity of 3 % MVC or 800 % of EMG resting muscle tone. However, the threshold approach could not stand up to the results extracted from an elaborate individual case analysis.

Merely by extending the present validation study with patients who are clinically induced anaesthetized and muscle relaxed, can it be terminally clarified whether truly passive behaviour is measurable in the awake state. Ultimately, the validation of an FE model at a regional level needs to be seen as a fundamental contribution to the bigger picture of creating a biofidelic model of the human body as a whole, and thus, being able to take full advantage of an FE human body model's potential to prevent injuries.

---

## Literaturverzeichnis

- [1] World Health Organization, „Global status report on road safety 2018”, Geneva, Switzerland, 2018. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.worldcat.org/oclc/1123195009> [Zugegriffen: 08.06.2021]
- [2] Statistisches Bundesamt, „Verkehrsunfallstatistik”. [Online]. Verfügbar unter: [https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Verkehrsunfaelle/\\_inhalt.html](https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Verkehrsunfaelle/_inhalt.html) [Zugegriffen: 14.08.2021]
- [3] Statistisches Bundesamt, „Verkehrsunfälle und Verunglückte im Zeitvergleich (ab 1950)”. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Verkehrsunfaelle/Tabellen/liste-strassenverkehrsunfaelle.html> [Zugegriffen: 14.08.2021]
- [4] L. Evans, „Safety-belt effectiveness: the influence of crash severity and selective recruitment”, *Accident Analysis and Prevention*, Bd. 28, Nr. 4, S. 423–433, 1996.
- [5] K.-U. Schmitt, „Methoden der Trauma-Biomechanik”, In *Trauma-Biomechanik*, K.-U. Schmitt, P. F. Niederer, D. S. Cronin, B. Morrison III, M. H. Muser und F. Walz, Hrsg. Springer, 2020, S. 17–71.
- [6] A. I. King, „Impact biomechanics”, 2004. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.nae.edu/File.aspx?id=7291> [Zugegriffen: 27.09.2021]
- [7] D. S. Cronin, „Explicit finite element method applied to impact biomechanics problems”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-11-53, 2011, S. 240–254.
- [8] Verein Deutscher Ingenieure, „Simulation von Logistik-, Materialfluss- und Produktionssystemen - Begriffe”, 2018. [Online]. Verfügbar unter: [//link.springer.com/content/pdf/10.1007%2F978-3-540-35282-2\\_2.pdf](https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2F978-3-540-35282-2_2.pdf) [Zugegriffen: 07.06.2021]
- [9] K. H. Yang, „Review of mathematical human models for incorporation into vehicle safety design”, *International Journal of Vehicle Design (IJVD)*, Bd. 26, Nr. 4, S. 430, 2001.
- [10] A. M. Nahum und J. W. Melvin, *Accidental injury: Biomechanics and prevention*. Berlin: Springer Science & Business Media, 2012.
- [11] R. Christensen, *Theory of Viscoelasticity: An Introduction*, 2. Aufl. Oxford: Elsevier Science, 1982.
- [12] Y. C. Fung, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2. Aufl. New York, NY: Springer Science & Business Media, 1993.
- [13] F. Lanzl, S. Peldschus und F. Duddeck, „Isotropic material modeling of skin under blunt impact”, In *International Conference on Impact Loading of Structures and Materials*, 2018.

- [14] N. Yoganandan, A. M. Nahum und J. W. Melvin, *Accidental Injury: Biomechanics and prevention*. Springer, 2014.
- [15] J. R. Crandall, D. Bose, J. Forman, C. D. Untaroiu, C. Arregui-Dalmases, C. G. Shaw und J. R. Kerrigan, „Human surrogates for injury biomechanics research”, *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, Bd. 24, Nr. 3, S. 362–371, 2011.
- [16] D. Kato, Y. Nakahira und M. Iwamoto, „Development of THUMS including muscle controllers for prediction of relaxed and tensed occupant kinematics in precrash and during crash”, In *International VDI Conference, Human Body Modelling in Automotive Safety*, 2017.
- [17] D. Kato, Y. Nakahira, N. Atsumi und M. Iwamoto, „Development of human-body model THUMS Version 6 containing muscle controllers and application to injury analysis in frontal collision after brake deceleration”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-18-32, 2018.
- [18] M. Iwamoto, Y. Nakahira und H. Kimpara, „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*, Bd. 16, Nr. sup1, S. 36–48, 2015.
- [19] L. Feller, C. Kleinbach, J. Fehr und S. Schmitt, „Incorporating muscle activation dynamics into the Global Human Body Model”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-16-71, 2016.
- [20] M. Östling, „Will New Seating Positions Require New Occupant Restraints?”. [Online]. Verfügbar unter: <https://trcpg.com/rccads/> [Zugegriffen: 06.07.2021]
- [21] D. Draper, A. Huf, P. Wernicke und S. Peldschus, „The Influence of Reclined Seating Positions on Lumbar Spine Kinematics and Loading in Frontal Impact Scenarios”, In *The 26th ESV Conference Proceedings*, Bd. 19-0062, 2019.
- [22] T. Fuchs, „Objektivierung der Modellbildung von verletzungsmechanischen Experimenten für die Validierung von Finite-Elemente Menschmodellen”, Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, 2018.
- [23] W. L. Oberkampf und T. G. Trucano, „Verification and validation in computational fluid dynamics”, *Progress in aerospace sciences*, Bd. 38, Nr. 3, S. 209–272, 2002.
- [24] H. Stachowiak, Hrsg., *Allgemeine Modelltheorie*. Wien: Springer-Verlag, 1973.
- [25] F. S. Gayzik, D. P. Moreno, C. P. Geer, S. D. Wuertzer, R. S. Martin und J. D. Stitzel, „Development of a full body CAD dataset for computational modeling: a multi-modality approach”, *Annals of biomedical engineering*, Bd. 39, Nr. 10, S. 2568–2583, 2011.
- [26] T. M. Buzug, *Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. Berlin: Springer, 2011.



- 
- [27] Global Human Body Models Consortium, „GHBMC M50-O: Version 5.1.1 Users' Manual”, 2020.
- [28] J. Betten, *Finite Elemente für Ingenieure 1: Grundlagen, Matrixmethoden, Elastisches Kontinuum*. Berlin: Springer, 2003.
- [29] K. H. Yang, J. Hu, N. A. White, A. I. King, C. C. Chou und P. Prasad, „Development of numerical models for injury biomechanics research: a review of 50 years of publications in the Stapp Car Crash Conference”, *Stapp car crash journal*, Bd. 50, S. 429–490, 2006.
- [30] S. L. Schoell, A. A. Weaver, J. E. Urban, D. A. Jones, J. D. Stitzel, E. Hwang, M. P. Reed, J. D. Rupp und J. Hu, „Development and Validation of an Older Occupant Finite Element Model of a Mid-Sized Male for Investigation of Age-related Injury Risk”, *Stapp car crash journal*, Bd. 59, S. 359–383, 2015.
- [31] X. Shi, L. Cao, M. P. Reed, J. D. Rupp und J. Hu, „Effects of obesity on occupant responses in frontal crashes: a simulation analysis using human body models”, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Bd. 18, Nr. 12, S. 1280–1292, 2015.
- [32] Toyota Motor Corporation, „Total HUMAN Model for Safety (THUMS)”. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.toyota.co.jp/thums/about/> [Zugegriffen: 08.06.2021]
- [33] Global Human Body Models Consortium, „GHBMC”. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.ghbmc.com/> [Zugegriffen: 08.06.2021]
- [34] C. Pal, O. Tomosaburo, M. Muthukumar und S. Narayanan, „Human FE model to estimate head contact time for pedestrian Protection”, In *The 23rd ESV Conference Proceedings*, Nr. 13-0376, 2013.
- [35] M. Östling, H. Saito, A. Vishwanatha, C. Ding, B. Pipkorn und C. Sunneväng, „Potential benefit of a 3+ 2 criss cross seat belt system in frontal and oblique crashes”, In *Proceedings of the International Research 2017c*, Nr. IRC-17-57.
- [36] K.-J. Larsson, A. Blennow, J. Iraeus, B. Pipkorn und N. Lubbe, „Rib Cortical Bone Fracture Risk as a Function of Age and Rib Strain: Updated Injury Prediction Using Finite Element Human Body Models”, *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, Bd. 9, S. 677768, 2021.
- [37] P. Dixit und G. R. Liu, „A Review on Recent Development of Finite Element Models for Head Injury Simulations”, *Archives of Computational Methods in Engineering*, Bd. 24, Nr. 4, S. 979–1031, 2017.
- [38] N. Yoganandan, A. Banerjee, F.-C. Hsu, C. R. Bass, L. Voo, F. A. Pintar und F. S. Gayzik, „Deriving injury risk curves using survival analysis from biomechanical experiments”, *Journal of biomechanics*, Bd. 49, Nr. 14, S. 3260–3267, 2016.
- [39] R. W. Armstrong, H. P. Waters und J. P. Stapp, „Human Muscular Restraint During Sled Deceleration”, *SAE Transactions*, S. 3163–3174, 1968.

- [40] R. Morris und G. Cross, „Improved understanding of passenger behaviour during pre-impact events to aid smart restraint development”, In *The 19th ESV Conference Proceedings*, Nr. 05-0320, 2005.
- [41] A. Hault-Dubrulle, F. Robache, M.-P. Pacaux und H. Morvan, „Determination of pre-impact occupant postures and analysis of consequences on injury outcome. Part I: a driving simulator study”, *Accident; analysis and prevention*, Bd. 43, Nr. 1, S. 66–74, 2011.
- [42] J. Östh, J. M. Olafsdóttir, J. Davidsson und K. Brodin, „Driver kinematic and muscle responses in braking events with standard and reversible pre-tensioned restraints: validation data for human models”, *Stapp car crash journal*, Bd. 57, S. 1–41, 2013.
- [43] W. Mu, „Driver out-of-position injuries mitigation and advanced restraint features development”, In *The 15th ESV Conference Proceedings*, 2001.
- [44] M. González-García, J. Weber, H. P. Bensler und S. Peldschus, „Numerical Study to quantify the Potential Influence of Pre-Activated Muscles during the In-crash Phase”, In *Proceedings of the 8th International Symposium: Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering Symposium*, 2020.
- [45] M. Östling, N. Lubbe, H. Jeppsson und P. Puthan, „Passenger car safety beyond ADAS: Defining remaining accident configurations as future priorities”, In *The 26th ESV Conference Proceedings*, 2019.
- [46] K. Devane, D. Johnson und F. S. Gayzik, „Validation of a simplified human body model in relaxed and braced conditions in low-speed frontal sled tests”, *Traffic injury prevention*, Bd. 20, Nr. 8, S. 832–837, 2019.
- [47] D. Kato, Y. Nakahira und M. Iwamoto, „A study of muscle control with two feedback controls for posture and reaction force for more accurate prediction of occupant kinematics in low-speed frontal impacts”, In *The 25th ESV Conference Proceedings*, 2017.
- [48] E. Larsson, J. Iraeus, J. Fice, B. Pipkorn, L. Jakobsson, E. Brynskog, K. Brodin und J. Davidsson, „Active Human Body Model Predictions Compared to Volunteer Response in Experiments with Braking, Lane change, and Combined Manoeuvres”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-19-50, 2019.
- [49] E. Yigit, „Reaktives Menschmodell zur Simulation der Insassenkinematik in der Pre-Crash-Phase”, Dissertation, Technische Universität Bergakademie, Freiberg, 2017.
- [50] Sugiyama, T., Weber, J., Sandoz, B., Bensler, H.P., „Validation of a reactive finite element human body model under moderate lateral loading”, In *Proceedings of the 7th International Symposium: Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering*, 2018.

- 
- [51] A. Öztürk, C. Mayer, H. Kumar, P. Ghosh, A. Mishra, R. K. Chitteti und D. Fressmann, „A Step Towards Integrated Safety Simulation Through Pre-Crash to In-Crash Data Transfer”, In *The 26th ESV Conference Proceedings*, 2019.
- [52] O. V. Martynenko, F. T. Neiningen und S. Schmitt, „Development of a Hybrid Muscle Controller for an Active Finite Element Human Body Model in LS-DYNA Capable of Occupant Kinematics Prediction in Frontal and Lateral Maneuvers”, In *The 26th ESV Conference Proceedings*, Nr. 19-000215, 2019.
- [53] S. Ejima, Y. Zama, F. Satou, S. Holcombe, K. Ono, K. Kaneoka und I. Shiina, „Prediction of the physical motion of the human body based on muscle activity during pre-impact braking”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, 2008.
- [54] D. Bose, J. R. Crandall, C. D. Untaroiu und E. H. Maslen, „Influence of pre-collision occupant parameters on injury outcome in a frontal collision”, *Accident; analysis and prevention*, Bd. 42, Nr. 4, S. 1398–1407, 2010.
- [55] S. M. Beeman, A. R. Kemper, M. L. Madigan und S. M. Duma, „Effects of bracing on human kinematics in low-speed frontal sled tests”, *Annals of biomedical engineering*, Bd. 39, Nr. 12, S. 2998–3010, 2011.
- [56] K. Nakayama, M. Sakane, S. Ejima, D. Ito, T. Nishino, S. Kitajima und M. Yamazaki, „Simultaneous Three-Dimensional Analysis of Cervical Spine Kinematics in the Axial and Sagittal Views during a Simulated Frontal Impact: Differences between Tensed and Relaxed States”, *Asian spine journal*, Bd. 9, Nr. 6, S. 876–883, 2015.
- [57] B. Nie, D. Sathyanarayan, X. Ye, J. R. Crandall und M. B. Panzer, „Active muscle response contributes to increased injury risk of lower extremity in occupant-knee airbag interaction”, *Traffic injury prevention*, Bd. 19, Nr. sup1, S. S76–S82, 2018.
- [58] I. P. A. Putra, J. Iraeus, F. Sato, M. Y. Svensson, A. Linder und R. Thomson, „Optimization of Female Head-Neck Model with Active Reflexive Cervical Muscles in Low Severity Rear Impact Collisions”, *Annals of biomedical engineering*, Bd. 49, Nr. 1, S. 115–128, 2021.
- [59] E. Mishra, A. Ranmal und N. Lubbe, „The Effect of Pre-Crash Braking on Thoracic Injuries in Frontal Impacts”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-21-26, 2021.
- [60] M. Günther, S. Schmitt und V. Wank, „High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models”, *Biological cybernetics*, Bd. 97, Nr. 1, S. 63–79, 2007.
- [61] D. F. B. Haeufle, M. Günther, A. Bayer und S. Schmitt, „Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation”, *Journal of biomechanics*, Bd. 47, Nr. 6, S. 1531–1536, 2014.

- [62] J. M. Winters, „Hill-based muscle models: a systems engineering perspective”, In *Multiple Muscle Systems*, J. M. Winters und S. L.-Y. Woo, Hrsg. New York: Springer, 1990, S. 69–93.
- [63] J. Östh, K. Brolin und D. Bråse, „A human body model with active muscles for simulation of pretensioned restraints in autonomous braking interventions”, *Traffic injury prevention*, Bd. 16, Nr. 3, S. 304–313, 2015.
- [64] M. Meijer, J. Broos, H. Elrofai, E. de Bruijn, P. Forbes und R. Happee, „Modelling of bracing in a multi-body active human model”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-13-67, 2013.
- [65] M. Iwamoto, Y. Nakahira, H. Kimpara, T. Sugiyama und K. Min, „Development of a human body finite element model with multiple muscles and their controller for estimating occupant motions and impact responses in frontal crash situations”, *Stapp car crash journal*, Bd. 56, S. 231–268, 2012.
- [66] J. Östh, K. Brolin, S. Carlsson, J. Wismans und J. Davidsson, „The occupant response to autonomous braking: a modeling approach that accounts for active musculature”, *Traffic injury prevention*, Bd. 13, Nr. 3, S. 265–277, 2012.
- [67] J. Östh, K. Brolin und D. Bråse, „A Human Body Model With Active Muscles for Simulation of Pretensioned Restraints in Autonomous Braking Interventions”, *Traffic injury prevention*, Bd. 16, Nr. 3, S. 304–313, 2015.
- [68] J. M. Ólafsdóttir, J. Östh und K. Brolin, „Modelling reflex recruitment of neck muscles in a finite element human body model for simulating omnidirectional head kinematics”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-19-45, 2019, S. 308–323.
- [69] S. Mukherjee, A. Chawla, B. Karthikeyan und A. Soni, „Finite element crash simulations of the human body: Passive and active muscle modelling”, *Sadhana*, Bd. 32, Nr. 4, S. 409–426, 2007.
- [70] C. Shelat, P. Ghosh, R. Chitteti und C. Mayer, „Relaxed HBM—an Enabler to Pre-Crash Safety System. Evaluation”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-16-34, 2016.
- [71] S. Doerfel, K. Zhou, G. Sharma, C. Mayer und S. Peldschus, „Development of FE models of clavicular ligaments: quasi-static tensile test and FE simulation”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-12-71, 2012.
- [72] C. D. Untaroiu, K. Darvish, J. Crandall, B. Deng und J. T. Wang, „Characterization of the lower limb soft tissues in pedestrian finite element models”, In *The 19th ESV Conference Proceedings*, Nr. 05-0250, 2005.
- [73] A. Chawla, S. Mukherjee, D. Sahoo, S. Borouah, M. W. J. Arun, G. Sharma, P. Shah und C. Ageorges, „Dynamic properties of the shoulder complex bones”, In *The 22nd ESV Conference Proceedings*, 2011.

- 
- [74] E. de Dios del Pozo, M. Kindig, C. Arregui-Dalmases, J. Crandall, S. Takayama, S. Ejima, K. Kamiji und T. Yasuki, „Structural response and strain patterns of isolated ribs under lateral loading”, *International journal of crashworthiness*, Bd. 16, Nr. 2, S. 169–180, 2011.
- [75] R. S. Salzar, S. H. Lau, D. J. Lessley, M. R. Sochor, C. G. Shaw, R. W. Kent und J. R. Crandall, „Thoracic response to shoulder belt loading: comparison of tabletop and frontal sled tests with PMHS”, *Traffic injury prevention*, Bd. 14, Nr. 2, S. 159–167, 2013.
- [76] American Society of Mechanical Engineers, *Standard for verification and validation in computational solid mechanics: An international standard*. New York, NY: American Society of Mechanical Engineers, 2020.
- [77] A. E. Anderson, B. J. Ellis und J. A. Weiss, „Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics”, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Bd. 10, Nr. 3, S. 171–184, 2007.
- [78] C. Jacob, F. Charras, X. Trosseille, J. Hamon, M. Pajon und J. Y. Lecoz, „Mathematical models integral rating”, *International journal of crashworthiness*, Bd. 5, Nr. 4, S. 417–432, 2000.
- [79] D. Lessley, J. Crandall, G. Shaw, R. Kent und J. Funk, „A Normalization Technique for Developing Corridors from Individual Subject Responses”, *SAE Technical Paper*, Nr. 2004-01-0288, 2004.
- [80] N. A. Vavalle, B. C. Jelen, D. P. Moreno, J. D. Stitzel und F. S. Gayzik, „An evaluation of objective rating methods for full-body finite element model comparison to PMHS tests”, *Traffic injury prevention*, Bd. 14 Suppl, Nr. sup1, S. S87–94, 2013.
- [81] J. P. Stapp, „Human tolerance to deceleration”, *The American Journal of Surgery*, Bd. 93, Nr. 4, S. 734–740, 1957.
- [82] F. J. López Valdés, „Mechanics of the Pediatric Thoracic Spine and its Role in the Kinematics of the Head in Automotive Frontal Impacts”, Dissertation, University of Virginia, Charlottesville, VA, U.S.A, 28.04.2013. [Online]. Verfügbar unter: [https://libraetd.lib.virginia.edu/public\\_view/bz60cw46s](https://libraetd.lib.virginia.edu/public_view/bz60cw46s) [Zugegriffen: 29.09.2021]
- [83] G. Ghaffari, K. Brolin, D. Bråse, B. Pipkorn, B. Svanberg, L. Jakobsson und J. Davidsson, „Passenger kinematics in Lane change and Lane change with Braking Manoeuvres using two belt configurations: standard and reversible pre-pretensioner”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-18-80, 2018, S. 12–14.
- [84] G. Ghaffari, K. Brolin, B. Pipkorn, L. Jakobsson und J. Davidsson, „Passenger muscle responses in lane change and lane change with braking maneuvers using two belt configurations: Standard and reversible pre-pretensioner”, *Traffic injury prevention*, Bd. 20, Nr. sup1, S. S43–S51, 2019.

- [85] J. M. Ólafsdóttir, „Passenger Kinematics and Muscle Responses in Autonomous Braking Events with Standard and Reversible Pre-tensioned Restraints”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-13-70, 2013.
- [86] H. Y. Choi, S. J. Sah, B. Lee, H. S. Cho, S. J. Kang, M. S. Mun, I. Lee und J. Lee, „Experimental and numerical studies of muscular activations of bracing occupant”, In *The 19th ESV Conference Proceedings*, 2005.
- [87] S. Ejima, K. Ono, S. Holcombe, K. Kaneoka und M. Fukushima, „A study on occupant kinematics behaviour and muscle activities during pre-impact braking based on volunteer tests”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, 2007.
- [88] S. Ejima, Y. Zama, K. Ono, K. Kaneoka, I. Shiina und H. Asada, „Prediction of pre-impact occupant kinematic behavior based on the muscle activity during frontal collision”, In *The 21st ESV Conference Proceedings 2009*, 2009, Nr. 09-0913.
- [89] A. R. Kemper, S. M. Beeman und S. M. Duma, „Effects of Pre-Impact Bracing on Chest Compression of Human Occupants in Low-Speed Frontal Sled Tests”, *ESV Conference*, 2011.
- [90] S. M. Beeman, A. R. Kemper, M. L. Madigan, C. T. Franck und S. C. Loftus, „Occupant kinematics in low-speed frontal sled tests: Human volunteers, Hybrid III ATD, and PMHS”, *Accident; analysis and prevention*, Bd. 47, S. 128–139, 2012.
- [91] D. Ito, S. Ejima, S. Kitajima, R. Katoh, H. Ito, M. Sakane, T. Nishino, K. Nakayama, T. Ato und T. Kimura, „Occupant kinematic behavior and effects of a motorized seatbelt on occupant restraint of human volunteers during low speed frontal impact: Mini-sled tests with mass production car seat”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-13-100, 2013.
- [92] H. Chan, D. L. Albert, F. S. Gayzik und A. R. Kemper, „Assessment of acclimation of 5th percentile female and 50th percentile male volunteer kinematics in low-speed frontal and frontal-oblique sled tests”, *SAE International journal of transportation safety*, Bd. 9, Nr. 1, S. 3–103, 2021.
- [93] S. Kirschbichler, W. Sinz, A. Prügler, P. Huber und K. Steiner, „Detailed analysis of 3D occupant kinematics and muscle activity during the pre-crash phase as basis for human modeling based on sled test”, In *The 22nd ESV Conference Proceedings*, Nr. 11-0162-W, 2011.
- [94] S. Ejima, D. Ito, F. Satou, K. Mikami, K. Ono, K. Kaneoka und I. Shiina, „Effects of pre-impact swerving/steering on physical motion of the volunteer in the low-speed side-impact sled test”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-12-43, 2012, S. 352–366.

- 
- [95] L. van Rooij, H. Elrofai, M. M. G. M. Philippens und H. A. M. Daanen, „Volunteer kinematics and reaction in lateral emergency maneuver tests”, *Stapp car crash journal*, Bd. 57, S. 313–342, 2013.
- [96] B. Sandoz, T. Sugiyama und J. Weber, „Upper Body In Vivo Kinematics during Moderate Lateral Accelerations – towards Active Finite Element Human Body Model Validation”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-19-28, 2019.
- [97] J. M. Ólafsdóttir, K. Brodin, J.-S. Blouin und G. P. Siegmund, „Dynamic spatial tuning of cervical muscle reflexes to multidirectional seated perturbations”, *Spine*, Bd. 40, Nr. 4, S. E211–9, 2015.
- [98] J. M. Ólafsdóttir, J. B. Fice, D. W. H. Mang, K. Brodin, J. Davidsson, J.-S. Blouin und G. P. Siegmund, „Trunk muscle recruitment patterns in simulated precrash events”, *Traffic injury prevention*, Bd. 19, Nr. sup1, S. S186–S188, 2018.
- [99] P. Huber, M. Christova, G. A. D’Addetta, E. Gallasch, S. Kirschbichler, C. Mayer, A. Prügler, A. Rieser, W. Sinz und D. Wallner, „Muscle activation onset latencies and amplitudes during lane change in a full vehicle test”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-13-72, 2013.
- [100] P. Huber, S. Kirschbichler, A. Prügler und T. Steidl, „Passenger kinematics in braking, lane change and oblique driving maneuvers”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-15-89, 2015.
- [101] C. Holt, E. Douglas, V. Graci, T. Seacrist, J. Kerrigan, R. Kent, S. Balasubramanian und K. Arbogast, „Effect of countermeasures on adult kinematics during pre-crash evasive swerving”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-18-83, 2018.
- [102] Toyota Motor Corporation, „Toyota’s Latest Virtual Crash Dummy Software can Model Occupant Posture before Collisions”. [Online]. Verfügbar unter: <https://global.toyota/en/detail/8487899> [Zugegriffen: 08.06.2021]
- [103] D. Bose und J. R. Crandall, „Influence of Active Muscle Contribution on the Injury Response of Restrained Car Occupants”, *Annals of Advances in Automotive Medicine / Annual Scientific Conference*, Bd. 52, S. 61–72, 2008.
- [104] F. J. López Valdés, O. Juste Lorente, A. I. Lorente Corellano, A. Piqueras Lorente, A. Danauskienė, J. Mühlbauer, S. Schick, I. Symeonidis, M. V. Maza Frechín und S. Peldschus, „Kinematics and dynamic responses of young and elderly occupants in low-speed frontal tests”, 2018a. [Online]. Verfügbar unter: <https://repositorio.comillas.edu/xmlui/handle/11531/30716> [Zugegriffen: 29.09.2021]
- [105] C. M. Vives-Torres, M. Valdano, J. R. Jimenez-Octavio, J. Mühlbauer, S. Schick, S. Peldschus und F. J. López Valdés, „Comparison of Upper Neck Loading in

- Young Adult and Elderly Volunteers During Low Speed Frontal Impacts”, *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, Bd. 9, S. 556, 2021.
- [106] A. Eggers, J. Ott, B. Pipkorn, D. Brase, K. Mroz, F. López Valdés, D. Hynd und S. Peldschus, „A new generic frontal occupant sled test set-up developed within the EU-project SENIORS”, In *The 25th ESV Conference Proceedings*, Nr. 17-0261, 2017.
- [107] F. J. López Valdés, K. Mroz, A. Eggers, B. Pipkorn, J. Mühlbauer, S. Schick und S. Peldschus, „Chest injuries of elderly postmortem human surrogates (PM-HSs) under seat belt and airbag loading in frontal sled impacts: Comparison to matching THOR tests”, *Traffic injury prevention*, Bd. 19, Nr. sup2, S. S55–S63, 2018b.
- [108] J. Mühlbauer, S. Schick, D. Draper, F. J. López Valdés, I. Symeonidis und S. Peldschus, „Feasibility study of a safe sled environment for reclined frontal deceleration tests with human volunteers”, *Traffic injury prevention*, Bd. 20, Nr. sup2, S. 171–174, 2019.
- [109] J. Mühlbauer, A. Wagner, T. Fuchs, S. Schick und S. Peldschus, „Muscle Activity in a Non-injurious Sled Test Programme: Deliverable 2.2a”. [Online]. Verfügbar unter: <https://tuc-project.org/frontal-sled-seniors/> [Zugegriffen: 27.09.2021]
- [110] H. B. Henninger, S. P. Reese, A. E. Anderson und J. A. Weiss, „Validation of computational models in biomechanics”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Bd. 224, Nr. 7, S. 801–812, 2010.
- [111] Y. Ito, S. Corna, M. von Brevern, A. Bronstein, J. Rothwell und M. Gresty, „Neck muscle responses to abrupt free fall of the head: comparison of normal with labyrinthine-defective human subjects”, *The Journal of physiology*, Bd. 489, Nr. (Pt 3), S. 911–916, 1995.
- [112] Y. Ito, S. Corna, M. von Brevern, A. Bronstein und M. Gresty, „The functional effectiveness of neck muscle reflexes for head-righting in response to sudden fall”, *Experimental Brain Research*, Bd. 117, Nr. 2, S. 266–272, 1997.
- [113] R. Portero, F. Quaine, V. Cahouet, J. Lecompte, P. Thoumie und P. Portero, „In vivo Neck Musculo-Tendinous Stiffness in Response to Quick-Releases”, In *Proceedings of the 6th World Congress on Biomechanics WCB 2010*, G. C. Hong, J. Lim und C. Teck, Hrsg. Berlin: Springer, 2010, S. 593–596.
- [114] R. Portero, J. Lecompte, P. Thoumie und P. Portero, „Musculo-tendinous stiffness of the in vivo head-neck segment in response to quick-releases: A reproducibility study”, *Isokinetics and exercise science*, Bd. 19, Nr. 1, S. 7–12, 2011.
- [115] R. Portero, F. Quaine, V. Cahouet, P. Thoumie und P. Portero, „Musculo-tendinous stiffness of head-neck segment in the sagittal plane: an optimization approach for modeling the cervical spine as a single-joint system”, *Journal of biomechanics*, Bd. 46, Nr. 5, S. 925–930, 2013.



- 
- [116] E. Le Flao, M. Brughelli, P. A. Hume und D. King, „Assessing Head/Neck Dynamic Response to Head Perturbation: A Systematic Review”, *Sports Medicine*, Bd. 48, Nr. 11, S. 2641–2658, 2018.
- [117] J. B. Barker und D. S. Cronin, „Multilevel Validation of a Male Neck Finite Element Model With Active Musculature”, *Journal of biomechanical engineering*, Bd. 143, Nr. 1, S. 011004, 2021.
- [118] W. W. Spirduso und A. M. Duncan, „Voluntary inhibition of the myotatic reflex and premotor response to joint angle displacement”, *American journal of physical medicine*, Bd. 55, Nr. 4, S. 165–176, 1976.
- [119] R. Wartenberg, „Pendulousness of the legs as a diagnostic test”, *Neurology*, Bd. 1, Nr. 1, S. 18–24, 1951.
- [120] W. P. S. McKay, P. D. Chilibeck, B. L. F. Daku und B. Lett, „Quantifying the mechanical work of resting quadriceps muscle tone”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Bd. 108, Nr. 4, S. 641–648, 2010.
- [121] F. G. van der Meché und J. van Gijn, „Hypotonia: an erroneous clinical concept?” *Brain : a journal of neurology*, Bd. 109 ( Pt 6), Nr. 6, S. 1169–1178, 1986.
- [122] R. Jailani, M. O. Tokhi, S. Gharooni, Z. Hussain, M. Joghtaei und B. K. Ibrahim, „Estimation of Passive Stiffness and Viscosity in Paraplegic: A Dynamic Leg Model in Visual Nastran”, *IFAC Proceedings Volumes*, Bd. 42, Nr. 13, S. 581–586, 2009.
- [123] R. T. Katz, G. P. Rovai, C. Brait und W. Z. Rymer, „Objective quantification of spastic hypertonia: Correlation with clinical findings”, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Bd. 73, Nr. 4, S. 339–347, 1992.
- [124] P. Le Cavorzin, S. A. Poudens, F. Chagneau, G. Carrault, H. Allain und P. Rochcongar, „A comprehensive model of spastic hypertonia derived from the pendulum test of the leg”, *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, Bd. 24, Nr. 12, S. 1612–1621, 2001.
- [125] T. Bajd und L. Vodovnik, „Pendulum testing of spasticity”, *Journal of Biomedical Engineering*, Bd. 6, Nr. 1, S. 9–16, 1984.
- [126] D. C. Lin und W. Z. Rymer, „A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects”, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, Bd. 38, Nr. 9, S. 906–918, 1991.
- [127] E. G. Fowler, A. I. Nwigwe und T. W. Ho, „Sensitivity of the pendulum test for assessing spasticity in persons with cerebral palsy”, *Developmental Medicine & Child Neurology*, Bd. 42, Nr. 3, S. 182–189, 2000.
- [128] J. W. Fee und F. Miller, „The Leg Drop Pendulum Test performed under general anesthesia in spastic cerebral palsy”, *Developmental Medicine & Child Neurology*, Bd. 46, Nr. 4, S. 273–281, 2004.

- [129] H. D. White, „Validity of the pendulum test to measure quadriceps spasticity in children diagnosed with cerebral palsy”, Dissertation, University of Kentucky, Kentucky, 2007. [Online]. Verfügbar unter: [https://uknowledge.uky.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1539&context=gradschool\\_diss](https://uknowledge.uky.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1539&context=gradschool_diss) [Zugegriffen: 27.09.2021]
- [130] A. Szopa, M. Domagalska-Szopa, Z. Kidoń und M. Syczewska, „Quadriceps femoris spasticity in children with cerebral palsy: measurement with the pendulum test and relationship with gait abnormalities”, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Bd. 11, Nr. 1, S. 1–10, 2014.
- [131] C. H. Yeh, H. W. V. Young, C. Y. Wang, Y. H. Wang, P. L. Lee, J. H. Kang und M. T. Lo, „Quantifying Spasticity With Limited Swinging Cycles Using Pendulum Test Based on Phase Amplitude Coupling”, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Bd. 24, Nr. 10, S. 1081–1088, 2016.
- [132] M. Lotfian, M. M. Mirbagheri, M. R. Kharazi, F. Dadashi, R. Nourian, A. Irani und A. Mirbagheri, „Pendulum test measure correlates with gait parameters in children with cerebral palsy”, In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2016, S. 1708–1711.
- [133] F. De Groote, K. P. Blum, B. C. Horslen und L. H. Ting, „Interaction between muscle tone, short-range stiffness and increased sensory feedback gains explains key kinematic features of the pendulum test in spastic cerebral palsy: A simulation study”, *PloS one*, Bd. 13, Nr. 10, S. e0205763, 2018.
- [134] A. Whelan, A. Sexton, M. Jones, C. O’Connell und C. A. McGibbon, „Predictive value of the pendulum test for assessing knee extensor spasticity”, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Bd. 15, Nr. 1, S. 68, 2018.
- [135] J. Willaert, K. Desloovere, A. van Campenhout, L. H. Ting und F. De Groote, „Movement History Influences Pendulum Test Kinematics in Children With Spastic Cerebral Palsy”, *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, Bd. 8, S. 920, 2020.
- [136] F. Rahimi, R. Eyvazpour, N. Salahshour und M. R. Azghani, „Objective assessment of spasticity by pendulum test: a systematic review on methods of implementation and outcome measures”, *BioMedical Engineering OnLine*, Bd. 19, Nr. 1, S. 82, 2020.
- [137] A. Casabona, M. S. Valle, M. Pisasale, M. R. Pantò und M. Cioni, „Functional assessments of the knee joint biomechanics by using pendulum test in adults with Down syndrome”, *Journal of applied physiology*, Bd. 113, Nr. 11, S. 1747–1755, 2012.
- [138] M. S. Valle, M. Cioni, M. Pisasale, M. R. Pantò und A. Casabona, „Timing of muscle response to a sudden leg perturbation: comparison between adolescents and adults with Down syndrome”, *PloS one*, Bd. 8, Nr. 11, S. e81053, 2013.

- 
- [139] D. M. Ferreira, H. Liang und J. Wu, „Knee joint kinematics of the pendulum test in children with and without Down syndrome”, *Gait & posture*, Bd. 76, S. 311–317, 2020.
- [140] R. A. Brown, D. A. Lawson, G. C. Leslie, A. MacArthur, W. J. MacLennan, M. E. McMurdo, W. J. Mutch und N. J. Part, „Does the Wartenberg pendulum test differentiate quantitatively between spasticity and rigidity? A study in elderly stroke and Parkinsonian patients”, *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, Bd. 51, Nr. 9, S. 1178–1186, 1988.
- [141] R. W. Bohannon, S. Harrison und J. Kinsella-Shaw, „Reliability and validity of pendulum test measures of spasticity obtained with the Polhemus tracking system from patients with chronic stroke”, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Bd. 6, Nr. 30, 2009.
- [142] K. Kristinsdottir, G. Magnúsdottir, B. Chenery, V. Guðmundsdottir, H. K. Guðfinnsdottir, H. Karason, G. K. Ludvígsdottir und T. Helgason, „Comparison of Spasticity in Spinal Cord Injury and Stroke Patients Using Reflex Period in Pendulum Test”, *European journal of translational myology*, Bd. 30, Nr. 1, S. 8907, 2020.
- [143] G. C. Leslie, C. Muir, N. J. Part und R. C. Roberts, „A comparison of the assessment of spasticity by the Wartenberg pendulum test and the Ashworth grading scale in patients with multiple sclerosis”, *Clinical Rehabilitation*, Bd. 6, Nr. 1, S. 41–48, 1992.
- [144] L. Bianchi, F. Monaldi, S. Paolucci, C. Iani und F. Lacquaniti, „Quantitative analysis of the pendulum test: application to multiple sclerosis patients treated with botulinum toxin”, *Functional neurology*, Bd. 14, Nr. 2, S. 79–92, 1999.
- [145] M. S. Valle, A. Casabona, R. Sgarlata, R. Garozzo, M. Vinci und M. Cioni, „The pendulum test as a tool to evaluate passive knee stiffness and viscosity of patients with rheumatoid arthritis”, *BMC musculoskeletal disorders*, Bd. 7, Nr. 1, S. 89, 2006.
- [146] H.-W. Huang, M.-S. Ju und C.-C. K. Lin, „Flexor and extensor muscle tone evaluated using the quantitative pendulum test in stroke and parkinsonian patients”, *Journal of clinical neuroscience : official journal of the Neurosurgical Society of Australasia*, Bd. 27, S. 48–52, 2016.
- [147] G. Martino, J. L. McKay, S. A. Factor und L. H. Ting, „Neuromechanical Assessment of Activated vs. Resting Leg Rigidity Using the Pendulum Test Is Associated With a Fall History in People With Parkinson’s Disease”, *Frontiers in human neuroscience*, Bd. 14, S. 602595, 2020a.
- [148] G. Martino, J. McKay, F. De Groot, S. Factor und L. Ting, „Motion analysis of the pendulum test to assess rigidity in people with Parkinson’s disease (2664)”, *Neurology*, Bd. 94, Nr. 15 Supplement, S. 2664, 2020b.

- [149] M. A. Magrini, R. M. Thiele, R. J. Colquhoun, A. Barrera-Curiel, T. S. Blackstock und J. M. DeFreitas, „The reactive leg drop: a simple and novel sensory-motor assessment to predict fall risk in older individuals”, *Journal of Neurophysiology*, Bd. 119, Nr. 4, S. 1556–1561, 2018.
- [150] R. Riener und T. Edrich, „Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities”, *Journal of biomechanics*, Bd. 32, Nr. 5, S. 539–544, 1999.
- [151] J. W. Fee, „The leg drop pendulum test under anesthesia. I. Normal limbs, awake vs. asleep”, In *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society - Engineering in Medicine and Biology*, 2002, S. 286–287.
- [152] B. Stillman und J. McMeeken, „A video-based version of the pendulum test: Technique and normal response”, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Bd. 76, Nr. 2, S. 166–176, 1995.
- [153] C.-H. Yeh, C.-Y. Hung, Y.-H. Wang, W.-T. Hsu, Y.-C. Chang, J.-R. Yeh, P.-L. Lee, K. Hu, J.-H. Kang und M.-T. Lo, „Novel application of a Wii remote to measure spasticity with the pendulum test: Proof of concept”, *Gait & posture*, Bd. 43, S. 70–75, 2016.
- [154] P. A. Blacharski, J. H. Somerset und D. G. Murray, „A three-dimensional study of the kinematics of the human knee”, *Journal of biomechanics*, Bd. 8, Nr. 6, S. 375–384, 1975.
- [155] M. J. Kang und H. H. Yoo, „In vivo viscoelastic properties of human thigh under compression estimated by experimental results obtained with pendulum test”, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Bd. 18, Nr. 9, S. 1253–1262, 2017.
- [156] J. Willaert, M. Afschrift, G. Martino, A. van Campenhout, K. Desloovere, L. Ting und F. De Groote, „Simulations of pendulum test kinematics can estimate underlying parameters to joint hyper-resistance”, In *Virtual Meeting of the 44th Meeting of the American Society of Biomechanics*, 2020, S. 548. [Online]. Verfügbar unter: [https://asbweb.org/wp-content/uploads/ASB2020\\_Abstract\\_Book\\_Final.pdf](https://asbweb.org/wp-content/uploads/ASB2020_Abstract_Book_Final.pdf) [Zugegriffen: 27.09.2021]
- [157] J. D. Rupp, C. S. Miller, M. P. Reed, N. H. Madura, K. D. Klinich und L. W. Schneider, „Characterization of knee-thigh-hip response in frontal impacts using biomechanical testing and computational simulations”, *Stapp car crash journal*, Bd. 52, S. 421–474, 2008.
- [158] D. E. Anderson, M. L. Madigan und M. A. Nussbaum, „Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb”, *Journal of biomechanics*, Bd. 40, Nr. 14, S. 3105–3113, 2007.
- [159] M. P. Murray, G. M. Gardner, L. A. Mollinger und S. B. Sepic, „Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86”, *Physical Therapy*, Bd. 60, Nr. 4, S. 412–419, 1980.

- 
- [160] T. M. van Eijden, W. A. Weijs, E. Kouwenhoven und J. Verburg, „Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles”, *Acta anatomica*, Bd. 129, Nr. 4, S. 310–314, 1987.
- [161] D. Bose, K. S. Bhalla, C. D. Untaroiu, B. J. Ivarsson, J. R. Crandall und S. Hurwitz, „Injury tolerance and moment response of the knee joint to combined valgus bending and shear loading”, *Journal of biomechanical engineering*, Bd. 130, Nr. 3, 2008.
- [162] S. Balasubramanian, P. Beillas, A. Belwadi, W. N. Hardy, K. H. Yang, A. I. King und M. Masuda, „Below knee impact responses using cadaveric specimens”, *Stapp car crash journal*, Bd. 48, S. 71–88, 2004.
- [163] Y. Takahashi, Y. Kikuchi, A. Konosu und H. Ishikawa, „Development and validation of the finite element model for the human lower limb of pedestrians”, *Stapp car crash journal*, Bd. 44, S. 335–355, 2000.
- [164] C. D. Untaroiu, K. Darvish, J. Crandall, B. Deng und J.-T. Wang, „A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts”, *Stapp car crash journal*, Bd. 49, S. 157–181, 2005.
- [165] C. D. Untaroiu, „Development and validation of a finite element model of human lower limb: Including detailed geometry, physical material properties, and component validations for pedestrian injuries”, Dissertation, University of Virginia, Virginia, 2005.
- [166] A. L. Irwin, H. J. Mertz, A. M. Elhagediab und S. Moss, „Guidelines for assessing the biofidelity of side impact dummies of various sizes and ages”, *Stapp car crash journal*, Bd. 46, S. 297–319, 2002.
- [167] P. H. Hammond, „The influence of prior instruction to the subject on an apparently involuntary neuro-muscular response”, *The Journal of physiology*, Bd. 132, Nr. 1, S. 17–8P, 1956.
- [168] D. Ludvig, I. Cathers und R. E. Kearney, „Voluntary modulation of human stretch reflexes”, *Experimental Brain Research*, Bd. 183, Nr. 2, S. 201–213, 2007.
- [169] R. S. Weinberg, „The Relationship Between Mental Preparation Strategies and Motor Performance: A Review and Critique”, *Quest*, Bd. 33, Nr. 2, S. 195–213, 1981.
- [170] G. Wulf, M. Höß und W. Prinz, „Instructions for motor learning: differential effects of internal versus external focus of attention”, *Journal of Motor Behavior*, Bd. 30, Nr. 2, S. 169–179, 1998.
- [171] T. Zachry, G. Wulf, J. Mercer und N. Bezodis, „Increased movement accuracy and reduced EMG activity as the result of adopting an external focus of attention”, *Brain research bulletin*, Bd. 67, Nr. 4, S. 304–309, 2005.

- [172] J. M. Poolton, J. P. Maxwell, R. S. W. Masters und M. Raab, „Benefits of an external focus of attention: common coding or conscious processing?“ *Journal of sports sciences*, Bd. 24, Nr. 1, S. 89–99, 2006.
- [173] G. Wulf, J. S. Dufek, L. Lozano und C. Pettigrew, „Increased jump height and reduced EMG activity with an external focus“, *Human Movement Science*, Bd. 29, Nr. 3, S. 440–448, 2010.
- [174] G. Wulf, „Attentional focus and motor learning: a review of 15 years“, *International Review of sport and Exercise psychology*, Bd. 6, Nr. 1, S. 77–104, 2013.
- [175] K. R. Lohse und D. E. Sherwood, „Thinking about muscles: the neuromuscular effects of attentional focus on accuracy and fatigue“, *Acta psychologica*, Bd. 140, Nr. 3, S. 236–245, 2012.
- [176] D. C. Marchant und M. Greig, „Attentional focusing instructions influence quadriceps activity characteristics but not force production during isokinetic knee extensions“, *Human Movement Science*, Bd. 52, S. 67–73, 2017.
- [177] Y.-A. Kuhn, M. Keller, J. Ruffieux und W. Taube, „Adopting an external focus of attention alters intracortical inhibition within the primary motor cortex“, *Acta physiologica (Oxford, England)*, Bd. 220, Nr. 2, S. 289–299, 2017.
- [178] Y.-A. Kuhn, M. Keller, J. Ruffieux und W. Taube, „Intracortical Inhibition Within the Primary Motor Cortex Can Be Modulated by Changing the Focus of Attention“, *Journal of visualized experiments*, Nr. 127, 2017.
- [179] R. Näätänen, „Non-aging fore-periods and simple reaction time“, *Acta psychologica*, Bd. 35, Nr. 4, S. 316–327, 1971.
- [180] P. Niemi und R. Näätänen, „Foreperiod and simple reaction time“, *Psychological bulletin*, Bd. 89, Nr. 1, S. 133–162, 1981.
- [181] J. Richard Simon und D. P. Slaviero, „Differential effects of a foreperiod count-down procedure on simple and choice reaction time“, *Journal of Motor Behavior*, Bd. 7, Nr. 1, S. 9–14, 1975.
- [182] J. C. Rothwell, M. M. Traub und C. D. Marsden, „Influence of voluntary intent on the human long-latency stretch reflex“, *Nature*, Bd. 286, Nr. 5772, S. 496–498, 1980.
- [183] G. W. Thickbroom und F. L. Mastaglia, „Cerebral events preceding self-paced and visually triggered saccades. A study of presaccadic potentials“, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, Bd. 62, Nr. 4, S. 277–289, 1985.
- [184] R. Cunnington, R. Iansak, J. L. Bradshaw und J. G. Phillips, „Movement-related potentials in Parkinson’s disease. Presence and predictability of temporal and spatial cues“, *Brain : a journal of neurology*, Bd. 118, Nr. 4, S. 935–950, 1995.

- 
- [185] G. W. Thickbroom, M. L. Byrnes, P. Sacco, S. Ghosh, I. T. Morris und F. L. Mastaglia, „The role of the supplementary motor area in externally timed movement: the influence of predictability of movement timing”, *Brain research*, Bd. 874, Nr. 2, S. 233–241, 2000.
- [186] S. K. Jankelowitz und J. G. Colebatch, „Movement-related potentials associated with self-paced, cued and imagined arm movements”, *Experimental Brain Research*, Bd. 147, Nr. 1, S. 98–107, 2002.
- [187] R. Cui und C. D. MacKinnon, „The effect of temporal accuracy constraints on movement-related potentials”, *Experimental Brain Research*, Bd. 194, Nr. 3, S. 477–488, 2009.
- [188] A. Teghil, M. Boccia, F. D’Antonio, A. Di Vita, C. de Lena und C. Guariglia, „Neural substrates of internally-based and externally-cued timing: An activation likelihood estimation (ALE) meta-analysis of fMRI studies”, *Neuroscience and biobehavioral reviews*, Bd. 96, S. 197–209, 2019.
- [189] P. Jaskowski und R. Verleger, „A clock paradigm to study the relationship between expectancy and response force”, *Percept Mot Skills*, Bd. 77, Nr. 1, S. 163–174, 1993.
- [190] S. Mattes und R. Ulrich, „Response force is sensitive to the temporal uncertainty of response stimuli”, *Perception & Psychophysics*, Bd. 59, Nr. 7, S. 1089–1097, 1997.
- [191] A. N. Carlsen und C. D. MacKinnon, „Motor preparation is modulated by the resolution of the response timing information”, *Brain research*, Bd. 1322, S. 38–49, 2010.
- [192] H. Brown, K. J. Friston und S. Bestmann, „Active Inference, Attention, and Motor Preparation”, *Frontiers in Psychology*, Bd. 2, S. 218, 2011.
- [193] C. H. M. Brunia und A. J. Boelhouwer, „Reflexes as a tool: A window in the central nervous system”, *Advances in psychophysiology: A research annual*, Nr. 3, S. 1–67, 1988.
- [194] J. Requin, J. Brener und C. Ring, „Preparation for action”, In *Handbook of cognitive psychophysiology*, Reihe Wiley psychophysiology handbooks, J. R. Jennings, Hrsg. Chichester: Wiley, 1991, S. 357–448.
- [195] T. Hasbroucq, H. Kaneko, M. Akamatsu und C.-A. Possama, „The time-course of preparatory spinal and cortico-spinal inhibition: an H-reflex and transcranial magnetic stimulation study in man”, *Experimental Brain Research*, Bd. 124, Nr. 1, S. 33–41, 1999.
- [196] A. Arampatzis, G. P. Brüggemann und G. M. Klapsing, „Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface”, *Medicine and science in sports and exercise*, Bd. 33, Nr. 6, S. 923–931, 2001.

- [197] T. Vogel, „Einfluss von visueller Rückmeldung auf muskuläre Voraktivierung und Aufprallbelastung der unteren Extremität bei Nieder-Hochsprüngen“, Dissertation, Albert Ludwigs Universität Freiburg i. Brsg., 2006.
- [198] J. Shemmell, J. H. An und E. J. Perreault, „The differential role of motor cortex in stretch reflex modulation induced by changes in environmental mechanics and verbal instruction“, *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, Bd. 29, Nr. 42, S. 13 255–13 263, 2009.
- [199] M. Shinya, N. Kawashima und K. Nakazawa, „Temporal, but not Directional, Prior Knowledge Shortens Muscle Reflex Latency in Response to Sudden Transition of Support Surface During Walking“, *Frontiers in human neuroscience*, Bd. 10, S. 29, 2016.
- [200] M. L. Magnusson, M. H. Pope, L. Hasselquist, K. M. Bolte, M. Ross, V. K. Goel, J. S. Lee, K. Spratt, C. R. Clark und D. G. Wilder, „Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact“, *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, Bd. 8, Nr. 2, S. 118–125, 1999.
- [201] S. Kumar, Y. Narayan und T. Amell, „Role of awareness in head-neck acceleration in low velocity rear-end impacts“, *Accident; analysis and prevention*, Bd. 32, Nr. 2, S. 233–241, 2000.
- [202] G. P. Siegmund, D. J. Sanderson, B. S. Myers und J. T. Inglis, „Awareness affects the response of human subjects exposed to a single whiplash-like perturbation“, *Spine*, Bd. 28, Nr. 7, S. 671–679, 2003.
- [203] S. Kumar, R. Ferrari und Y. Narayan, „Kinematic and electromyographic response to whiplash loading in low-velocity whiplash impacts—a review“, *Clinical Biomechanics*, Bd. 20, Nr. 4, S. 343–356, 2005.
- [204] E. A. Mathews, S. Balasubramanian, T. Seacrist, M. R. Maltese, R. Sterner und K. B. Arbogast, „Electromyography responses of pediatric and young adult volunteers in low-speed frontal impacts“, *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Bd. 23, Nr. 5, S. 1206–1214, 2013.
- [205] S. Krašna und S. Đorđević, „Estimating the Effects of Awareness on Neck-Muscle Loading in Frontal Impacts with EMG and MC Sensors“, *Sensors (Basel, Switzerland)*, Bd. 20, Nr. 14, S. 3942, 2020.
- [206] M. Homayounpour, N. G. Gomez, A. N. Vasavada und A. S. Merryweather, „Cervical Muscle Activation Due to an Applied Force in Response to Different Types of Acoustic Warnings“, *Annals of biomedical engineering*, 2021.
- [207] J. Mühlbauer, M. González-García, L. Siebler, S. Schick und S. Peldschus, „Evaluation of Initial Volunteer Test Conditions in Locally Focused Validation Experiments for Active Human Body Models“, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-20-26, 2020.



- 
- [208] T. Horita, P. V. Komi, C. Nicol und H. Kyröläinen, „Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump corrected”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Bd. 73, Nr. 5, S. 393–403, 1996.
- [209] A. P. Veloso, P. Pezarat-Correia und P. Armada, „Joint moments and neuromuscular functioning in drop jump exercises”, In *16th International Symposium on Biomechanics in Sports (ISBS) -Conference Proceedings Archive*, H. J. Riehle und M. M. Vieten, Hrsg., 1998.
- [210] R. G. DeMont, S. M. Lephart, J. L. Giraldo, C. B. Swanik und F. H. Fu, „Muscle preactivity of anterior cruciate ligament-deficient and-reconstructed females during functional activities”, *Journal of athletic training*, Bd. 34, Nr. 2, S. 115–120, 1999.
- [211] R. G. DeMont und S. M. Lephart, „Effect of sex on preactivation of the gastrocnemius and hamstring muscles”, *British journal of sports medicine*, Bd. 38, Nr. 2, S. 120–124, 2004.
- [212] R. M. Lovering, M. Hakim, C. T. Moorman und P. G. de Deyne, „The contribution of contractile pre-activation to loss of function after a single lengthening contraction”, *Journal of biomechanics*, Bd. 38, Nr. 7, S. 1501–1507, 2005.
- [213] J. M. McBride, G. O. McCaulley und P. Cormie, „Influence of preactivity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping”, *Journal of strength and conditioning research*, Bd. 22, Nr. 3, S. 750–757, 2008.
- [214] M. Ruan und L. Li, „Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights”, *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Bd. 20, Nr. 5, S. 932–938, 2010.
- [215] V. Dietz, J. Noth und D. Schmidtbleicher, „Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls”, *The Journal of physiology*, Bd. 311, Nr. 1, S. 113–125, 1981.
- [216] T. Hortobágyi und P. DeVita, „Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Bd. 10, Nr. 2, S. 117–126, 2000.
- [217] R. Müller, S. Grimmer und R. Blickhan, „Running on uneven ground: leg adjustments by muscle pre-activation control”, *Human Movement Science*, Bd. 29, Nr. 2, S. 299–310, 2010.
- [218] O. Fanta, D. Hadraba, F. Lopot, P. Kubový, J. Bouček und K. Jelen, „Pre-activation and muscle activity during frontal impact in relation to whiplash associated disorders”, *Neuroendocrinology Letters*, Bd. 34, Nr. 7, S. 708–716, 2013.
- [219] G. M. Jones und D. G. Watt, „Muscular control of landing from unexpected falls in man”, *The Journal of physiology*, Bd. 219, Nr. 3, S. 729–737, 1971.

- [220] G. J. Wilson, G. A. Wood und B. C. Elliott, „The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury”, *International journal of sports medicine*, Bd. 12, Nr. 4, S. 403–407, 1991.
- [221] B. P. Boden, J. S. Torg, S. B. Knowles und T. E. Hewett, „Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics”, *The american journal of sports medicine*, Bd. 37, Nr. 2, S. 252–259, 2009.
- [222] G.-E. Kim, D.-U. Yun, Y.-J. An, D.-S. Park und J.-H. Ham, „Reliability and validity of new evaluation methods using static surface electromyography in persons with neck pain”, *Physical Therapy Rehabilitation Science*, Bd. 8, Nr. 1, S. 1–7, 2019.
- [223] M. Iwamoto, Y. Nakahira, H. Kimpara und T. Sugiyama, „Development of a Human FE Model with 3-D Geometry of Muscles and Lateral Impact Analysis for the Arm with Muscle Activity”, *SAE Technical Paper*, Nr. 2009-01-2266.
- [224] M. González-García, J. Weber, T. Sugiyama, S. Peldschus und B. Sanoz, „Closing the Gap between Sled and In-Vehicle Volunteer Head-Neck Kinematics under Moderate Lateral Accelerations”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-20-55, 2020.
- [225] A. Burden, „How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Bd. 20, Nr. 6, S. 1023–1035, 2010.
- [226] H. Eberhart, V. T. Inman und B. Bresler, „The principal elements in human locomotion”, In *Human Limbs and Their Substitutes*, Klopsteg P.E. und Wilson P.D., Hrsg. New York: McGraw-Hill, S. 437–471.
- [227] H. Kyröläinen, J. Avela und P. V. Komi, „Changes in muscle activity with increasing running speed”, *Journal of sports sciences*, Bd. 23, Nr. 10, S. 1101–1109, 2005.
- [228] N. Ball und J. C. Scurr, „Efficacy of current and novel electromyographic normalization methods for lower limb high-speed muscle actions”, *European journal of sport science*, Bd. 11, Nr. 6, S. 447–456, 2011.
- [229] M. D. Grabiner, *Current issues in biomechanics*. Portland, Oregon: Human Kinetics Publishers, 1992.
- [230] A. Burden und R. Bartlett, „Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods”, *Medical engineering & physics*, Bd. 21, Nr. 4, S. 247–257, 1999.
- [231] M. Besomi, P. W. Hodges, E. A. Clancy, J. van Dieën, F. Hug, M. Lowery, R. Merletti, K. Sjøgaard, T. Wrigley und T. Besier, „Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Bd. 53, S. 102438, 2020.

- 
- [232] N. Ball und J. C. Scurr, „Electromyography normalization methods for high-velocity muscle actions: review and recommendations”, *Journal of applied biomechanics*, Bd. 29, Nr. 5, S. 600–608, 2013.
- [233] W. S. Marras, K. G. Davis und A. B. Maronitis, „A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 2. Validation and use to predict spinal loads”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Bd. 11, Nr. 1, S. 11–18, 2001.
- [234] M. Halaki und K. Ginn, „Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?” In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis*, S. 175–194.
- [235] A. S. P. Sousa und J. M. R. Tavares, „Surface electromyographic amplitude normalization methods: a review”, In *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications*. New York: Nova Science Publishers, 2012.
- [236] J. Sinclair, P. J. Taylor, J. Hebron, D. Brooks, H. T. Hurst und S. Atkins, „The Reliability of Electromyographic Normalization Methods for Cycling Analyses”, *Journal of human kinetics*, Bd. 46, S. 19–27, 2015.
- [237] A. Chalard, M. Belle, E. Montané, P. Marque, D. Amarantini und D. Gasq, „Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension: Practical implications for post-stroke subjects”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Bd. 51, S. 102403, 2020.
- [238] A. Merlo und I. Campanini, „Applications and Gait Analysis in Movement”, *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*, S. 440, 2016.
- [239] G. D. Simons und S. Mense, „Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain”, *Pain*, Bd. 75, Nr. 1, S. 1–17, 1998.
- [240] A. T. Masi und J. C. Hannon, „Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts”, *Journal of bodywork and movement therapies*, Bd. 12, Nr. 4, S. 320–332, 2008.
- [241] D. G. Simons und S. Mense, „Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain”, *Pain*, Bd. 75, Nr. 1, S. 1–17, 1998.
- [242] W. P. S. McKay, P. H. Gregson, B. W. McKay und T. Blanchet, „Resting muscle sounds in anesthetized patients”, *Canadian journal of physiology and pharmacology*, Bd. 76, Nr. 4, S. 401–406, 1998.
- [243] C. A. Laughton, M. Slavin, K. Katdare, L. Nolan, J. F. Bean, D. Kerrigan, E. Phillips, L. A. Lipsitz und J. J. Collins, „Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment”, *Gait & posture*, Bd. 18, Nr. 2, S. 101–108, 2003.

- [244] V. Graci, E. C. Douglas, T. Seacrist, J. Kerrigan, J. Mansfield, J. Bolte, R. She-rony, J. J. Hallman und K. B. Arbogast, „Effect of age on kinematics during pre-crash vehicle manoeuvres with sustained lateral acceleration”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-18-82, 2018, S. 12–14.
- [245] V. Welsch, „Elektromyographische Erfassung der Muskelaktivität in Ruhe in ver-schiedenen Sitzpositionen für die Validierung von Menschmodellen”, Masterar-beit, Technische Universität München, München, 30.09.2018.
- [246] L. Baur, J. Mühlbauer, S. Schick und S. Peldschus, „Muscle Activation in Sleep-like States of consciousness for the Validation of active Human Body Models”, In *26th Congress of the European Society of Biomechanics*, 2021.
- [247] W. P. S. McKay, M. Vargo, P. D. Chilibeck und B. L. Daku, „Effects of am-bient temperature on mechanomyography of resting quadriceps muscle”, *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, Bd. 38, Nr. 3, S. 227–233, 2013.
- [248] W. P. S. McKay, P. D. Chilibeck, K. E. Chad und B. L. F. Daku, „Resting me-chanomyography after aerobic exercise”, *Canadian journal of applied physiology*, Bd. 29, Nr. 6, S. 743–757, 2004.
- [249] W. P. S. McKay, P. Jacobson, P. D. Chilibeck und B. L. F. Daku, „Effects of graded levels of exercise on ipsilateral and contralateral post-exercise resting rec-tus femoris mechanomyography”, *European journal of applied physiology*, Bd. 98, Nr. 6, S. 566–574, 2006.
- [250] H. A. de Vries, „Muscle tonus in postural muscles”, *American journal of physical medicine*, Bd. 44, Nr. 6, S. 275–291, 1965.
- [251] V. Gurfinkel, T. W. Cacciatore, P. Cordo, F. Horak, J. Nutt und R. Skoss, „Postu-ral muscle tone in the body axis of healthy humans”, *Journal of Neurophysiology*, Bd. 96, Nr. 5, S. 2678–2687, 2006.
- [252] A. Alamäki, A. Häkkinen, E. Mälkiä und J. Ylinen, „Muscle tone in different joint positions and at submaximal isometric torque levels”, *Physiological measurement*, Bd. 28, Nr. 8, S. 793–802, 2007.
- [253] R. T. Thibault, M. Lifshitz, J. M. Jones und A. Raz, „Posture alters human resting-state”, *Cortex; a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*, Bd. 58, S. 199–205, 2014.
- [254] D. C. Oates, A. R. Needle, T. W. Kaminski, T. D. Royer und C. B. Swanik, „Re-active knee stiffening strategies between various conditioning histories”, *European journal of sport science*, Bd. 20, Nr. 2, S. 191–201, 2020.
- [255] A. T. Masi, K. Nair, T. Evans und Y. Ghandour, „Clinical, biomechanical, and physiological translational interpretations of human resting myofascial tone or tension”, *International journal of therapeutic massage & bodywork*, Bd. 3, Nr. 4, S. 16–28, 2010.

- 
- [256] N. van Melick, B. M. Meddeler, T. J. Hoogeboom, M. W. G. Nijhuis-van der Sanden und R. E. H. van Cingel, „How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults”, *PLoS one*, Bd. 12, Nr. 12, S. e0189876, 2017.
- [257] L. Siebler, „Entwicklung eines experimentellen Setups für Freiwilligenversuche zur Validierung reaktiver Menschmodelle”, Bachelorarbeit, Technische Universität München, München, 19.07.2019.
- [258] J. Mühlbauer, M. González-García, J. Weber, L. Siebler, S. Schick und S. Peldschus, „Ratio of Trials with Passive Kinematics under Fully Relaxed Conditions in Locally Focused Validation Experiments for Human Body Models”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-21-77, 2021.
- [259] S. A. Schurr, A. N. Marshall, J. E. Resch und S. A. Saliba, „Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment”, *International journal of sports physical therapy*, Bd. 12, Nr. 2, S. 163–172, 2017.
- [260] J. V. Basmajian, T. P. Harden und E. M. Regenos, „Integrated actions of the four heads of quadriceps femoris: an electromyographic study”, *The Anatomical Record*, Bd. 172, Nr. 1, S. 15–20, 1972.
- [261] P. A. Lynn, N. D. Bettles, A. D. Hughes und S. W. Johnson, „Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram”, *Medical & biological engineering & computing*, Bd. 16, Nr. 6, S. 651–660, 1978.
- [262] T. J. Housh, H. A. de Vries, G. O. Johnson, S. A. Evans, D. J. Housh, J. R. Stout, R. M. Bradway und T. K. Evetovich, „Neuromuscular fatigue thresholds of the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles”, *Electromyography and clinical neurophysiology*, Bd. 36, Nr. 4, S. 247–255, 1996.
- [263] P. Konrad, „EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie”, 2011. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf> [Zugegriffen: 27.09.2021]
- [264] A. L. Hof, „A simple method to remove ECG artifacts from trunk muscle EMG signals”, *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Bd. 19, Nr. 6, S. e554–5, 2009.
- [265] J. N. F. Mak, Y. Hu und K. D. K. Luk, „An automated ECG-artifact removal method for trunk muscle surface EMG recordings”, *Medical engineering & physics*, Bd. 32, Nr. 8, S. 840–848, 2010.
- [266] R. Killick, P. Fearnhead und I. A. Eckley, „Optimal detection of changepoints with a linear computational cost”, *Journal of the American Statistical Association*, Bd. 107, Nr. 500, S. 1590–1598, 2012.

- [267] M. Lavielle, „Using penalized contrasts for the change-point problem”, *Signal processing*, Bd. 85, Nr. 8, S. 1501–1510, 2005.
- [268] C. W. Chan, G. M. Jones, R. E. Kearney und D. G. Watt, „The ‘late’ electromyographic response to limb displacement in man. I. Evidence for supraspinal contribution”, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, Bd. 46, Nr. 2, S. 173–181, 1979.
- [269] I. L. Kurtzer, „Long-latency reflexes account for limb biomechanics through several supraspinal pathways”, *Frontiers in integrative neuroscience*, Bd. 8, S. 99, 2014.
- [270] F. J. López Valdés, T. Seacrist, S. Balasubramanian, M. R. Maltese, K. B. Arbogast, H. Tanji, K. Higuchi und R. Kent, „Comparing the Kinematics of the Head and Spine between Volunteers and PMHS: a Methodology to Estimate the Kinematics of Pediatric Occupants in a Frontal Impact”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-11-71, 2011.
- [271] B. D. Stemper, N. Yoganandan und F. A. Pintar, „Validation of a head-neck computer model for whiplash simulation”, *Medical & biological engineering & computing*, Bd. 42, Nr. 3, S. 333–338, 2004.
- [272] K. H. Yang, F. Zhu, F. Luan, L. Zhao und P. C. Begeman, „Development of a finite element model of the human neck”, *SAE Technical Paper*, Nr. 983157, 1998.
- [273] A. M. Gordon und E. B. Ridgway, „Extra Calcium on Shortening in Barnacle Muscle: Is the Decrease in Calcium Binding Related to Decreased Cross-Bridge Attachment, Force, or Length?” *The Journal of general physiology*, Bd. 90, Nr. 3, S. 321–340, 1987.
- [274] W. Herzog und H. E. ter Keurs, „Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles”, *Pflügers Archiv : European journal of physiology*, Bd. 411, Nr. 6, S. 642–647, 1988.
- [275] R. A. Brown, D. A. Lawson, G. C. Leslie und N. J. Part, „Observations on the applicability of the Wartenberg pendulum test to healthy, elderly subjects”, *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, Bd. 51, Nr. 9, S. 1171–1177, 1988.
- [276] C. A. Byrne, G. M. Lyons, A. E. Donnelly, D. T. O’Keeffe, H. Hermens und A. Nene, „Rectus femoris surface myoelectric signal cross-talk during static contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Bd. 15, Nr. 6, S. 564–575, 2005.
- [277] R. C. Woledge, „Filamentary resting tension and latency relaxation”, In *Molecular and Cellular Aspects of Muscle Contraction*, H. Sugi, Hrsg. New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2003, S. 679–681.

- 
- [278] M. Crouzier, F. Hug, S. Dorel, T. Deschamps, K. Tucker und L. Lacourpaille, „Do individual differences in the distribution of activation between synergist muscles reflect individual strategies?“ *Experimental Brain Research*, Bd. 237, Nr. 3, S. 625–635, 2019.
- [279] E. Todorov, „Optimality principles in sensorimotor control“, *Nature neuroscience*, Bd. 7, Nr. 9, S. 907–915, 2004.
- [280] G. E. Loeb, „Optimal isn’t good enough“, *Biological cybernetics*, Bd. 106, Nr. 11, S. 757–765, 2012.
- [281] E. Martinez-Valdes, F. Negro, D. Falla, A. M. de Nunzio und D. Farina, „Surface electromyographic amplitude does not identify differences in neural drive to synergistic muscles“, *Journal of applied physiology*, Bd. 124, Nr. 4, S. 1071–1079, 2018.
- [282] A. de Rugy, G. E. Loeb und T. J. Carroll, „Muscle coordination is habitual rather than optimal“, *Journal of Neuroscience*, Bd. 32, Nr. 21, S. 7384–7391, 2012.
- [283] G. N. Lewis, C. D. MacKinnon, R. Trumbower und E. J. Perreault, „Co-contraction modifies the stretch reflex elicited in muscles shortened by a joint perturbation“, *Experimental Brain Research*, Bd. 207, Nr. 1-2, S. 39–48, 2010.
- [284] A. R. Wagner, „Habituation and memory“, In *Mechanisms of Learning and Motivation: A Memorial Volume To Jerzy Konorski*, A. Dickinson und R. A. Boakes, Hrsg. New York: Lawrence Erlbaum Associates, 1979, S. 53–82.
- [285] G. Humphrey, *The nature of learning: In its relation to the living system*. London: Routledge, 2014.
- [286] C. H. Rankin, T. Abrams, R. J. Barry, S. Bhatnagar, D. F. Clayton, J. Colombo, G. Coppola, M. A. Geyer, D. L. Glanzman, S. Marsland, F. K. McSweeney, D. A. Wilson, C.-F. Wu und R. F. Thompson, „Habituation revisited: an updated and revised description of the behavioral characteristics of habituation“, *Neurobiology of learning and memory*, Bd. 92, Nr. 2, S. 135–138, 2009.
- [287] J. Avela, H. Kyröläinen und P. V. Komi, „Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching“, *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, Bd. 86, Nr. 4, S. 1283–1291, 1999.
- [288] B. R. Bloem, J. P. van Vugt, D. J. Beckley, M. P. Remler und R. A. Roos, „Habituation of lower leg stretch responses in Parkinson’s disease“, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, Bd. 109, Nr. 1, S. 73–77, 1998.
- [289] J.-S. Blouin, M. Descarreaux, A. Bélanger-Gravel, M. Simoneau und N. Teasdale, „Attenuation of human neck muscle activity following repeated imposed trunk-forward linear acceleration“, *Experimental Brain Research*, Bd. 150, Nr. 4, S. 458–464, 2003.

- [290] N. A. Turpin, M. F. Levin und A. G. Feldman, „Implicit learning and generalization of stretch response modulation in humans”, *Journal of Neurophysiology*, Bd. 115, Nr. 6, S. 3186–3194, 2016.
- [291] J. C. Rothwell, B. L. Day, A. Berardelli und C. D. Marsden, „Habituation and conditioning of the human long latency stretch reflex”, *Experimental Brain Research*, Bd. 63, Nr. 1, S. 197–204, 1986.
- [292] R. Baratta, M. Solomonow, B. H. Zhou, D. Letson, R. Chuinard und R. D’Ambrosia, „Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability”, *The american journal of sports medicine*, Bd. 16, Nr. 2, S. 113–122, 1988.
- [293] C. Tandonnet, B. Burle, F. Vidal und T. Hasbroucq, „An Electromyographic Examination of Response Execution and Inhibition in Between-Hand Choice Reaction Time”, *Journal of Psychophysiology*, Bd. 19, Nr. 4, S. 330–336, 2005.
- [294] H. Müller-Gethmann, R. Ulrich und G. Rinkenauer, „Locus of the effect of temporal preparation: evidence from the lateralized readiness potential”, *Psychophysiology*, Bd. 40, Nr. 4, S. 597–611, 2003.
- [295] S. N. Fu und C. W. Y. Hui-Chan, „Mental set can modulate response onset in the lower limb muscles to falls in humans”, *Neuroscience letters*, Bd. 321, Nr. 1-2, S. 77–80, 2002.
- [296] L. Spieser, H. B. Meziane und M. Bonnard, „Cortical mechanisms underlying stretch reflex adaptation to intention: a combined EEG-TMS study”, *Neuroimage*, Bd. 52, Nr. 1, S. 316–325, 2010.
- [297] P. Bertelson, F. Tisseyre, P. Bertelson und F. Tisseyre, „The time-course of preparation with regular and irregular foreperiods”, *The Quarterly journal of experimental psychology*, Bd. 20, Nr. 3, S. 297–300, 1968.
- [298] R. S. Nickerson, „Can characters be classified directly as digits vs letters or must they be identified first?” *Memory & Cognition*, Bd. 1, Nr. 4, S. 477–484, 1973.
- [299] R. Gottsdanker, „The attaining and maintaining of preparation”, *Attention and performance V*, S. 33–49, 1975.
- [300] J. Alegria, „Sequential Effects of Foreperiod Duration as a function of the Frequency of Foreperiod Repetitions”, *Journal of Motor Behavior*, Bd. 7, Nr. 4, S. 243–250, 1975.
- [301] G. P. Siegmund, D. J. Sanderson und J. T. Inglis, „The effect of perturbation acceleration and advance warning on the neck postural responses of seated subjects”, *Experimental Brain Research*, Bd. 144, Nr. 3, S. 314–321, 2002.
- [302] D. Staudenmann, K. Roeleveld, D. F. Stegeman und J. H. van Dieën, „Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - a tutorial and review”, *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Bd. 20, Nr. 3, S. 375–387, 2010.



- 
- [303] P. U. Bula, „M3 Diagnos + Normwertstudie: Isometrische Maximalkraft als maximale Drehmomente im Bereich der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur ; eine Pilotstudie an 301 gesunden Männern und Frauen im Alter von 20 bis 70 Jahren“, Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, München, 2007.
- [304] E. A. Mathews, T. Seacrist, S. Balasubramanian, M. R. Maltese, R. Sterner, S. S. Lawrence, H. Tanji, K. Higuchi und K. B. Arbogast, „Comparison of Head and Neck Kinematics and Electromyography Response for Low-Speed Frontal Impacts with Pediatric and Young Adult Volunteers“, *Injury Biomechanics Research - Proceedings of the Thirty-Ninth International Workshop*, 2011.
- [305] C. Dehner, S. Schick, M. Kraus, W. Hell und M. Kramer, „Muscle activity influence on the kinematics of the cervical spine in rear-end sled tests in female volunteers“, *Traffic injury prevention*, Bd. 14, Nr. 4, S. 369–377, 2013.
- [306] N. A. Maffiuletti und R. Lepers, „Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position“, *Medicine and science in sports and exercise*, Bd. 35, Nr. 9, S. 1511–1516, 2003.
- [307] E. M. Wojtys, L. J. Huston, P. D. Taylor und S. D. Bastian, „Neuromuscular adaptations in isokinetic, isotonic, and agility training programs“, *The american journal of sports medicine*, Bd. 24, Nr. 2, S. 187–192, 1996.
- [308] M. A. Perez, J. Lundbye-Jensen und J. B. Nielsen, „Task-specific depression of the soleus H-reflex after cocontraction training of antagonistic ankle muscles“, *Journal of Neurophysiology*, Bd. 98, Nr. 6, S. 3677–3687, 2007.
- [309] P. A. Forbes, R. Happee, F. C. van der Helm, A. C. Schouten und F. C. T. van der Helm, „EMG feedback tasks reduce reflexive stiffness during force and position perturbations“, *Experimental Brain Research*, Bd. 213, Nr. 1, S. 49–61, 2011.
- [310] D. Bevilaqua-Grossi, L. R. Felicio und L. P. Leocadio, „Analysis of the reflex response time of the patellar stabilizer muscles in individuals with patellofemoral pain syndrome“, *Brazilian Journal of Physical Therapy*, Bd. 12, S. 26–30, 2008.
- [311] E. Witvrouw, C. Sneyers, R. Lysens, J. Victor und J. Bellemans, „Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome“, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Bd. 24, Nr. 3, S. 160–165, 1996.
- [312] Z. K. Pope und J. M. DeFreitas, „The effects of body position and muscle activation on patellar tendon reflex properties“, *Physiological measurement*, Bd. 36, Nr. 7, S. 1429–1438, 2015.
- [313] H. Yamada, T. Masuda und M. Okada, „Age-related EMG variables during maximum voluntary contraction“, *Percept and Motor Skills*, Bd. 95, Nr. 1, S. 10–14, 2002.

- [314] V. Fowler, C. G. Canning, J. H. Carr und R. B. Shepherd, „Muscle length effect on the pendulum test”, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Bd. 79, Nr. 2, S. 169–171, 1998.
- [315] M. Östmann und L. Jakobsson, „An examination of pre-crash braking influence on occupant crash response using an active human body model”, In *Proceedings of the International Research Council on Biomechanics Injury (IRCOBI)*, Nr. IRC-16-37, 2016.

---

## Appendix A

**Tabelle 6:** Anthropometrische Maße (cm), die an den Probanden erfasst wurden

	P08	P10	P12	P13	P14	P15	P16	P17	P18
Höhe Trochanter major, stehend	90,50	92,00	91,50	90,00	92,00	89,00	84,50	86,00	91,50
Höhe Fibulakopf, stehend	44,00	45,50	45,50	43,50	46,50	43,50	45,00	44,50	46,00
Höhe lateraler Malleolus, stehend	7,00	7,50	7,00	8,00	7,50	6,00	7,00	7,00	7,50
Fußlänge	26,50	27,50	28,50	27,50	27,50	27,00	26,00	26,00	27,00
Fußbreite	10,50	10,00	12,00	11,50	10,50	10,00	11,00	9,00	11,50
Umfang Unterschenkel	39,00	35,50	41,00	36,00	40,00	38,00	38,50	39,00	37,50
Umfang Oberschenkel	57,50	47,50	56,50	52,00	55,00	48,50	59,00	58,00	54,00
Hüftumfang	86,00	85,50	93,00	96,50	89,50	93,00	86,00	88,00	90,00
Hüftbreite	35,00	34,50	35,50	37,00	32,00	28,00	34,00	33,00	33,00
ASIS-ASIS-Distanz	26,00	28,50	27,00	32,50	27,50	35,00	25,50	27,00	25,00
Sitzhöhe (Gesäß-Kopf)	87,00	90,00	93,00	90,00	85,00	90,00	94,50	89,00	93,00
Sitzhöhe (Gesäß-Dornfortsatz C7)	66,00	69,00	70,50	63,50	61,00	64,00	65,00	64,00	68,00
Sitztiefe Trochanter major - Patella	46,50	52,00	48,00	45,00	49,00	48,00	42,00	45,00	49,00
Sitztiefe Trochanter major - Kniekehle	37,50	46,00	38,00	38,50	40,00	39,00	35,00	37,00	40,00
Sitztiefe Gesäß - Patella	60,00	59,50	63,50	61,50	62,00	60,00	60,00	59,00	62,00

**Tabelle 7:** Übersicht über die (Gelenk-) Winkel, die in der Versuchshaltung von jedem der neun Probanden erfasst wurden (rechte Körperhälfte)











- a Trochanter major - Auge, zur Vertikalen
- b Acromion - Trochanter major - lateraler Kniegelenkspalt
- c Trochanter major - ASIS - lateraler Kniegelenkspalt
- d ASIS - ASIS - Patella (rechts)
- e Trochanter major - lateraler Kniegelenkspalt - lateraler Malleolus
- f Lateraler Kniegelenkspalt - lateraler Malleolus - Os metatarsale V
- g Oberschenkel, zur Horizontalen
- h Unterschenkel, zur Horizontalen
- i Sternum, zur Horizontalen
- j Abweichung der Frankfurter Ebene von der Horizontalen
- k Lateraler Malleolus - Os metatarsale V, zur Horizontalen
- l Lateraler Malleolus - Os metatarsale V, zur Vertikalen

---


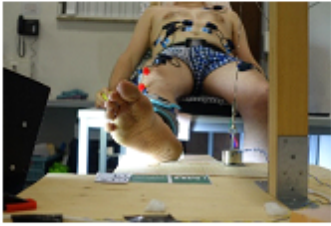






**Tabelle 8:** Initiale Sitzwinkel der Probanden (°); die Messstrecken beziehen sich auf Tabelle 7

	P08	P10	P12	P13	P14	P15	P16	P17	P18
a	45,00	44,00	20,00	40,00	40,00	42,00	38,00	42,00	45,00
b	140,00	132,00	117,00	145,00	144,00	140,00	136,00	139,00	135,00
c	105,00	115,00	95,00	134,00	124,00	110,00	115,00	121,00	130,00
d	92,00	90,00	91,00	89,00	89,00	90,00	91,00	92,00	92,00
e	165,00	165,00	161,00	170,00	167,00	165,00	163,00	163,00	165,00
f	135,00	128,00	147,00	144,00	144,00	141,00	132,00	137,00	138,00
g	6,10	7,60	15,40	12,50	9,40	8,90	9,00	12,00	6,50
h	18,00	17,60	16,00	23,30	14,50	16,90	16,30	17,40	18,00
i	36,50	29,00	50,00	35,00	34,00	30,00	33,40	34,80	31,30
j	47,30	23,20	1,20	38,00	26,60	17,70	27,00	33,10	37,20
k	58,00	35,40	25,70	20,60	26,10	-	31,50	32,00	19,80
l	20,00	11,60	24,00	48,00	17,80	-	24,80	27,80	38,40

**Tabelle 9:** Fotos der Probanden in Versuchsposition: laterale Übersicht und frontale Fußposition auf der Fallklappe (Probanden 08-14)

Proband	Lateral, Übersicht	Frontal
08		
10		
12		
13		
14		

**Tabelle 10:** Fotos der Probanden in Versuchsposition: laterale Übersicht und frontale Fußposition auf der Fallklappe (Probanden 15-18)

Proband	Lateral, Übersicht	Frontal
15		
16		
17		
18		

## Appendix B

**Tabelle 11:** Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. biceps femoris, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden

Proband	MVC (V)	EMG-RMT (V)
08	0,87	0,0035
10	0,72	0,0026
12	10,16	0,0037
13	17,16	0,0040
14	0,61	0,0035
15	1,08	0,0035
16	0,38	0,0038
17	0,32	0,0035
18	12,80	0,0014

**Tabelle 12:** Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. gastrocnemius, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden

Proband	MVC (V)	EMG-RMT (V)
08	0,85	0,0034
10	0,34	0,0026
12	0,53	0,0037
13	10,15	0,0038
14	11,14	0,0038
15	11,56	0,0038
16	11,92	0,0039
17	0,80	0,0041
18	0,71	0,0041



**Tabelle 13:** Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. rectus femoris, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden

Proband	MVC (V)	EMG-RMT (V)
08	0,83	0,0036
10	0,35	0,0025
12	0,77	0,0041
13	15,59	0,0038
14	0,43	0,0038
15	0,98	0,0035
16	0,93	0,0036
17	0,87	0,0040
18	14,44	0,0038

**Tabelle 14:** Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. tibialis anterior, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden

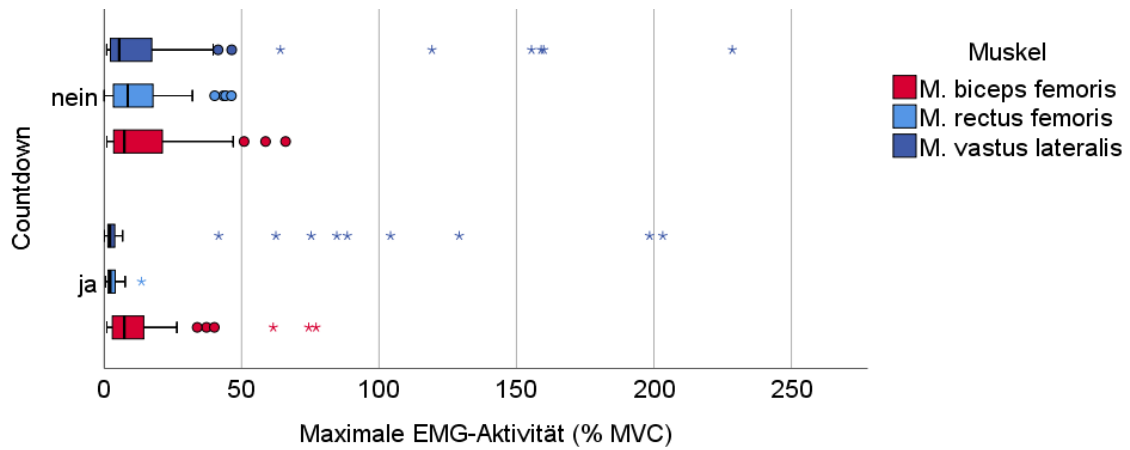
Proband	MVC (V)	EMG-RMT (V)
08	0,85	0,0047
10	13,11	0,0025
12	0,51	0,0034
13	13,71	0,0034
14	14,73	0,0035
15	0,99	0,0034
16	0,36	0,0035
17	14,80	0,0039
18	10,27	0,0037

**Tabelle 15:** Individuelle Referenzwerte der Elektromyographie (EMG)-Maximalkraft-(MVC-) bzw. EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)-Messung des M. vastus lateralis, die zur Normalisierung der EMG-Signale der rechten unteren Extremität herangezogen wurden

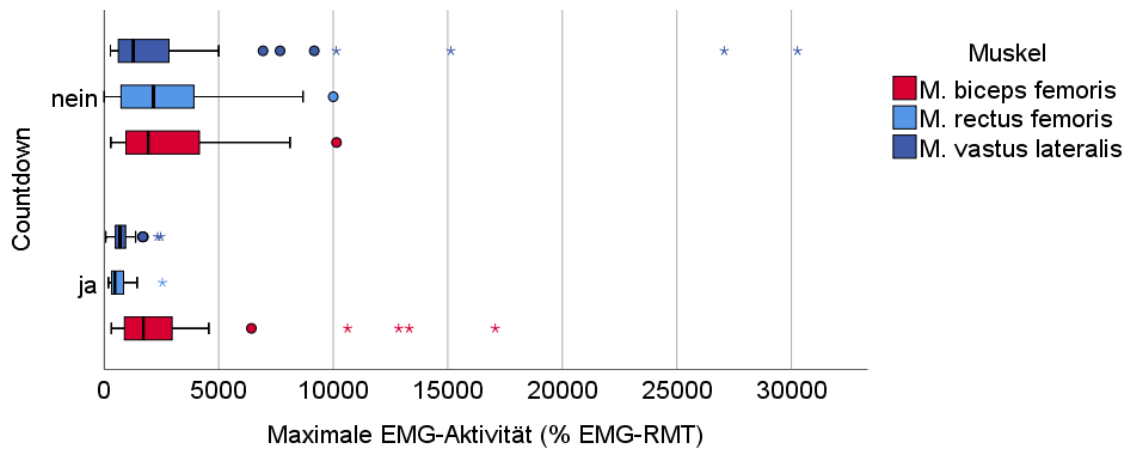
Proband	MVC (V)	EMG-RMT (V)
08	0,03	0,0037
10	0,97	0,0022
12	0,98	0,0015
13	0,53	0,0039
14	0,46	0,0036
15	0,81	0,0035
16	0,67	0,0039
17	13,50	0,0039
18	1,49	0,0037

**Tabelle 16:** Minimum, Maximum, Anzahl (n) und 25., 50. und 75. Perzentil der Boxplot-Verteilungen der Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel, Niveau der Elektromyographie (EMG)-Aktivität vor und nach  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC) bzw. % EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) und Onset, Zeitpunkt des Maximums, Dauer bis Maximum und Gesamtdauer, jeweils mit bzw. ohne Countdown (BF: M. biceps femoris; RF: M. rectus femoris; VL: M. vastus lateralis)

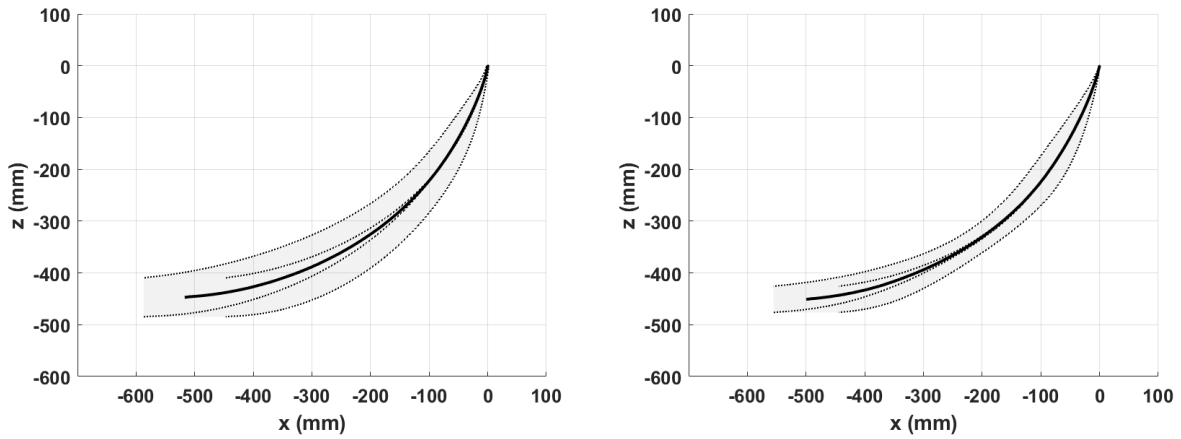
	Muskel	Countdown	Min	25. \%	50. \%	75. \%	Max	n
EMG-Aktivität vor dem Versuch (% MVC)	BF	ja	0,24	0,3882	0,6055	1,01	1,63	71
	RF	ja	0,30	0,4999	0,6360	0,8914	5,94	30
	VL	ja	0,29	0,3597	0,5030	0,9954	23,10	44
	BF	nein	0,26	0,4374	0,6223	1,01	1,62	50
	RF	nein	0,26	0,4376	0,5474	1,08	7,07	51
	VL	nein	0,25	0,3818	0,5777	0,9971	18,25	46
EMG-Aktivität vor dem Versuch (% EMG-RMT)	BF	ja	95,00	119,35	134,43	149,72	405,00	71
	RF	ja	105,00	121,98	135,66	152,86	1113,00	30
	VL	ja	106,00	125,52	142,51	225,00	573,00	44
	BF	nein	98,00	123,74	138,02	162,77	410,00	50
	RF	nein	101,00	123,06	131,26	147,75	1326,00	51
	VL	nein	96,00	118,89	126,00	192,98	1148,00	46
Muskelonset (ms)	BF	ja	80,00	106,50	114,00	186,5	339,00	71
	RF	ja	-60,00	47,13	102,50	131,00	269,00	30
	VL	ja	-7,00	96,88	112,95	125,88	346,00	44
	BF	nein	58,00	93,38	128,75	162,00	381,00	50
	RF	nein	18,00	67,00	76,5	98,5	163,00	51
	VL	nein	6,00	71,5	87,75	109,38	250,00	46
Maximum (ms)	BF	ja	122,00	141,00	167,00	333,50	444,00	71
	RF	ja	0,00	131,00	164,75	206,00	331,00	30
	VL	ja	26,00	142,5	160,50	257,5	375,00	44
	BF	nein	111,00	155,38	201,00	343,5	537,00	50
	RF	nein	98,00	99,5	107,5	151,00	337,00	51
	VL	nein	89,00	110,5	123,25	175,00	429,00	46
Dauer Onset bis Maximum (ms)	BF	ja	23,00	31,00	44,00	111,5	327,00	71
	RF	ja	8,00	28,63	37,50	100,63	245,00	30
	VL	ja	20,00	29,13	41,50	100,25	296,00	44
	BF	nein	6,00	31,88	49,25	107,38	459,00	50
	RF	nein	11,00	26,00	31,00	43,00	236,00	51
	VL	nein	11,00	27,88	35,25	58,63	355,00	46
Dauer Onset bis Offset (ms)	BF	ja	43,00	70,5	118,00	241,00	394,00	71
	RF	ja	43,00	76,63	131,50	205,63	358,00	30
	VL	ja	46,00	80,13	123,75	174,25	327,00	44
	BF	nein	37,00	96,25	150,75	205,75	502,00	50
	RF	nein	37,00	61,00	73,00	102,00	290,00	51
	VL	nein	25,00	54,75	80,5	134,13	443,00	46
Maximale Aktivität (% MVC)	BF	ja	1,00	2,92	7,34	14,70	77,00	71
	RF	ja	1,00	1,49	2,20	4,26	14,00	30
	VL	ja	1,00	1,38	2,13	3,91	203,00	44
	BF	nein	1,00	3,44	7,32	21,28	66,00	50
	RF	nein	1,00	3,36	8,61	18,36	46,00	51
	VL	nein	1,00	2,26	5,51	17,41	229,00	46
Maximale Aktivität (% EMG-RMT)	BF	ja	314,00	875,00	1714,29	2976,92	17071,00	71
	RF	ja	192,00	324,38	470,37	847,92	2546,00	30
	VL	ja	73,00	491,15	693,18	956,27	2467,00	44
	BF	nein	297,00	947,53	1921,15	4189,85	10143,00	50
	RF	nein	310,00	722,22	2152,00	3972,22	10003,00	51
	VL	nein	272,00	618,99	1275,86	2905,91	30267,00	46
Pendeldauer		ja	351	377	384	395	475	90
		nein	375	398	437	544	1441	45



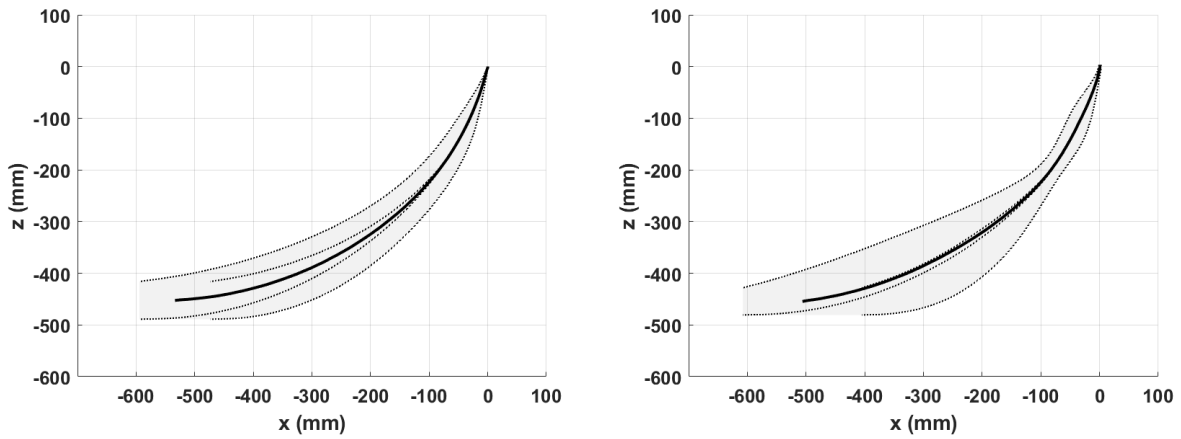
**Abbildung 117:** Boxplots des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach  $t_0$  (% EMG-Maximalkraft (MVC)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))



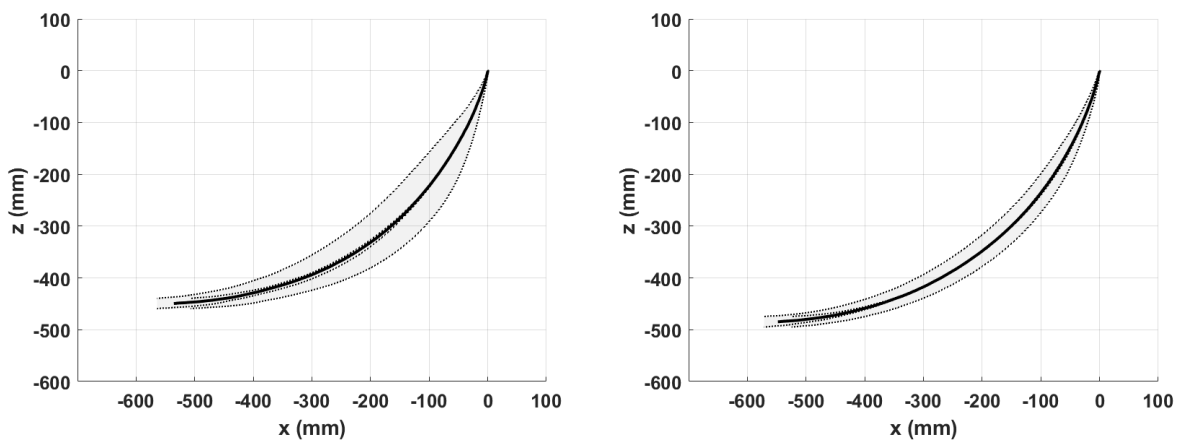
**Abbildung 118:** Boxplots des Elektromyographie (EMG)-Maximums nach  $t_0$  (% EMG-Ruhemuskeltonus (RMT)) der folgenden Muskeln in Abhängigkeit eines Countdowns: M. biceps femoris (rot) ( $n = 71$  (Countdown ja) bzw.  $n = 50$  (Countdown nein)), M. rectus femoris (hellblau) ( $n = 30$  (Countdown ja) bzw.  $n = 51$  (Countdown nein)), M. vastus lateralis (dunkelblau) ( $n = 44$  (Countdown ja) bzw.  $n = 46$  (Countdown nein))



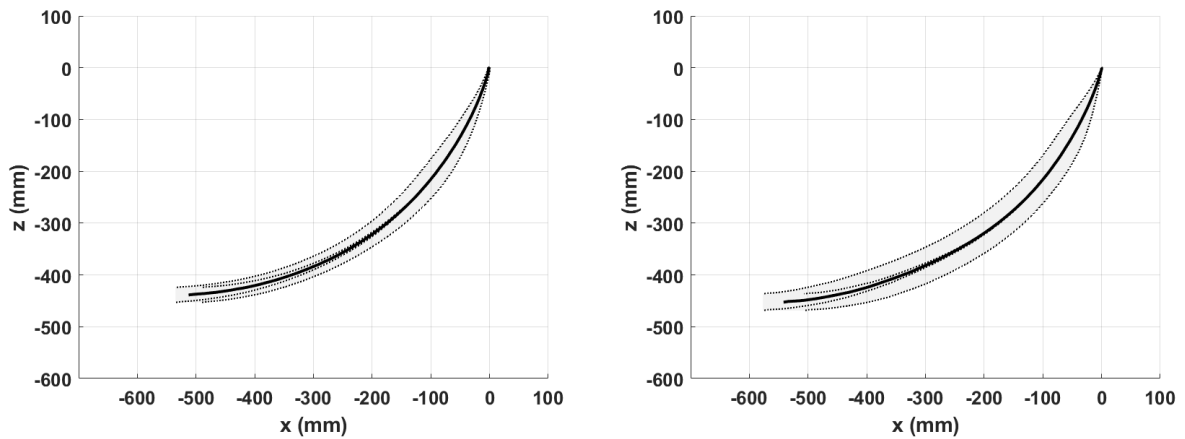
**Abbildung 119:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von allen Versuchen (links,  $n=135$ ) bzw. Versuchen von Proband 08 (rechts,  $n=15$ ) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



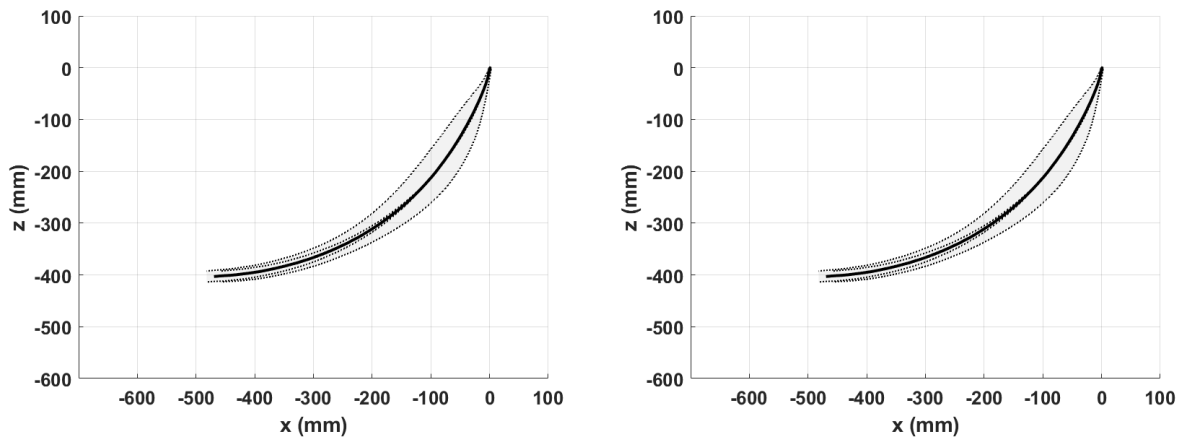
**Abbildung 120:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 10 (links,  $n=15$ ) bzw. Proband 12 (rechts,  $n=15$ ) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



**Abbildung 121:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 13 (links,  $n=15$ ) bzw. Proband 14 (rechts,  $n=15$ ) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



**Abbildung 122:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 15 (links, n=15) bzw. Proband 16 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung



**Abbildung 123:** Kinematischer Korridor des Malleolusmarkers auf Basis von Versuchen von Proband 17 (links, n=15) bzw. Proband 18 (rechts, n=15) über die ersten 500 ms der Pendelbewegung

**Tabelle 17:** Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der neun Versuche, in denen kein Elektromyographie (EMG)-Onset, - Maximum oder -Offset lokalisiert wurde

Proband	Versuchsnummer	Pendeldauer (ms)
10	3	390
10	11	370
13	12	377
15	1	387
15	2	384
15	6	382
15	11	383
15	13	381
15	16	384

**Tabelle 18:** Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 45 Versuche, in denen kein Elektromyographie (EMG)-Onset, - Maximum oder -Offset im M. vastus lateralis lokalisiert wurde

Proband	Versuchsnummer	Pendeldauer (ms)
10	3	390
10	11	370
10	13	374
12	5	405
13	2	382
13	12	377
13	15	385
13	16	385
14	3	377
14	4	369
14	5	380
14	8	374
14	9	381
14	10	383
14	11	383
14	12	379
14	13	376
14	14	377
14	16	370
14	17	379
15	1	387
15	2	384
15	6	382
15	8	409
15	11	383
15	12	377
15	13	381
15	16	384
16	3	404
16	4	391
16	5	389
16	8	390
16	10	381
16	11	382
16	12	381
16	13	414
16	14	384
16	15	414
16	16	394
16	17	463
17	2	383
17	17	378
18	8	407
18	10	388
18	14	386

---

**Tabelle 19:** Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 25 Versuche, in denen die muskuläre Reaktion der Beinbeuger- und Streckermuskeln kleiner oder gleich 3 % Elektromyographie-Maximalkraft (MVC) ist

Proband	Versuchsnummer	Pendeldauer (ms)
10	3	390
10	5	377
10	11	370
13	1	407
13	6	385
13	11	381
13	12	377
13	13	377
13	15	385
13	16	385
15	1	387
15	2	384
15	6	382
15	11	383
15	12	377
15	13	381
15	16	384
15	18	394
18	3	397
18	4	395
18	8	407
18	10	388
18	11	395
18	14	386
18	17	377

**Tabelle 20:** Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 22 Versuche, in denen die muskuläre Reaktion der Beinbeuger- und Streckermuskeln kleiner oder gleich 800 % Elektromyographie-Ruhemuskeltonus (EMG-RMT) ist

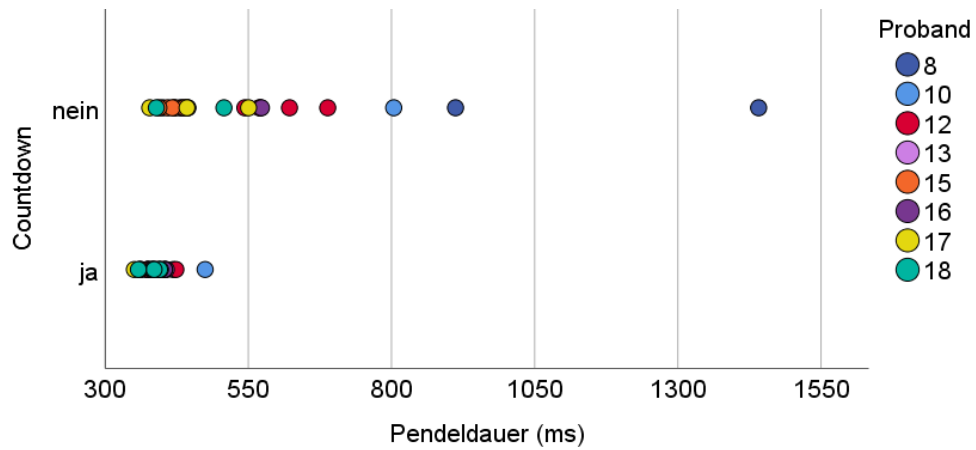
Proband	Versuchsnummer	Pendeldauer (ms)
10	3	390
10	11	370
12	4	407
13	1	407
13	12	377
13	13	377
13	16	385
15	1	387
15	2	384
15	6	382
15	11	383
15	12	377
15	13	381
15	16	384
15	18	394
16	3	404
16	4	391
16	5	389
16	10	381
17	16	369
17	17	378
17	18	377



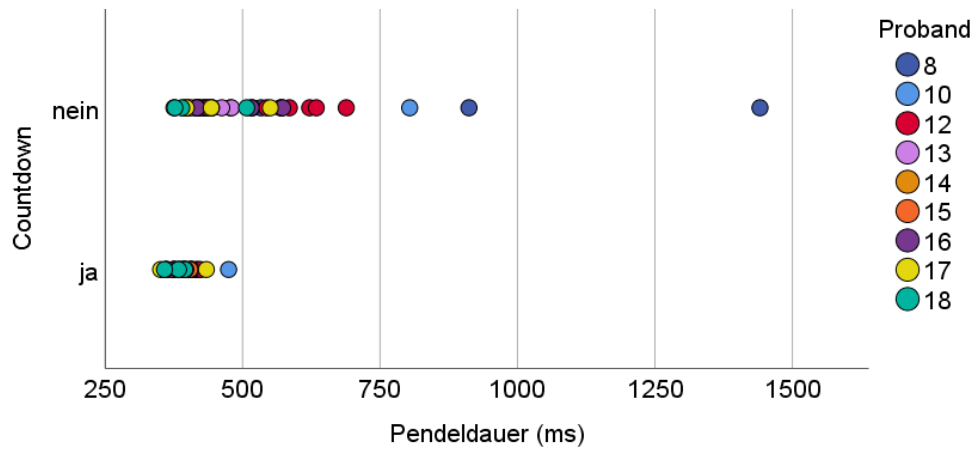
---

**Tabelle 21:** Proband, Versuchsnummer und Pendeldauer des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der 37 Versuche, in denen die EMG-Aktivität von Beinbeuger- und Streckermuskeln vor  $t_0$  kleiner oder gleich 0,75 % Elektromyographie-Maximalkraft (MVC) ist

Proband	Versuchsnummer	Pendeldauer (ms)
12	1	544
12	3	409
12	4	407
12	8	622
12	10	376
12	11	376
12	13	399
15	1	387
15	2	384
15	3	443
15	5	422
15	6	382
15	8	409
15	10	384
15	11	383
15	12	377
15	13	381
15	14	438
15	15	404
15	16	384
15	17	417
15	18	394
18	2	507
18	3	397
18	4	395
18	5	391
18	6	389
18	8	407
18	9	551
18	10	388
18	11	395
18	12	383
18	13	387
18	14	386
18	15	896
18	16	358
18	17	377



**Abbildung 124:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt in Unterschenkelstrecker und -beuger, in Abhängigkeit eines Countdowns



**Abbildung 125:** Individuelle Pendeldauern (ms) des Malleolusmarkers bei 65° Kniewinkel der Versuche mit reaktivem Elektromyographie (EMG)-Onsetzeitpunkt im M. vastus lateralis, in Abhängigkeit eines Countdowns

---

## Danksagung

Zunächst schulde ich besonderen Dank meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Steffen Peldschus, für die fachliche Betreuung und moralische Bestärkung bei der Realisierung der Dissertation.

Mein Dank gilt vor allem auch Frau Dr. Sylvia Schick für die maßgebliche Mitbetreuung und den wegweisenden Austausch zu experimentellen Fragestellungen.

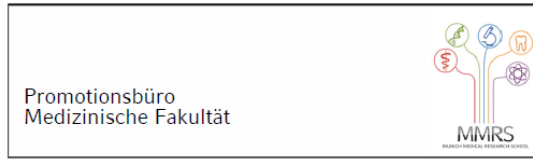
Für die Möglichkeit, die Dissertation am Institut für Rechtsmedizin anfertigen zu können, möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Matthias Graw bedanken.

Meinen (ehemaligen) Kollegen am Institut für Rechtsmedizin, Anja Wagner, Raúl Aranda Marco, Felicitas Lanzl, Dr. Klaus Bauer, Laura Rahm, Dr. Therese Fuchs und Dr. Katrin Brodbeck, sowie externen Weggefährten, María González García, Dustin Draper und Ioannis Symeonidis, danke ich für die konstruktiven fachlichen Diskussionen. Bei Felicitas Lanzl möchte ich mich besonders bedanken für den geduldigen IT-Support. Für die unkomplizierte Unterstützung bei administrativen Angelegenheiten danke ich Eva Nuspl. Die freundschaftliche Arbeitsatmosphäre und der moralische Beistand der Arbeitsgruppe haben wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Mein Dank gilt auch einigen studentischen Mitarbeitern, insbesondere Lea Siebler. Besonders hervorheben möchte ich den uneigennütigen Beitrag aller Studienteilnehmer, ohne den diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Bei meiner Familie und meinen Freunden möchte ich mich für die vielseitige Unterstützung, die aufmunternden Worte und das umfangreiche Verständnis bedanken, welche diesen Weg geprägt haben.

## Affidavit



### Eidesstattliche Versicherung

Mühlbauer, Julia Alexandra

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

#### **Entwicklung regionaler Validierungsexperimente mit Freiwilligen für aktive Finite-Elemente Menschmodelle**

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, 21.03.2022

Julia Alexandra Mühlbauer

Unterschrift Doktorandin