

Untersuchung von ergonomischen Haltungen der unteren Extremitäten hinsichtlich Pedalbetätigungen im Pkw

vom Fachbereich Maschinenbau
an der Technischen Universität Darmstadt

zur
Erlangung des akademischen Grades eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte

DISSERTATION

von

M.Sc. Yanlong Gao

aus Wuhan

Erstgutachter: Prof. Dr.-Ing. Ralph Bruder
Zweitgutachter: Prof. Dr.-Ing. Stephan Rinderknecht

Darmstadt 2023

Gao, Yanlong: Untersuchung von ergonomischen Haltungen der unteren Extremitäten
hinsichtlich Pedalbetätigungen im Pkw

Darmstadt, Technische Universität Darmstadt,

Jahr der Veröffentlichung der Dissertation auf TUprints: 2024

URN: urn:nbn:de:tuda-tuprints-285725

Tag der mündlichen Prüfung: 08.11.2023

Veröffentlicht unter CC BY 4.0 International

<https://creativecommons.org/licenses/>

Danksagung

Mein herzlicher Dank geht an Prof. Dr.-Ing. Ralph Bruder für die Annahme meiner Doktorarbeit am IAD. Ich danke Ihnen für Ihre Unterstützung und für die richtungsweisenden Ratschläge bei den wissenschaftlichen Diskussionen. Sie haben mich dazu inspiriert intensiv nachzudenken und mir gezeigt, dass der Denkprozess wichtiger ist als die oberflächliche Erzielung eines Ergebnisses. Dies ist für mich der wahre Sinn dieser Promotion geworden.

Ein ebenso herzlicher Dank geht an Peer-Oliver Wagner. Ich danke dir für das einzigartige Angebot, nach vier Jahren Arbeit in der Industrie wieder in die Forschung im Bereich der Fahrzeuergonomie einsteigen zu können. Deine Unterstützung ermöglicht es mir, über unvorstellbare Ressourcen zu verfügen und meine Ideen uneingeschränkt und konzentriert umzusetzen. Ebenso danke ich dir für die fachlichen und persönlichen Gespräche während unserer "Tee"-Pausen.

Herzlichen Dank geht auch an Prof. Dr.-Ing. Stephan Rinderknecht für die Übernahme des Korreferats. Lieben Dank an Dr. Susanne Paternoster. Ich danke dir für die damalige Zusammenarbeit bei der Wissenschaftsrunde, ohne die ich die Gelegenheit zur Promotion nicht bekommen hätte. Ich schätze deine fachliche Anleitung und Ermutigung sowie die sorgfältige Überarbeitung meiner Texte. Danke für den Austausch auf fachlicher und persönlicher Ebene. Dein Sportsgeist motiviert mich kontinuierlich.

Lieben Dank an Dr. Bettina Abendroth für die umfassende Unterstützung bei meiner wissenschaftlichen Arbeit. Ich schätze deinen regelmäßigen Austausch in den letzten Jahren sowie deine Anleitung bei der Betreuung der studentischen Arbeiten am IAD.

Ebenso danke ich Dr. Ralf Kaiser für die fachliche Anleitung und Diskussionen. Bei dir hatte ich die Möglichkeit, einen Fahrzeuergonomen aus der Nähe zu beobachten und zu lernen, wie man wissenschaftlich denkt, arbeitet und sich klar ausdrückt.

Danke an Timo Fischer und Sebastian Landauer für die spannende Zusammenarbeit im VEMO-Labor. Dank geht auch an Ivo Poschmann. Deine proaktive und agile Arbeitsweise hat den Umbau des VEMOs beschleunigt und das solide Fundament meiner Hauptstudie gebildet.

Ich danke Christopher Stockinger, Philip Joisten, Maximilian Pätzold und Sarah Schwindt für die Organisation der Veranstaltungen am IAD. Mein Dank gilt auch Tim Steinebach, Jonas Walter, Jurij Wakula und anderen Wissenschaftlern des IAD für die fachlichen Diskussionen und Ratschläge.

Danke an Dr. Raphael Bichler für die Inspirationen und Ratschläge. Danke an Beate Rank für die Hilfe bei der Probandenrekrutierung. Danke an Benno Hollaender und Christian Reindl für die Unterstützung beim Modellbau. Danke an Dr. Florian Paternoster für die fachliche Hilfe bei der Biomechanik.

Ich danke auch Binzi Hu, Shicheng Wang, Biao Zhang, Zhiyuan Xiao, Siyuan Sun und Qianyi Sun für die studentischen Arbeiten zur Erkundung der OpenSim-Simulation. Es war ein interessantes Nebenprojekt und hat das Potenzial, ein zukünftiges Forschungsprojekt zu werden.

Meiner lieben Frau Xia Lili möchte ich von Herzen danken. In meinen einsamsten Momenten in München hast du mich unterstützt und mir in Darmstadt einen warmen Ort für Ruhe, Trost und Liebe gegeben.

Schließlich kann ich meinem Vater Gao Hanping und meiner Mutter Cai Lianna nicht genug danken. Eure bedingungslose und unschätzbare Liebe hat es mir ermöglicht, diese Worte niederzuschreiben. Dank euch habe ich die Gelegenheit bekommen, die Wahrheit zu erfahren.

Zusammenfassung

Die Anwendung eines wahrscheinlichkeitsbasierten Haltungsmodells zur Positionierung digitaler Menschmodelle für die ergonomische Auslegung des Fahrerarbeitsplatzes stößt an ihre Grenzen, wenn sich die Fahrzeuginnenräume von den zugrundeliegenden Versuchskonstellationen unterscheiden. Um die Haltungsprognose und -bewertung weiter zu optimieren, sollten neben subjektiven Bewertungsmethoden wie Diskomfortbewertung mehr objektive Daten über die physischen Beanspruchungen und die Leistungen beim Fahren einfließen. Insbesondere müssen dabei die kausalen Kriterien des Diskomforts ermittelt werden. Von großer Bedeutung ist dabei die Berücksichtigung der Pedalbetätigung, da diese der wichtigste Faktor für den Fahrer bei der Sitzeinstellung ist. Das Hauptziel dieser Arbeit ist es, eine ergonomische Fahrerhaltung der unteren Extremitäten hinsichtlich der Pedalbetätigung im Pkw zu ermitteln und die Auswirkungen dieser Haltungen auf die unteren Extremitäten hinsichtlich subjektiver und objektiver Kriterien zu untersuchen.

Im Gegensatz zur Literatur wurden in der vorliegenden Arbeit nicht präferierte Sitzhaltungen untersucht, sondern vordefinierte Sitzpositionen verwendet, um die Einflüsse der Sitzhaltung besser zu verstehen und zu analysieren. Dabei wurden verschiedene Messtechniken wie Goniometer, Motion Capture, Elektromyografie, Diskomfortskala, Body-Map, Pedalsignalaufzeichnung und Kraftsensoren eingesetzt. Diese und das Versuchsdesign wurden durch eine Pilotstudie evaluiert und angepasst. In der empirischen Hauptstudie wurden insgesamt 41 Probanden (16 weiblich und 25 männlich) in zwölf Sitzhaltungen (Kniewinkel von 110°, 120°, 130° und 140° jeweils auf H30-Wert von 205 mm, 255 mm und 315 mm) in einem variablen Fahrzeugmodell untersucht. Dabei wurden verschiedene Fahraufgaben wie dosierte Bremsvorgänge, dosierte Gaspedalbetätigungen und Notbremsungen durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die physischen Beanspruchungen und Diskomfortbewertungen signifikant von den verschiedenen Sitzhaltungen beeinflusst wurden. Die Betätigungsgenauigkeit des Gaspedals hingegen wurde nicht von der Sitzhaltung beeinflusst und die Notbremsungsleistung zeigt nur beim Kniewinkel von 140° eine leichte Verschlechterung. Dies deutet darauf hin, dass die physischen Beanspruchungen gut mit der Diskomfortbewertung übereinstimmen, jedoch nicht mit der Leistung bei der Pedalbetätigung. Darüber hinaus zeigen die Auswertungen, dass der Kniewinkel von 110° zu einer stärkeren Dehnung der Gesäß- und Wadenmuskulatur führte und erhöhte Muskelaktivitäten beim Betätigen des Gaspedals (TA-Muskel) sowie des Bremspedals (RF-, VL- und VM-Muskeln) verursachte. Dies geht einher mit einem höheren Gesamtdiskomfort im Vergleich zu den Kniewinkeln von 120° und 130°. Der Kniewinkel von 140° verursacht erhöhte Muskelaktivitäten bei der Bremspedalbetätigung (VL-, VM-, GL- und GM-Muskeln) und führt ebenfalls zu einem höheren Gesamtdiskomfort. Zudem ist die Umsetzzeit vom Gas- zum Bremspedal bei diesem Kniewinkel 8,5 ms langsamer als bei einem Kniewinkel von 120° und die maximale Bremspedalkraft ist signifikant geringer als bei den anderen drei Kniewinkeln. Zusammenfassend lässt sich ableiten, dass es ergonomische Fahrerhaltungen bezüglich der unteren Extremitäten gibt, die weniger Gelenkbewegungsumfang ausnutzen und geringere Muskelaktivitäten verursachen, den Diskomfort minimieren und gleichzeitig eine kürzere Umsetzzeit sowie eine größere maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung ermöglichen. Als Ergebnis dieser Arbeit wird eine Körperhaltung mit einem Kniewinkel zwischen 120° und 130° für Fahrzeuge mit einem H30-Wert zwischen 205 mm und 315 mm empfohlen. Diese Erkenntnisse können zukünftig in eine Software zur Verbesserung der Haltungsprognose der digitalen Menschmodelle integriert werden.

Abstract

The application of a probability-based posture model for positioning digital human models (DHM) to ergonomically design the driver's workplace reaches its limits when the cockpit deviates from the original test conditions of the DHM. To improve posture prediction and assessment, additional objective data regarding physical stresses and driving performance should be incorporated alongside subjective evaluation methods such as discomfort assessment. Particularly crucial is to identify the causal criteria of discomfort. Of significant importance is the consideration of pedal operation, as it is the primary factor for the driver during seating position adjustment. The main goal of this work is to determine the ergonomic lower limb postures regarding pedal operation in passenger cars and investigate the effects of these postures on the lower extremities based on subjective and objective criteria.

In contrast to the literature, this study did not examine preferred seating positions but instead used predefined ones to analyze and better understand the influences of seating posture. Various measurement techniques, including goniometers, motion capture, electromyography, discomfort scale, body map, pedal signal recording, and force sensors, were employed. These experimental designs underwent evaluation and adjustments through a pilot study. In the empirical main study, a total of 41 participants (16 female and 25 male) were examined in twelve sitting positions with knee angles set at 110°, 120°, 130°, and 140°, and H30 values (seating height) of 205 mm, 255 mm, and 315 mm, using a variable seating buck. Various driving tasks, such as controlled braking, gas pedal operation, and emergency braking, were performed.

The results indicate that different sitting positions significantly influenced physical stresses and discomfort ratings. However, gas pedal accuracy remained unaffected by seating posture, and emergency braking performance only exhibited a slight deterioration at a knee angle of 140°. This suggests that physical stresses align well with discomfort ratings but not with pedal operation performance.

Further analyses reveal that a knee angle of 110° resulted in greater stretching of the gluteal and calf muscles and increased muscle activities when operating the gas pedal (TA muscle) and brake pedal (RF, VL, and VM muscles). This correlated with higher overall discomfort compared to knee angles of 120° and 130°. Conversely, a knee angle of 140° increased muscle activities when operating the brake pedal (VL, VM, GL, and GM muscles), leading to higher overall discomfort. Additionally, at this knee angle, the response time was 8.5 ms slower than at 120°, and the maximum brake pedal force was significantly lower than at the other three knee angles.

In summary, it can be concluded that there are ergonomic driver postures for the lower extremities that require less joint range of motion, lower muscle activities, reduce discomfort, and simultaneously allow for a shorter foot transition time and a greater maximum brake pedal force during emergency braking. Based on this study, a seating posture with a knee angle between 120° and 130° is recommended for vehicles with an H30 value between 205 mm and 315 mm. These findings can be integrated into a digital human model in the future to improve posture prediction.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	vi
Tabellenverzeichnis	ix
Abkürzungsverzeichnis	xi
1 Einführung	1
1.1 Motivation und Zielsetzung.....	1
1.2 Überblick der Arbeit.....	3
2 Theoretischer Hintergrund	4
2.1 Anthropometrische Fahrzeuginnenraumauslegung.....	4
2.2 Auslegung des Gas- und Bremspedals im Pkw mit Automatikantrieb	7
2.2.1 Geometrische Gestaltung des Gaspedals.....	7
2.2.2 Geometrische Gestaltung des Bremspedals.....	8
2.2.3 Positionierung	9
2.2.4 Betätigungskräfte.....	10
2.3 Anatomische und physiologische Grundlagen der unteren Extremitäten.....	11
2.3.1 Definition der Hauptebenen sowie der Bewegungen der unteren Extremitäten	11
2.3.2 Skelett der unteren Extremitäten	13
2.3.3 Skelettmuskulatur der unteren Extremitäten.....	14
2.4 Biomechanik der Gas- und Bremspedalbetätigung.....	19
2.5 Aktueller Forschungsstand zur Fahrerhaltung	20
2.5.1 Komfort versus Diskomfort	20
2.5.2 Subjektive Bewertungsmethoden	23
2.5.3 Objektive Analysemethoden.....	26
2.5.4 Haltungsanalyse mit Menschmodellen	32
2.5.5 Empfohlene Gelenkwinkelstellungen für Fahrtätigkeiten.....	35
2.6 Forschungsbedarf.....	37
2.7 Forschungsfragen.....	38
3 Entwicklung der Methodik mithilfe einer Pilotstudie	39
3.1 Untersuchungsmodell und Leithypothesen	39
3.2 Ableitung der Methodik	40
3.3 Methodik der Pilot-Studie	41
3.3.1 Auswahl der Sitzhaltungen	41
3.3.2 Versuchsaufbau	43
3.3.3 Fahraufgaben.....	44
3.3.4 Messmethoden.....	46
3.3.5 Versuchsablauf	48
3.3.6 Probandenkollektiv.....	49
3.3.7 Datenverarbeitung	49
3.3.8 Statistik	50
3.4 Ergebnisse der Pilotstudie	50
3.5 Diskussion der Pilotstudie	53
3.5.1 Diskussion der Ergebnisse	53
3.5.2 Einschränkungen, Verbesserungspotentiale sowie offene Fragen.....	54
3.6 Anpassung der Methodik für die Hauptstudie.....	55
4 Methodik der Hauptstudie.....	56

4.1	Auswahl der Sitzhaltungen und Versuchsaufbau	56
4.2	Fahraufgaben.....	58
4.3	Messmethoden.....	61
4.4	Versuchsablauf.....	66
4.5	Probandenkollektiv	68
4.6	Datenverarbeitung	69
4.7	Statistik	70
5	Ergebnisse der Hauptstudie	73
5.1	Physische Beanspruchungen.....	74
5.1.1	Gelenkwinkel und ausgenutzter Bewegungsumfang.....	74
5.1.2	Muskelaktivitäten	76
5.2	Diskomfortempfindungen	88
5.2.1	Globale Diskomfortbewertung	88
5.2.2	Lokale Diskomfortbewertung	89
5.3	Leistung bei der Pedalbetätigung	92
5.3.1	Genauigkeit der Gaspedalbetätigung.....	92
5.3.2	Umsetzzeit bei der Notbremsung	93
5.3.3	Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung.....	94
5.4	Überblick.....	95
6	Diskussion.....	97
6.1	Gelenkwinkel und ausgenutzter Bewegungsumfang.....	97
6.2	Muskelaktivitäten	98
6.3	Diskomfortempfindungen	100
6.4	Genauigkeit der Gaspedalbetätigung.....	103
6.5	Umsetzzeit bei der Notbremsung	103
6.6	Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung.....	104
6.7	Subjektive versus objektive Messmethoden	105
6.8	Limitationen	105
6.9	Vergleich mit der Literatur.....	107
6.10	Beantwortung der Forschungsfragen.....	112
7	Fazit und Ausblick.....	115
	Literaturverzeichnis.....	1
	Anhang	12
A	Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung der Pilotstudie 2020	12
B	Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung der Hauptstudie 2021.....	13
C	Empfehlung der Positionierung der Elektroden zur EMG-Messung nach SENIAM (2022)	14
D	Vermessung der Sitzhöhe mit zwei Markern und dem Vicon-System.	15
E	Beispiele der Fahraufgaben in der Hauptstudie 2021	16
F	Weitere Tabellen.....	17

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Sitzpositionsbereiche der RAMSIS-Manikins (Human Solutions GmbH, 2022) auf derselben Sitzhöhe von 300 mm	2
Abbildung 2: Fahrzeugkoordinatensystem (Society for Automotive Engineering, 1984).....	5
Abbildung 3: Relevante Referenzpunkte und Abmessungen zur Auslegung des FAPs (Bubb et al., 2015b; nach Bhise, 2016)	6
Abbildung 4: Links: Hängendes Gaspedal (Tesla, 2022). Rechts: Stehendes Gaspedal (BMW Group, 2018).....	7
Abbildung 5: Unterschiede in Abhängigkeit der Pedalanbindung	8
Abbildung 6: Veranschaulichung der Verbindung des Bremspedals mit dem Bremskraftverstärker (Reif, 2010)	8
Abbildung 7: Links: UN-Vorschrift R35 zur lateralen Auslegung des Fußraums (United Nations, 2021; eigene Darstellung). Rechts: Versatz in X-Richtung zwischen Gas- und Bremspedal in der Seitenansicht	10
Abbildung 8: Vergleich des Bremsdrucks mit und ohne Bremsassistent (Reif, 2010, S. 136)	11
Abbildung 9: Definition der anatomischen Ebenen (Winter, 2009)	12
Abbildung 10: Definition der Bewegungen der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke (Uchida et al., 2020, angepasst).....	12
Abbildung 11: Hauptknochen und -muskulatur der unteren Extremität (Uchida et al., 2020, angepasst)	13
Abbildung 12: Skelettmuskelaufbau (Cardiff, 2012)	16
Abbildung 13: Kraft-Länge-Relation in einem Skelettmuskel (Marieb & Hoehn, 2007)	17
Abbildung 14: Verhältnis zwischen normalisiertem EMG-Wert und der Kraft für Soleus- und Bizeps-Brachii-Muskeln (Bigland-Ritchie, 1981)	18
Abbildung 15: Das Komfort-Diskomfort-Modell von Zhang et al. (1996).....	21
Abbildung 16: Das Komfort-Diskomfort-Modell von Vink & Hallbeck (2012)	22
Abbildung 17: Schematische Darstellung der Beziehung zwischen dem Diskomfort und physischen Beanspruchungen.....	23
Abbildung 18: Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Beschwerden und Gelenkwinkel anhand eines „Topfs“ ähnlich der Wahrscheinlichkeitsverteilung (Pannetier & Wang, 2012).....	23
Abbildung 19: Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (Rohmert, 1983; zitiert nach Schlick et al., 2018c)	23
Abbildung 20: Drei Diskomfort-Skalen (eigene Darstellungen)	25
Abbildung 21: Zwei Body-Maps zur Bewertung des lokalen Diskomforts	26
Abbildung 22: Neutrale Haltung in der Schwerelosigkeit (NASA, 2014)	28
Abbildung 23: Beziehung zwischen der normalisierten Kraft (% MVC) und der Dauer bis zu unterschiedlichen Ermüdungsindizes für jede Muskelgruppe.....	31
Abbildung 24: Verwendung von Gelenkwinkelstellungen zur 2D-Darstellung der Fahrerhaltung	33
Abbildung 25: Erstellung und Anwendung von RAMSIS-Haltungsmodell zur Haltungsprognose (Speyer, 1996, S. 13; angepasst).....	34
Abbildung 26: Die voreingestellte Haltungen eines Lkw-Haltungsmodells (links) und eines Pkw-Haltungsmodells (rechts) von RAMSIS.....	34
Abbildung 27: Einfluss der Sitzhöhe auf die präferierte Körperhaltung	37
Abbildung 28: Untersuchungsmodell zur Beschreibung der Auswirkungen der Fahrerhaltung auf die körperlichen Beanspruchungen und auf die Leistung bei der Pedalbetätigungen.....	39

Abbildung 29: Definition der Kniewinkel und Sprunggelenkwinkel.....	42
Abbildung 30: Übersicht der empfohlenen Winkelbereiche des Kniegelenks in der Literatur zur Auswahl der zu testenden Kniewinkel in der Pilotstudie	42
Abbildung 31: Übersicht der 15 Sitzpositionen eines Probanden in der Pilotstudie	43
Abbildung 32: Seitenansicht der Sitzkiste mit H30 = 300 mm.....	44
Abbildung 33: Laterale Auslegung der Pedalerie und der Fußstütze.....	44
Abbildung 34: Ein Testlauf der Fahraufgabe	45
Abbildung 35: Signalsender Myon 320 mit zwei Elektroden (Myon AG)	47
Abbildung 36: Die modifizierte CP-50-Skala	47
Abbildung 37: Bremspedal mit einem Kraftsensor hinter dem Hebelarm und einem Gummipuffer als Zwischenlage für ein realistisches Bremsgefühl	48
Abbildung 38: Veranschaulichung des Versuchsablaufs. Sitzhöhen und Kniewinkel wurden jeweils permutiert.....	48
Abbildung 39: a) M und SD der Ausnutzung des Sprunggelenks-AROM (N = 11). b) M und SD der TA-Aktivität (n = 11).....	51
Abbildung 40: Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten (n = 11)	52
Abbildung 41: a) M und SD der Pedalumsetzzeit bei der Notbremsung (n = 11). b) M und SD der maximalen Bremspedalkraft (n = 11)	53
Abbildung 42: Übersicht der zwölf Sitzpositionen in der Hauptstudie	56
Abbildung 43: Versuchsaufbau der Hauptstudie im VEMO II	57
Abbildung 44: Versuchsrelevante Module im VEMO II	58
Abbildung 45: Vorgabekurve des Bremspedals für die Aufgabe 1	59
Abbildung 46: Vorgabekurve des Gaspedalsignal für die Aufgaben 2 und 3	59
Abbildung 47: Übersicht der Gaspedalsignalkurve: Innerhalb einer Wiederholung bestand die Gaspedalsignalkurve aus drei Phasen	61
Abbildung 48: Beispiele für Gaspedalsignale aus drei Studien	61
Abbildung 49: Marker-Set für das Plug-in-Gait Lower-Body-Model (Vicon Motion Systems Ltd., 2021b).....	63
Abbildung 50: a) MVC-Messung für RF, VL und VM. b) MVC-Messung für TA. c) MVC-Messung für GM und GL	65
Abbildung 51: Body-Map zur detaillierten Diskomfortbewertung der unteren Extremität	65
Abbildung 52: Versuchsablauf der Hauptstudie	66
Abbildung 53: Proband nach der Vorbereitungsphase.....	67
Abbildung 54: Echtzeitige Kniewinkelablesung in Vicon Nexus.....	68
Abbildung 55: Verteilung des Alters und der Perzentile der Körpergrößen (N = 41)	69
Abbildung 56: Flussdiagramm der Datenverarbeitung im Hauptversuch	70
Abbildung 57: Ist-Kniewinkel in allen Sitzhaltungen (N = 37)	74
Abbildung 58: Hüftgelenkwinkel (links) und ausgenutzter AROM der Hüftgelenkflexion (rechts) in allen Sitzhaltungen (N = 38)	75
Abbildung 59: Sprunggelenkwinkel (links) und ausgenutzter AROM (rechts) des Sprunggelenks in allen Sitzhaltungen (N = 37). Positive Werte bedeuten Dorsiflexion und negative Werte Plantarflexion	76
Abbildung 60: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 33.....	78
Abbildung 61: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 66.....	81
Abbildung 63: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 90 N Bremspedalkraft	87

Abbildung 64: Globale Diskomfortbewertungen der unteren Extremitäten einschließlich des unteren Rückens in allen Sitzhaltungen (N = 41)	88
Abbildung 65: Heatmap der jeweiligen Körperzonen, eingefärbt mit den durchschnittlichen Diskomfort-Häufigkeiten aller Konfigurationen (N = 41)	89
Abbildung 66: Veranschaulichung der Auftretenswahrscheinlichkeiten des Diskomforts in der jeweiligen Körperzone durch Body-Map kombiniert mit Farbcodierung von Heatmap. Irrelevante Bereiche sind in einem leichten Grauton ausgefüllt	90
Abbildung 67: RMSE bei der Gaspedalbetätigung in allen Sitzhaltungen (N = 41)	93
Abbildung 68: Umsetzzeit Gas- zum Bremspedal bei der Notbremsung in allen Sitzhaltungen (N = 40).....	94
Abbildung 69: Die Maximale Bremspedalkraft in allen Sitzhaltungen (N = 38)	94
Abbildung 70: Beispiele der Änderungstendenzen von durchschnittlichen EMG-Aktivitäten sowie Diskomfortbewertungen in den vier Sitzpositionen auf H255	102

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Pedalbetätigung beim Autofahren und die entsprechenden Gelenkbewegungen	14
Tabelle 2: AROM von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Literatur.....	14
Tabelle 3: Hauptflexoren und -extensoren für Hüft-, Knie und Sprunggelenk.....	15
Tabelle 4: Muskelfasertypen, basierend auf die Tabelle von McArdle et al. (2010)	18
Tabelle 5: Übersicht der Literatur über die Methodik und die empfohlenen Winkelbereiche der rechten unteren Extremität	36
Tabelle 6: Hypothesen, abgeleitete AV und entsprechende Messtechnik	41
Tabelle 7: Basisinformationen der Probanden (n = 11)	50
Tabelle 8: Überblick der Signifikanz der Einflüsse von Kniewinkel und Sitzhöhe auf die jeweiligen AV.....	53
Tabelle 9: Parameter der jeweiligen Konfigurationen.....	58
Tabelle 10: Abhängige Variablen mit entsprechender Messtechnik sowie Fahraufgaben für die Hypothesen dieser Arbeit. Unterstrichen sind die Anpassungen der Methodik auf Basis der Pilotstudie.....	62
Tabelle 11: Übersicht der zu messenden Muskeln der unteren Extremitäten (Marieb & Hoehn, 2007).....	64
Tabelle 12: Basisinformationen der Probanden (N = 41).....	69
Tabelle 13: Basisinformationen der Rohdaten zur Datenverarbeitung	70
Tabelle 14: Überblick der AV, der Einheit und der entsprechenden Hypothese	73
Tabelle 15: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (in Prozent der MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei 33 % Gaspedalweg.....	76
Tabelle 16: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihre Interaktion bei 33 % Gaspedalweg.....	77
Tabelle 17: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (% MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei 66 % Gaspedalweg	79
Tabelle 18: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihre Interaktion bei einer 66 % Gaspedalweg	80
Tabelle 19: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (% MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei 45 N Bremspedalkraft.....	82
Tabelle 20: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion bei 45 N Bremspedalkraft	83
Tabelle 21: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (% MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei Bremspedalkraft 90 N.....	86
Tabelle 22: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion bei 90 N Bremspedalkraft	86
Tabelle 23: Überblick der M und SD von Auftretenswahrscheinlichkeiten des Diskomforts aller zwölf Konfigurationen (N = 41)	90
Tabelle 24: Überblick der Signifikanz von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion auf die jeweiligen AV.....	96
Tabelle 25: Vergleich der Hauptstudie dieser Arbeit mit der Literatur.....	109
Tabelle 26: Vergleich der empfohlenen Kniewinkelbereiche in der Literatur mit der Hauptstudie. Die „Häufigkeit der Literatur“ zeigt an, wie oft ein Winkelwert von der aufgelisteten Literatur empfohlen wurde	110

Tabelle 27: Vergleich der empfohlenen Fußwinkelbereiche in der Literatur mit der Hauptstudie. Die „Häufigkeit der Literatur“ zeigt an, wie oft ein Winkelwert von der aufgelisteten Literatur empfohlen wurde110

Abkürzungsverzeichnis

A47	Pedalebene-Winkel
AHP	Accelerator Heel Point (Ferspunkt)
ANOVA	Analysis of Variance (Varianzanalyse)
AROM	Active Range of Motion (Aktiver Bewegungsumfang)
ATP	Adenosintriphosphat
AV	Abhängige Variable
BOF	Ball of Foot (Fußballenpunkt)
BPD	Body Part Discomfort (Diskomfort an Körperteilen)
CP-50	Category Partitioning Scale (Kategorie-Aufteilungsskala)
CR-10	Category Ratio Scale (Kategorie-Verhältnis-Skala)
DHM	Digital Human Model (Digitales Menschmodell)
EMG	Elektromyografie
FAP	Fahrerarbeitsplatz
FF	Forschungsfrage
GEE	Generalized Estimating Equations (verallgemeinerte Schätzungsgleichung)
GL	m. gastrocnemius lateralis
GM	m. gastrocnemius medialis
H205, H255 usw.	H30 von 205 mm, 255 mm usw.
H30	Höhenunterschied zwischen dem SRP und dem AHP
HPM	H-Punktmessmaschine
IAD	Institut für Arbeitswissenschaft der Technischen Universität Darmstadt
K110, K120 usw.	Kniewinkel von 110°, 120° usw.
LH	Leithypothese
M	Mittelwert
m.	musculus (Muskel)
MD	Mean Difference (Mittelwertdifferenz)
MoCap	Motion Capture (Bewegungserfassung)
MVC	Maximum Voluntary Contraction (Maximale willkürliche Muskelkontraktion)
NASA	National Aeronautics and Space Administration (Nationale Aeronautik- und Raumfahrtbehörde)
NIOSH	National Institute for Occupational Safety & Health (Nationales Institut für Arbeitsschutz und Gesundheitsschutz am Arbeitsplatz)
OR	Odds Ratio (Chancenverhältnis)
OWAS	Ovako Working Posture Analysing System (Ovako Arbeitsplatzanalyse-System für Körperhaltung)
PROM	Passive Range of Motion (Passiver Bewegungsumfang)
RF	m. rectus femoris
rmANOVA	Repeated Measures ANOVA (ANOVA mit wiederholten Messungen)
RMSE	Root Mean Square Error (Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme)
ROM	Range of Motion (Bewegungsumfang)

RVC	Reference Voluntary Contraction (Referenz willkürliche Muskelkontraktion)
SAE	Society of Automotive Engineers (Gesellschaft der Automobilingenieure)
SD	Standard Deviation (Standardabweichung)
SR	Sarkoplasmatischen Retikulum
SRP	Sitzreferenzpunkt
SUV	Sports Utility Vehicle (Geländewagen)
TA	m. tibialis anterior
UV	Unabhängige Variable
VL	m. vastus lateralis
VM	m. vastus medialis
WHM	Wahrscheinlichkeitsbasiertes Haltungsmodell

1 Einführung

1.1 Motivation und Zielsetzung

Eine wichtige Aufgabe der anthropometrischen Fahrzeuginnenraumauslegung, auch bekannt als "Occupant Packaging", besteht darin, sicherzustellen, dass Insassen mit unterschiedlichen Körpermaßen unter Berücksichtigung von Sicherheits- und Komfortanforderungen angemessen im Fahrzeug untergebracht werden können (Roe, 1993, zitiert nach Parkinson & Reed, 2006). Die Gestaltung des Fahrerarbeitsplatzes (FAP) stellt dabei eine besondere Herausforderung dar, da der Fahrer in einem engen Innenraum mit seinen Extremitäten und dem Rumpf im Vergleich zu Arbeitsplätzen in anderen Bereichen ist (Preusken & Dupuis, 1969, S. 234). Aufgrund der begrenzten Bewegungsfreiheit nehmen Fahrer eine relativ statische Körperhaltung für den Rumpf und die unteren Extremitäten ein (Bubb, Grünen, et al., 2015; Cvetkovic, 2020). Ein FAP sollte in der Lage sein, individuelle Einstellungen für Sitz und Lenkrad zu ermöglichen, um die ergonomischen Anforderungen von Fahrern mit unterschiedlichen Körperabmessungen zu erfüllen. Um diese Einstellbereiche zu bestimmen, benötigen Fahrzeugergonomen Kenntnisse darüber, wie Fahrer aus der Zielgruppe eine möglichst ergonomische Sitzhaltung einnehmen würden. Von großer Bedeutung ist dabei die Berücksichtigung der Pedalbetätigung, da diese der wichtigste Faktor für den Fahrer bei der Sitzeinstellung ist, insbesondere für kleine Personen (Brückner, 2011; zitiert nach Bubb, Grünen, et al., 2015; X. Wang & Bulle, 2017). Ergonomiesoftware wie RAMSIS (Rechnergestütztes Anthropologisch-Mathematisches System zur Insassen-Simulation) unterstützt mit dreidimensionalen (3D) digitalen Mensch-Modellen (Engl.: Digital Human Model oder DHM) dabei, zu prognostizieren, wie Personen in einem bestimmten Fahrzeuginnenraum am wahrscheinlichsten sitzen würden. Basierend auf diesen Sitzpositionen können dann ergonomische Vorgaben für die Auslegung des Fahrzeuginnenraums umgesetzt werden. Allerdings funktioniert das zugrundeliegende sogenannte "Wahrscheinlichkeitsbasierte Haltungsmodell" (WHM) nicht unter allen Umständen perfekt. Fröhmel (2010) hat darauf hingewiesen, dass die Vorhersage einer wahrscheinlichen Körperhaltung besser funktioniert, wenn die neue Umgebungsgeometrie ähnlich der ursprünglichen Versuchsaufbauten ist, die bei der Datenerhebung für die Entwicklung von RAMSIS verwendet wurden. Ist der Unterschied zwischen diesen Umgebungsgeometrien zu groß, kann dies zu Ungenauigkeiten in den Simulationsergebnissen führen. Eine Forschungsrichtung besteht darin, ein universelles biomechanisches DHM zu etablieren, das auch Kräfte und Gelenkmomente berücksichtigt, um diese Lücke im Haltungsmodell zu schließen. Allerdings hat sich gezeigt, dass dieses sogenannte "Krafthaltungsmodell" keinen deutlichen Vorteil gegenüber dem aktuellen Haltungsmodell bietet (Fröhmel, 2010).

Eine Herausforderung besteht darin, dass sowohl das WHM als auch viele andere Studien in diesem Bereich die bevorzugten Sitzhaltungen der Insassen beschreiben. Zum einen ist es immer noch unklar, ob eine subjektiv ausgewählte Sitzhaltung automatisch auch ergonomisch optimal ist (Schmidt et al., 2014). Zum anderen gelangen die vorliegenden Studien aufgrund von Unterschieden im experimentellen Aufbau oder der Aufgabenstellung häufig zu unterschiedlichen Empfehlungen (Peng et al., 2018; Schmidt et al., 2014). Zudem werden manche wichtigen Informationen des Versuchsdesigns, wie z. B. die Sitzhöhe, nicht immer angegeben, was die Anwendung der Erkenntnisse erschwert.

Eine weitere Herausforderung besteht darin, dass die interindividuellen Gelenkwinkelbereiche für bevorzugte Haltungen in Bezug auf (Dis-)Komfort oft sehr groß sind. Zum Beispiel wurden in der

Literatur für den bevorzugten Kniewinkel Unterschiede von über 40° gefunden (Cvetkovic, 2020; Peng et al., 2018; Wolf et al., 2022). Dies bedeutet, dass der breite Bereich der bevorzugten Kniewinkel zu einer großen Variation der Sitzposition führen kann (Abbildung 1). Die genaue Positionierung des DHM im Fahrzeug stellt damit für Anwender eine Herausforderung dar. Daher ist es sinnvoll, Sitzhaltungen sowie -positionen in Bezug auf andere Faktoren wie physische Beanspruchungen oder die Leistung der Fahraktivitäten weiter zu verfeinern. Eine Studie von Peng et al. (2018) zeigt bspw., dass der Ellbogenwinkel beim Lenken weniger kritisch für die Komfortwahrnehmung ist und einen Winkelbereich zwischen 92° und 162° aufweist. Im Gegensatz dazu zeigte eine Studie von Schmidt et al. (2015) einen deutlich engeren Winkelbereich ($95^\circ \sim 120^\circ$) der optimalen Werte für eine höhere Lenkpräzision und Lenkgeschwindigkeit. Dieser Unterschied deutet darauf hin, dass die Berücksichtigung biomechanischer Parameter dazu beitragen kann, den optimalen Gelenkwinkelbereich genauer zu bestimmen. Insbesondere ermöglicht sie ein besseres Verständnis dafür, warum eine bestimmte Haltung einer anderen überlegen ist. Faktoren wie Muskelaktivität und Leistung der Fahraktivitäten können zur Verfeinerung der Prognose der optimalen Fahrerhaltung herangezogen werden.

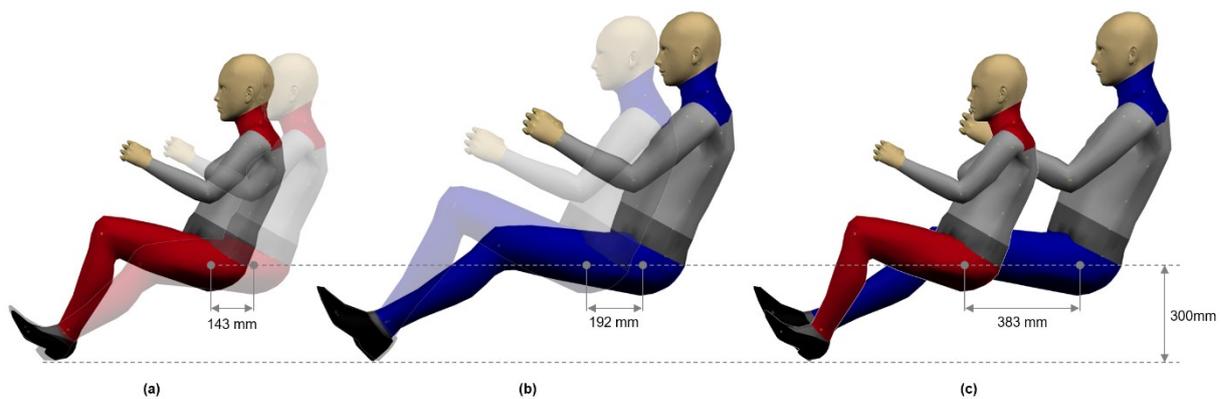


Abbildung 1: Sitzpositionsbereiche der RAMSIS-Manikins (Human Solutions GmbH, 2022) auf derselben Sitzhöhe von 300 mm. a) Die Manikins 5. Perzentil Frau mit Kniewinkeln von 93° und 137° (transparent) hatten einen Hüftgelenkabstand von 143 mm. b) Die Manikins 95. Perzentil Mann mit Kniewinkeln von 93° (transparent) und 137° hatten einen Hüftgelenkabstand von 192 mm. c) Das Manikin 5. Perzentil Frau (rot) mit 93° und das Manikin 95. Perzentil Mann (blau) mit 137° Kniewinkel hatten einen Hüftgelenkabstand von 383 mm, der größer sein kann als der Sitz-Längsverstellbereich in einem Serienfahrzeug

Das Hauptziel dieser Arbeit besteht darin, die Auswirkungen der Fahrerhaltung der unteren Extremitäten unter Berücksichtigung der Pedalbetätigung im Pkw zu untersuchen. Dabei werden sowohl subjektive Faktoren wie die Diskomfortempfindung als auch objektive Aspekte wie die physische Beanspruchung und die Leistung bei der Pedalbetätigung berücksichtigt. Die Untersuchungen werden an verschiedenen Fahrzeugtypen (Sportwagen, Limousine und SUV) durchgeführt, um eine umfassende Analyse für einen breiten Anwendungsbereich im Pkw zu ermöglichen.

Ein potenzieller Anwendungsbereich der Forschungsergebnisse liegt in der Optimierung bzw. Weiterentwicklung des aktuellen WHM. Das neue Haltungsmodell soll Fahrzeugergonomen dabei unterstützen, eine bessere Einschätzung darüber zu treffen, in welchem Winkelbereich sie die Gelenke der digitalen Menschmodelle unter ergonomischen Gesichtspunkten angemessen bewegen können.

Um klare Rahmenbedingungen für diese Arbeit zu definieren, werden bestimmte Aspekte nicht untersucht. Dazu gehören die Kupplungspedalbetätigung, die Variante „hängendes“ Gaspedal, die

Variation der lateralen Pedalerie-Auslegung, der Einfluss der Sitzausstattung sowie die Wechselwirkung von Torsowinkel und Lenkradposition auf die unteren Extremitäten.

1.2 Überblick der Arbeit

In Kapitel 2 wird der fachliche und wissenschaftliche Hintergrund dieser Arbeit ausführlich dargestellt. Am Ende des Kapitels werden konkrete Forschungsbedarfe und -fragen aus aktuellen Erkenntnissen zur Haltungsbewertung abgeleitet. Basierend auf diesen Grundlagen werden in Kapitel 3 ein schematisches Untersuchungsmodell visualisiert und die Leithypothesen formuliert. Auf Basis der Analyse dieser Leithypothesen erfolgt die Ableitung der Bewertungskriterien und Messmethoden. Um mögliche Verbesserungspotenziale der Methodik zu identifizieren, wird zunächst eine Pilotstudie mit zwölf Probanden durchgeführt. Im Anschluss wird das angepasste Versuchsdesign für die Hauptstudie mit 41 Probanden in einem variablen Sitzmodell in Kapitel 4 präsentiert. Die Ergebnisse werden detailliert in Kapitel 5 vorgestellt und in Kapitel 6 anhand der Leithypothesen, Methodik und relevanter Literatur diskutiert. Dabei werden auch die Forschungsfragen der vorliegenden Arbeit beantwortet. Abschließend werden in Kapitel 7 ein Fazit gezogen und ein Ausblick auf mögliche zukünftige Forschung gegeben.

2 Theoretischer Hintergrund

In diesem Kapitel werden die relevanten Grundlagen und der Stand der Kenntnisse bezüglich der Zielsetzung der Arbeit dargelegt und analysiert sowie am Ende des Kapitels die Forschungsfragen abgeleitet.

In Abschnitt 2.1 wird die Grundlage des „Occupant Packaging“ (ergonomische Fahrzeugauslegung) dargelegt, die darauf abzielt, den Fahrzeuginnenraum für die Insassen so auszulegen, dass verschiedene Anforderungen der Sicherheit und Ergonomie erfüllt werden können. Der Fokus in Abschnitt 2.2 liegt auf der Auslegung von Gas- und Bremspedal. Da die Pedalbetätigung eine Interaktion zwischen Fahrer und Pedal ist, werden in Abschnitt 2.3 die anatomischen sowie physiologischen Grundlagen der unteren Extremität dargestellt. Darüber hinaus werden in Abschnitt 2.4 die biomechanischen Methoden vorgestellt, die in ergonomischen Studien angewendet werden.

Von besonderer Bedeutung ist der aktuelle Forschungsstand in Abschnitt 2.4 über die Haltungsbewertung der Insassen, insbesondere des Fahrers. Auf dieser Basis werden in Abschnitt 2.5 empfohlene Gelenkwinkelstellungen zur Pedalbetätigung aus der Literatur zusammengefasst und kurz diskutiert.

Abschließend werden in Abschnitt 2.6 und 2.7 Forschungsbedarf und Forschungsfragen formuliert, die im Rahmen dieser Arbeit beantwortet werden sollen.

2.1 Anthropometrische Fahrzeuginnenraumauslegung

Die anthropometrische Fahrzeuginnenraumauslegung beginnt bereits in der Frühphase des Entwicklungsprozesses, in der der Bauraum definiert und bewertet wird. Hierbei werden die grundlegenden Maße wie z. B. Sitzhöhe sowie Lage und Größe des Sitzverstellfelds festgelegt, um eine angemessene Raumausnutzung für die Insassen zu gewährleisten. Darüber hinaus müssen auch weitere Aspekte wie die Platzierung der Instrumententafel, des Lenkrads und der Pedale berücksichtigt werden, um eine sichere und ergonomische Fahrerhaltung zu gewährleisten.

Für die Entwicklung und die Evaluierung der Innenraumauslegung werden die Standards der SAE (Society of Automotive Engineers) verwendet, was zum späteren Zeitpunkt auch für die Zulassung wichtig ist. SAE bietet über 1900 Standards in Bezug auf die Fahrzeugentwicklung an (SAE International, 2022), darunter eine Reihe von ergonomischen Standards für die FAP-Auslegung. Wichtig davon sind z. B. die J1100 und die J826. Damit werden die Körperhaltung sowie der Sitzverstellbereich des Fahrers, die Pedal- und Lenkradanordnung, die Greifschalen und die verschiedenen Sichtstrahlen während der Konzeptphase der Fahrzeugentwicklung festgelegt. Folgend werden einige relevante und grundlegende Definitionen sowie Referenzpunkte zur Beschreibung der Innenraumabmessungen aus der SAE J1100 (1984) für den FAP aufgelistet:

- Koordinatensystem: Es wird original in J182 (SAE International, 2009) definiert (Abbildung 2). Die X-Achse läuft gegen die Fahrtrichtung, die Y-Achse ist senkrecht zur X auf der horizontalen Ebene und die Z-Achse geht vertikal nach oben.
- Das Präfix der Abmessungen „L“ steht für Längenabmessung und „H“ für Höhenabmessung.
- H-Punkt (Hüftpunkt). Es definiert den gemeinsamen Drehpunkt der Oberschenkel und des Torsos einer H-Punktmessmaschine.
- H-Punktmessmaschine (HPM): Sie ist ein Standardmessinstrument zur Bestimmung der Sitzkonturen eines Mannes mit einem Gewicht von 76 kg. Der Torso repräsentiert das 50.

Perzentil eines US-amerikanischen Mannes, während die Beinlänge wahlweise das 10., 50. oder 95. Perzentil darstellt (SAE, 1995).

- Sitzverstellfeld: Für einen verstellbaren Sitz wird ein Sitzverstellfeld aus den möglichen Sitzpositionen für den H-Punkt abgeleitet.
- Sitzreferenzpunkt (SRP): Der SRP ist ein spezifischer Referenzpunkt, der vom Automobilhersteller definiert wird. Er gilt als einer der wichtigsten Bezugspunkte (Bhise, 2016) und bestimmt den Fahrzeugcharakter mit. Die SAE empfiehlt, dass der SRP am 95. Perzentil der H-Punkt-Verteilung bezüglich des horizontalen Abstands zum Pedalreferenzpunkt platziert werden sollte.
- Ferspunkt (Engl.: Accelerator Heel Point oder AHP). Dieser Punkt entspricht dem Fersenpunkt.
- Fußballenpunkt (Engl.: Ball of Foot oder BOF). Dieser Punkt entspricht dem Referenzpunkt des Vorderfußes.

Folgend sind die wichtigen Abmessungen zur FAP-Auslegung aus der SAE J1100 (1984) aufgeführt, die auch die Haltung des SAE-Manikins beschreiben (Abbildung 3):

- H30: Der Höhenunterschied zwischen dem SRP und dem AHP.
- L53: Der longitudinale Abstand zwischen dem SRP und dem AHP.
- L99: Der longitudinale Abstand zwischen dem SRP und dem BOF.
- A46: Der Fußwinkel ist der Winkel zwischen der Fußsohlebene und der Unterschenkellinie. In SAE J826 ist A46 mit 87° vorgegeben.
- A47: Der Pedalebene-Winkel ist der Winkel zwischen der Horizontale und der Fußsohlebene.

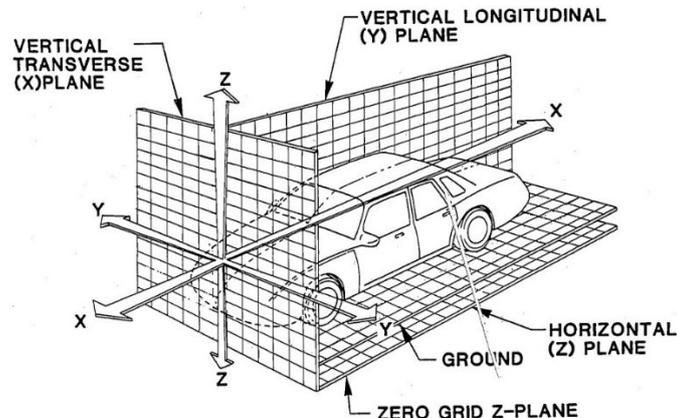


Abbildung 2: Fahrzeugkoordinatensystem (Society for Automotive Engineering, 1984)

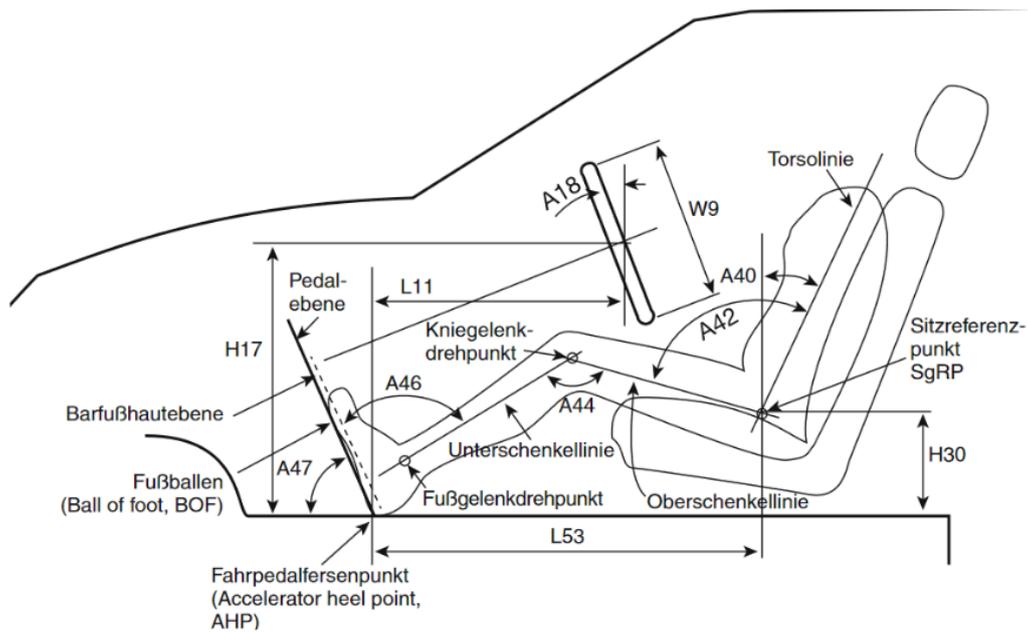


Abbildung 3: Relevante Referenzpunkte und Abmessungen zur Auslegung des FAPs (Bubb et al., 2015b; nach Bhise, 2016)

Anhand dieser Parameter kann ein üblicher FAP-Auslegungsprozess zur Bestimmung der Pedalerie und des Sitzes wie folgend dargestellt werden (Bhise, 2016):

1. Die Höhe des SRP (H30):. Dieser Wert prägt den Fahrzeugcharakter. Die Spannbreite der Werte reicht von 140 mm für einen niedrigen Sportwagen bis zu 400 mm bei einem VAN (Bubb, Grünen, et al., 2015). Zugleich wird auch das L53 und L99 durch eine vorgegebene Funktion von H30 umgerechnet. Je kleiner der H30-Wert, desto länger wird der longitudinale Abstand zwischen Pedalerie und Sitz. L99 wird normalerweise anhand der folgenden Gleichung gemäß SAE J1517 berechnet:

$$L99 = 913,7 + 0,672316z - 0,00195530z^2$$

wobei $z = H30$ in mm angegeben wird.

2. Der Pedalebene-Winkel (A47) wird mit der folgenden Gleichung aus H30 bestimmt:

$$A47 = 78,96 - 0,015z - 0,000173z^2$$

3. Die Position des Fußballenpunkts (BOF) wird auf der Pedalebene bestimmt. In SAE J1517 wird der Abstand zwischen dem BOF und AHP auf 203 mm definiert.
4. Der longitudinale Abstand zwischen dem AHP und dem SRP (L53) wird folgenderweise berechnet:

$$L53 = L99 - 203 \times \cos(A47)$$

5. Die longitudinale Sitzverstellbarkeit: Der vorderste Punkt hat eine longitudinale Entfernung zum BOF von $X_{2,5}$ und der hinterste Punkt von $X_{97,5}$. Die Entfernungen $X_{2,5}$ und $X_{97,5}$ sind in SAEJ1517 sind wie folgt definiert:

$$X_{2,5} = 687,1 + 0,895336z - 0,00210494z^2$$

$$X_{97,5} = 936,6 + 0,613879z - 0,00186247z^2$$

Im Anschluss werden viele weitere Parameter bestimmt, darunter der Sitzlehnenwinkel, die Positionierung der Augenellipse und die Kopffreiheit. Sobald die Positionen des SRP (H30 und L53) und A47 festgelegt sind, ist auch die Haltung der unteren Extremitäten der HPM definiert. Es ist jedoch erwähnenswert, dass gemäß SAE J826 (1995) betont wird, dass die HPM nicht zur Messung oder Bewertung der Leistungsfähigkeit oder des Komforts der Insassen dient.

2.2 Auslegung des Gas- und Bremspedals im Pkw mit Automatiktrieb

2.2.1 Geometrische Gestaltung des Gaspedals

Das Gaspedal kann in Form eines hängenden oder stehenden Pedals ausgeführt werden (Abbildung 4). Hängende Pedale haben eine freischwingende Konstruktion ohne Verbindung zum Boden, während die Wurzel des stehenden Pedals eine verankerte Position am Boden hat. Das stehende Gaspedal hat eine gerade Pedalfläche, während das hängende Gaspedal üblicherweise eine leicht gekrümmte Oberfläche hat. Das stehende Gaspedal weist in der Regel eine längere Oberfläche auf als ein hängendes Pedal.



Abbildung 4: Links: Hängendes Gaspedal (Tesla, 2022). Rechts: Stehendes Gaspedal (BMW Group, 2018)

Wegen des Unterschieds in der Mechanik haben die beiden Pedaltypen unterschiedliche Drehachsen und daher andere Bewegungswege sowie Relativbewegungen zum Schuh (Abbildung 5). Während der hängende Typ einen höheren Drehpunkt hat, der sich vom Drehpunkt (dem Fersenpunkt) entfernt, ist dieser Unterschied beim stehenden Typ minimal, da die Drehachse des Pedals näher am Drehpunkt des Fußes liegt. Daraus resultiert eine geringere Bewegung zwischen der Pedaloberfläche und der Schuhsohle. Ein weiterer Vorteil des stehenden Typs ist die leichtere Zugänglichkeit für Fahrer mit kleinerem Fuß. Unabhängig von der Schuhgröße ergibt sich eine größere Kontaktfläche auf dem stehenden Gaspedal. Auch ein vertikales Abrutschen des Fußes vom Pedal wird durch die lange Pedaloberfläche vermieden. Im Folgenden wird nur das stehende Gaspedal weiter betrachtet.

Die Schuhgröße wird bei der Gestaltung des stehenden Gaspedals berücksichtigt. Nach ISO Standard 19407:2015 (ISO, 2015) liegen die Fußlängen zwischen 190 mm und 320 mm, welche den EU Schuhgrößen von 31 bis 50 entsprechen. Dies stimmt gut mit der Empfehlung von Schmidtke und Groner (1989) überein, in der die minimale, optimale sowie maximale Länge eines fußbetätigten Pedals 200 mm, 250 mm und 350 mm betragen soll. Ein stehendes BMW-Gaspedal eines Kompaktklasse-Fahrzeug hat bspw. eine Länge von 215 mm. Weiterhin wird eine minimale Breite des Fußpedals von 75 mm empfohlen.

Bei der Festlegung des Betätigungsbereichs des stehenden Gaspedals ist wichtig, den Gelenkbewegungsumfang des Sprunggelenks zu berücksichtigen. Der optimale Betätigungsbereich ausgehend von der neutralen Fußposition liegt bei einer Rückwärtsneigung kleiner als 10° und einer

Vorwärtsneigung kleiner als 15° (Schmidtke & Groner, 1989). In der Praxis hat bspw. ein BMW-Seriengaspedal einen noch kleineren Betätigungsbereich von insgesamt ca. 16° .

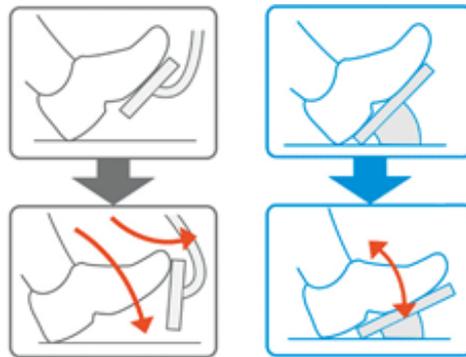


Abbildung 5: Unterschiede in Abhängigkeit der Pedalanbindung: Das hängende (links) und das stehende (rechts) Gaspedal haben unterschiedliche Bewegungswege des Pedals und unterschiedliche Relativbewegungen zwischen der Pedaloberfläche und der Schuhsohle (Mazda North American Operations, 2016)

2.2.2 Geometrische Gestaltung des Bremspedals

Anders als das Gaspedal hat das Bremspedal meistens ein hängendes Design mit einem Hebel, durch den die Pedalkraft um bis zu siebenfach vergrößert werden kann, die dann in den Bremskraftverstärker (Abbildung 6) oder Hauptbremszylinder weitergeleitet wird. In einem Fahrzeug mit Automatikgetriebe kann das Bremspedal aufgrund des fehlenden Kupplungspedals breiter gestaltet werden. Dadurch wird das Risiko eines seitlichen Abrutschens verringert, ein schnelleres Umsetzen vom Gaspedal auf das Bremspedal ist möglich und ein besseres Pedalgefühl kann erreicht werden. Die optimale Breite eines fußbetätigten Pedals beträgt laut Schmidtke & Groner 100 mm (1989). Die Länge der Bremspedaloberfläche ist kürzer als ein stehendes Gaspedal und beträgt 50 ~ 100 mm für eine gute Abstützung vom Vorfuß beim Treten des Pedals (Schmidtke und Groner, 1989).

Der Auslenkweg eines getretenen Bremspedals ist deutlich länger als der des Gaspedals. Schmidtke und Groner (1989) legen die minimale, optimale und maximale Auslenkungen des Pedals mit 50 mm, 100 mm und 150 mm fest.

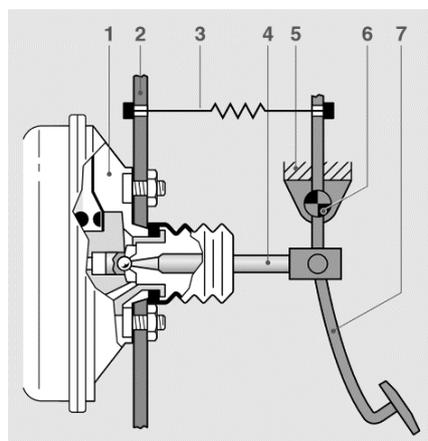


Abbildung 6: Veranschaulichung der Verbindung des Bremspedals mit dem Bremskraftverstärker (Reif, 2010). 1: Bremskraftverstärker. 2: Spritzwand. 3: Rückholfeder. 4: Kolbenstange. 5: Pedalbock. 6: Pedalachse. 7: Pedal

2.2.3 Positionierung

Die Positionen der Pedale sind normalerweise nicht verstellbar und müssen deswegen sorgfältig festgelegt werden. Dabei müssen die folgenden Faktoren betrachtet werden:

- Eine komfortable Fuß- und Beinhaltung sowie Bewegungsfreiheit der unteren Extremitäten.
- Ausreichend laterale (Y-) Abstände zwischen den Pedalen, der Fußstütze und Fußraumwand für Bedienbarkeit und Vermeidung von Fehlbetätigung.
- Ausreichend longitudinaler (X-) Abstand zwischen Gas- und Bremspedal zur Vermeidung von Fehlbetätigung.
- Nicht zu große Y- sowie X-Abstände zwischen Gas- und Bremspedal, um schnelles Fußumsetzen zu ermöglichen.
- H30.

Positionierung in Y-Richtung

Das Gaspedal befindet sich ganz rechts im Fußraum und wird so festgelegt, dass der Fuß keine Kollision mit dem Mitteltunnel hat. Es darf aber nicht zu weit links positioniert werden, da der Fahrer in diesem Fall das rechte Bein nach links rotieren muss und keine seitliche Abstützung durch den Sitz oder Mitteltunnel vorhanden ist.

Der Abstand zwischen Gas- und Bremspedal spielt eine wichtige Rolle für die Sicherheit der Pedalbetätigung. Ein Mindestabstand in Y dient für eine sichere Differenzierung zwischen den beiden Pedalen. Jedoch darf das Bremspedal nicht zu weit nach links wandern, da ansonsten die Bewegung der rechten Extremität und der Umsteigeweg zu groß werden. Außerdem muss das Bremspedal bei der Betätigung genug Abstand zur Fußstütze haben. Zusammenfassend ist die laterale Positionierung der Pedale mit Berücksichtigung der Fußstütze und der Fußraumbreite in der UN-Vorschrift R35 geregelt (Abbildung 7, links).

Neigung um Y-Richtung

Die Neigung des Gaspedals um die Y-Richtung wird in Abhängigkeit des H30-Wertes festgelegt. Bei höheren Sitzpositionen des Fahrers wird empfohlen, das Gaspedal flacher auszulegen, bei niedrigeren steiler. Ein zu steiles Pedal kann zu einer schnelleren Ermüdung des Fußes führen (Woodson et al., 1992; zitiert nach Xi et al., 2018).

Positionierung in X-Richtung

Es wird empfohlen, die Bremspedaltretfläche leicht in X-Richtung vorzuziehen. Einerseits hat das Bremspedal einen längeren Pedalweg und braucht mehr Platz hinter dem Pedal, andererseits kann das Risiko der Fehlbetätigung durch den leichten Versatz (> 40 mm) reduziert werden (Abbildung 7, rechts).

Positionierung in Z-Richtung

Das Bremspedal soll nicht zu tief positioniert werden, damit die Ferse beim durchzutretenden Bremspedal in einer Notfallsituation nicht am Boden hängenbleibt und die Effektivität der Betätigung reduziert. Zugleich soll es nicht zu hoch ausgelegt werden, um die Erreichbarkeit auch bei kleinen Füßen zu gewährleisten.

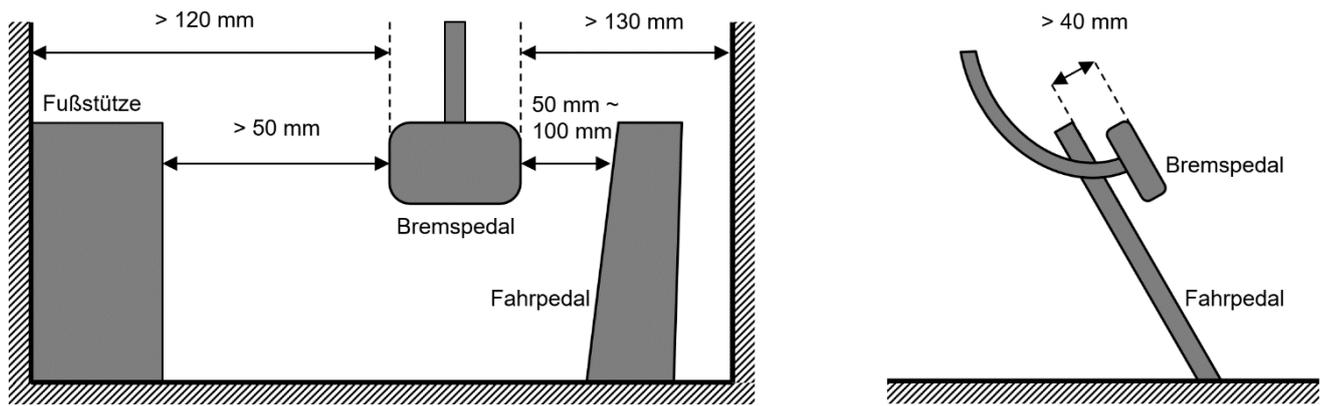


Abbildung 7: Links: UN-Vorschrift R35 zur lateralen Auslegung des Fußraums (United Nations, 2021; eigene Darstellung). Rechts: Versatz in X-Richtung zwischen Gas- und Bremspedal in der Seitenansicht

2.2.4 Betätigungskräfte

Gaspedal

Die Gestaltung der Rückstellkräfte des Gaspedals sollte angemessen sein, um eine präzise und kontrollierte Beschleunigung zu ermöglichen. Einerseits benötigt eine zu hohe Pedalkraft eine höhere Muskelaktivität. Andererseits erschwert eine zu niedrige Rückstellkraft die Stabilität sowie Präzision der Gaspedalbetätigung. Ein guter Kompromiss kann aus dem Eigengewicht des Fußes abgeleitet werden. Wenn die Gaspedalkraft auf der häufigsten Pedalposition um diese Kraft liegt, wird nur eine geringe aktive Betätigungs-kraft zum Regeln des Gaspedals benötigt. Es wird empfohlen, die Betätigungs-kraft des Gaspedals 26 N nicht dauerhaft überschreiten soll (Schmidtke & Rühmann, 1989; zitiert nach Bubb, Bengler, et al., 2015).

Bremspedal

Der Bremsvorgang erfolgt in der Regel nur kurzfristig und daher dürfen die Bremspedalkräfte höher als Gaspedalkräfte sein. Schmidtke und Groner (1989) haben eine Betätigungs-kraft eines beinbetätigten Pedals mit minimal 45 N und maximal 190 N vorgegeben. Nach den amerikanischen Militärnormen (Defense, 1981) dürfen die Pedalkräfte zwischen 45 N und 800 N liegen, wobei die Betätigungs-kraft eines normalen Bremsvorgangs maximal 90 N betragen soll.

Je nach Anteil der von Menschen betätigten Bremspedalkraft unterscheidet sich eine Bremsanlage zwischen Muskelkraft-, Hilfskraft- und Fremdkraft-Bremsanlagen. Dabei ist die Hilfskraft-Bremsanlage am häufigsten in Pkw verbaut. Die durch Bremskraftverstärker erzeugte Hilfskraft (Unterdruck oder Hydraulik) verstärkt die Betätigungs-kraft und wird hydraulisch übertragen. (Reif, 2010)

Darüber hinaus unterstützt ein Bremsassistent (Engl.: Brake Assist System oder BAS) unzureichende Bremspedalkraft während einer Notbremsung. Wie Abbildung 8 zeigt, erkennt das BAS eine ungewöhnlich hohe Geschwindigkeit der Pedalbetätigung als Hinweis auf eine Notbremsung und erhöht automatisch den Bremsdruck (Breuer et al., 2007). Die Bremsassistentenfunktion wird heutzutage mechanisch, elektrisch oder hydraulisch umgesetzt. Zum Beispiel wird der hydraulische Bremsassistent aktiviert, wenn folgende Voraussetzungen erfüllt sind (Van Zanten & Kost, 2016):

- Bremspedal betätigt
- Druckgradient des Hauptbremszylinders größer als der Schwellenwert

- Hauptbremszylinderdruck größer als der Schwellenwert
- Fahrzeuggeschwindigkeit größer als der Schwellenwert.

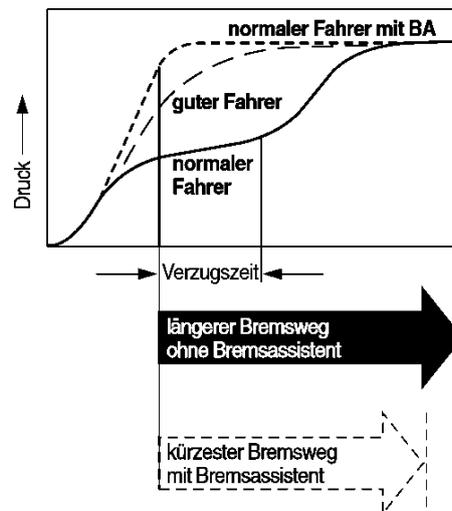


Abbildung 8: Vergleich des Bremsdrucks mit und ohne Bremsassistent (Reif, 2010, S. 136)

Um eine ungewollte Aktivierung des BAS bei normalen Bremssituationen zu vermeiden, dürfen die oben genannten Schwellenwerte nicht zu klein eingestellt werden. Jedoch könnte dies dazu führen, dass die Schwellenwerte zu hoch sind und Fahrer ohne Erfahrung nicht in der Lage sind, das BAS jedes Mal zu aktivieren, wenn eine Notbremssituation auftritt. In der Studie von Fitch, Blanco, Morgan, Rice, et al. (2010) wurde festgestellt, dass das BAS bei Notbremsungen nicht immer aktiviert werden konnte. Dabei wurden Unterschiede in den Bremspedalkräften beobachtet: Die Bremskräfte bei Frauen, die das BAS aktiviert hatten (479 N, n = 10), waren leicht höher im Vergleich zu denen, die es nicht aktiviert hatten (368 N, n = 46). Bei Männern waren die Bremskräfte mit aktiviertem BAS signifikant höher (925 N, n = 11) im Vergleich zu denen, die BAS nicht aktivieren konnten (635 N, n = 42). Ähnliche Ergebnisse wurden auch bei jüngeren und älteren Fahrern gefunden: In beiden Gruppen haben die Probanden signifikant größere Bremspedalkräfte angewendet, wenn sie das BAS aktivieren konnten, im Vergleich zum Zustand, in dem sie das BAS nicht aktivieren konnten (Fitch, Blanco, Morgan, Rice, et al., 2010).

2.3 Anatomische und physiologische Grundlagen der unteren Extremitäten

2.3.1 Definition der Hauptebenen sowie der Bewegungen der unteren Extremitäten

Genau wie bei der Auslegung des Fahrzeugs gibt es auch eine Basisdefinition des Koordinatensystems zur Beschreibung des menschlichen Körpers. In der Anatomie wird der menschliche Körper in einer stehenden neutralen Haltung betrachtet, in der drei Hauptebenen und Achsen definiert sind (Abbildung 9). Die drei Hauptebenen sowie die entsprechenden Definitionen der Bewegungen sind (Uchida et al., 2020):

- Frontalebene: Diese Ebene teilt den Körper in eine vordere und hintere Hälfte. In Bezug auf die unteren Extremitäten wird die Bewegung entlang dieser Ebene als Abduktion (weg von der Körpermitte) und Adduktion (zur Körpermitte) bezeichnet.

- **Sagittalebene:** Diese Ebene teilt den Körper in eine linke und rechte Hälfte. Die Bewegung entlang dieser Ebene wird als Flexion (Beugung) und Extension (Streckung) bezeichnet.
- **Transversalebene:** Diese Ebene teilt den Körper in eine obere und untere Hälfte. In Bezug auf die unteren Extremitäten wird die Bewegung entlang dieser Ebene als Rotation bezeichnet.

Die Bewegungen der unteren Extremitäten können damit in den jeweiligen Ebenen definiert werden (Abbildung 10; vgl. Abschnitt 2.3.2).

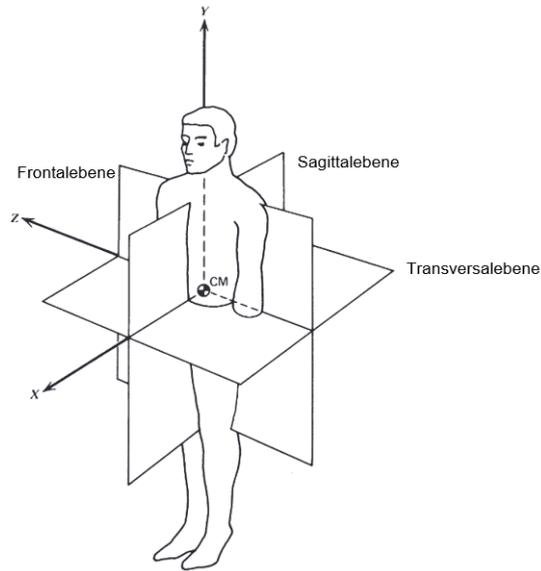


Abbildung 9: Definition der anatomischen Ebenen (Winter, 2009)

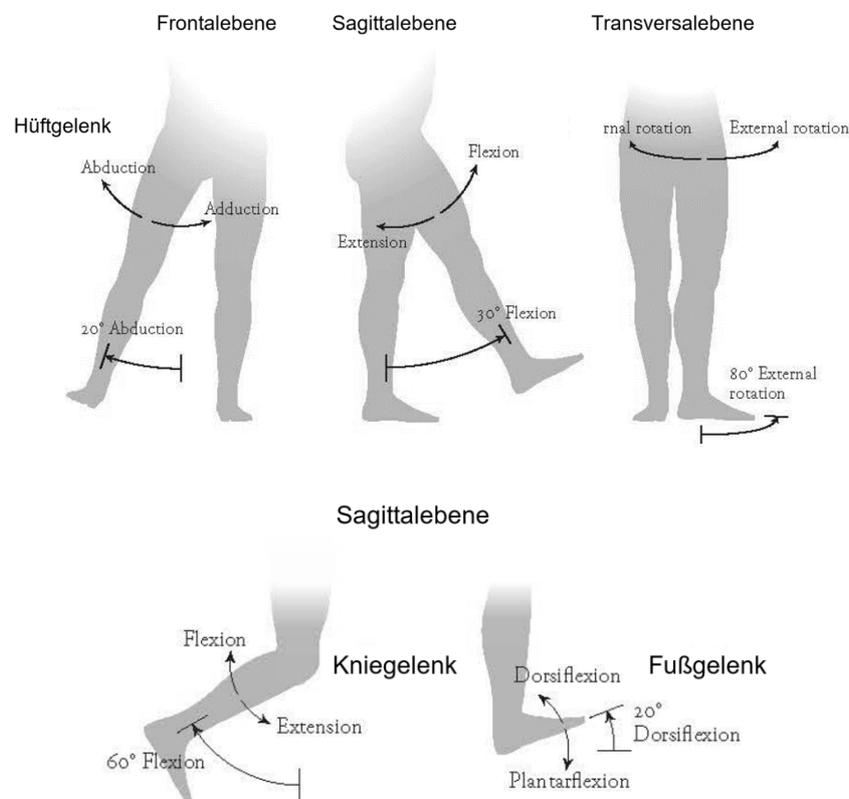


Abbildung 10: Definition der Bewegungen der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke (Uchida et al., 2020, angepasst)

2.3.2 Skelett der unteren Extremitäten

Das Skelett bildet die Grundstruktur des Körpers. An das Skelett binden sich Muskeln, Sehnen und Bänder an, die für die Bewegung und Stabilität des Körpers verantwortlich sind. Zu den größeren Knochen der unteren Extremität zählen der Beckengürtel, der Femur (Oberschenkelknochen), Tibia und Fibula (Unterschenkelknochen) und die Fußwurzelknochen (Abbildung 11).

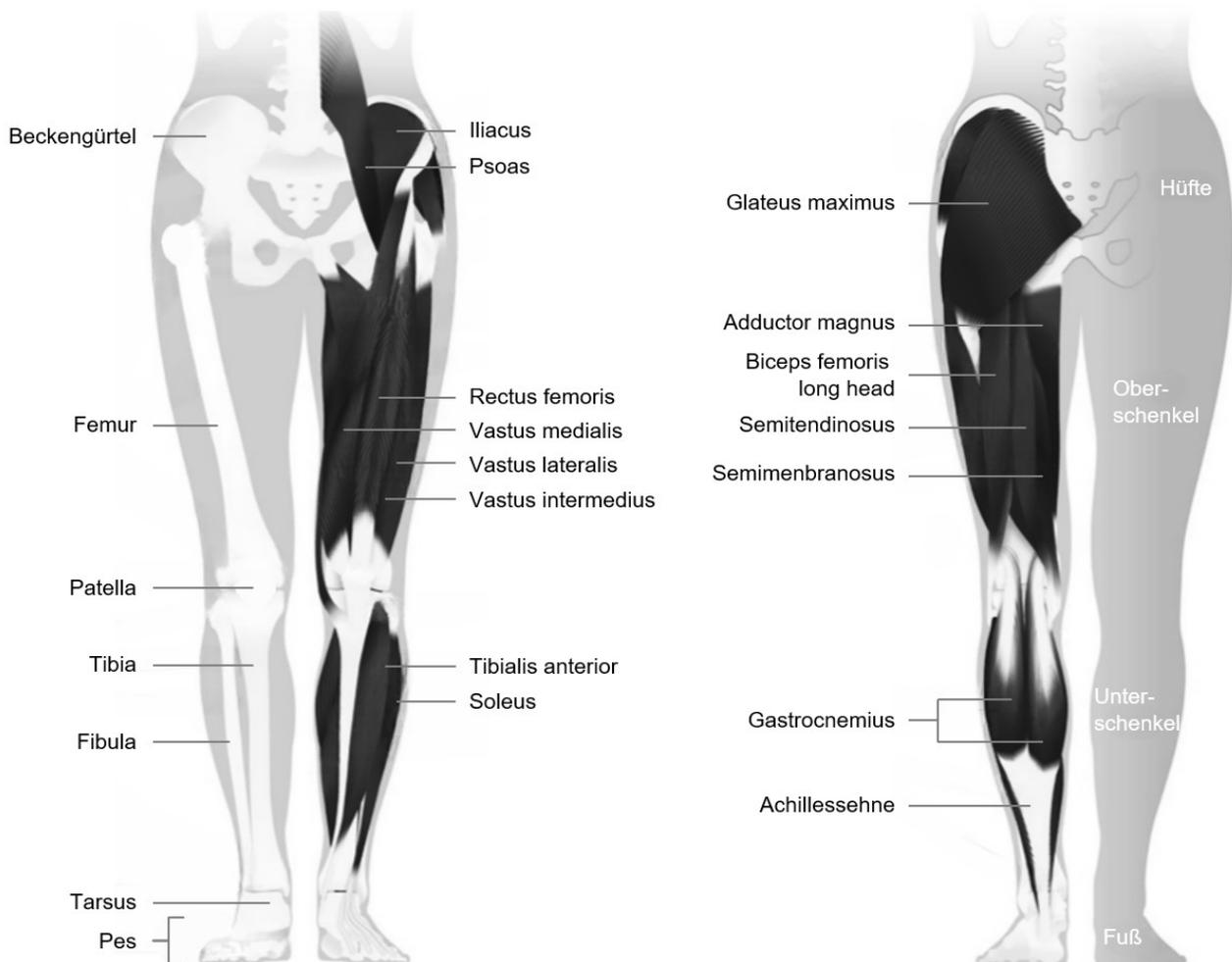


Abbildung 11: Hauptknochen und -muskulatur der unteren Extremität (Uchida et al., 2020, angepasst)

Das Becken bildet die Verbindung zwischen der Wirbelsäule und dem Beinskelett und bietet eine stabile Basis für die Hüftgelenke. Der Oberschenkelknochen ist der längste und stärkste Knochen im menschlichen Körper und ist durch das Kniegelenk mit dem Unterschenkel verbunden. Der Unterschenkelknochen besteht aus zwei Knochen: der Tibia (Schienbein) und der Fibula (Wadenbein). Sie verlaufen nebeneinander und sind durch den Talus (Sprungbein) mit dem Fuß verbunden.

Das Hüftgelenk zwischen Femur und Becken ermöglicht Flexion, Extension und Rotation des Oberschenkels (vgl. Abbildung 10). Das Kniegelenk ist das größte und komplexeste Gelenk im Körper und ermöglicht Flexion und Extension sowie eine geringfügige Rotation des Unterschenkels (Marieb & Hoehn, 2007). Es spielt eine wichtige Rolle bei der Kraftübertragung zwischen den Oberschenkelmuskeln und den Unterschenkelmuskeln. Das Sprunggelenk ist das Gelenk zwischen der

Tibia, der Fibula und den Fußknochen. Es ermöglicht Plantarflexion (Fußspitze nach unten) und Dorsiflexion (Fußspitze nach oben), wie Abbildung 10 darstellt.

Eine Übersicht der Gelenkbewegungen für Gas- und Bremspedalbetätigungen ist in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Pedalbetätigung beim Autofahren und die entsprechenden Gelenkbewegungen

	Hüftgelenk	Kniegelenk	Sprunggelenk
Pedal drücken	Extension	Extension	Plantarflexion
Pedal loslassen	Flexion	Flexion	Dorsiflexion
Fußumsetzen vom Gas- zum Bremspedal	Flexion, Adduktion, Innendrehung und Extension	Zuerst Flexion und dann Extension	Zuerst Dorsiflexion und dann Plantarflexion

Der Bewegungsumfang der Gelenke (Engl.: Range of Motion oder ROM) kann die physische Beanspruchung während einer Haltung oder Bewegung beeinflussen. Er wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst, insbesondere durch die Gelenkstrukturen, die Flexibilität der Muskeln bzw. der Bänder und Muskelkraftfähigkeit. Zusätzlich spielen individuelle Eigenschaften wie Alter, Geschlecht und Trainingszustand eine Rolle für den ROM.

Wichtig ist noch die Unterscheidung zwischen dem passiven ROM (PROM) und dem aktiven ROM (AROM). Der PROM bezieht sich auf den Bewegungsumfang eines Gelenks unter Einsatz äußerer Kraft, ohne dass die Muskulatur kontrahiert wird. Im Gegensatz dazu beschreibt der AROM die Bewegungsfähigkeit eines Gelenks allein durch die aktive Kontraktion der eigenen Muskeln. Er liefert zusätzliche Informationen über die Kraftfähigkeit für aktive Gelenkbewegungen. In Tabelle 2 finden sich die durchschnittlichen AROM für Hüft-, Knie- und Sprunggelenke. Diese Werte dienen als allgemeine Referenz und können individuell variieren.

Tabelle 2: AROM von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Literatur

Gelenk	AROM Flexion	AROM Extension	Quelle
Hüfte	115° ~ 125°	10° ~ 30°	(Roach & Miles, 1991)
Knie	130° ~ 150°	0°	(Roach & Miles, 1991)
Fuß	ca. 20° Dorsalflexion	ca. 50° Plantarflexion	(Amereller, 2014)

2.3.3 Skelettmuskulatur der unteren Extremitäten

Knochen allein können keine körperlichen Bewegungen ausführen. Dazu ist die Aktivierung (Kontraktion) der Skelettmuskulatur erforderlich. Dieser Abschnitt befasst sich mit den Grundlagen der Skelettmuskulatur und stützt sich auf das Buch von Marieb und Hoehn (2007), sofern keine weitere Quelle angegeben ist.

Große Muskeln für die Pedalbetätigung

Um Bewegungen wie die Pedalbetätigung durchzuführen, arbeiten mehrere Muskeln der unteren Extremitäten zusammen. Im Folgenden werden die relevanten großen Muskeln dargestellt (Tabelle 3).

Ein wichtiger Muskel in der Hüfte ist der m. gluteus maximus. Er ist der kräftigste Muskel im Körper und spielt eine entscheidende Rolle als Extensor bei der Hüftstreckung. Die Muskeln m. iliacus und m. psoas major sind die Hauptflexoren für die Hüftbeugung.

Tabelle 3: Hauptflexoren und -extensoren für Hüft-, Knie und Sprunggelenk

	Hüftgelenk	Kniegelenk	Sprunggelenk
Hauptflexor	m. iliopsoas	m. ischiocruralis	m. gastrocnemius m. soleus
Hauptextensor	m. gluteus maximus	m. quadriceps femoris	m. tibialis anterior

Der m. quadriceps femoris an der Vorderseite des Oberschenkels ist für Hüftbeugung und Kniestreckung verantwortlich. Er besteht aus vier Muskeln: m. rectus femoris (RF), m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM) und m. vastus intermedius. Zusätzlich spielen der m. biceps femoris, der m. semitendinosus und der m. semimembranosus auf der Rückseite des Oberschenkels eine wichtige Rolle bei der Kniebeugung und Hüftstreckung.

Der m. tibialis anterior (TA; Schienbeinmuskel) befindet sich auf der Vorderseite des Unterschenkels und ist für die Dorsiflexion (Anheben des Fußes) verantwortlich. Der m. gastrocnemius (Wadenmuskel) und der m. soleus ermöglichen die Plantarflexion (Strecken des Fußes).

Erwähnenswert ist, dass es in unteren Extremitäten einige mehrgelenkige Muskeln gibt, die über zwei Gelenke ziehen: Der m. ischiocruralis (Beinbeugemuskel) wirkt als Hüftstrecker und gleichzeitig als Kniebeuger. Der RF hat zwei Funktionen, nämlich als Hüftbeuger und Kniestrecker, während der m. gastrocnemius als Kniebeuger und Sprunggelenkstrecker agiert. Dabei kann die Muskelfaserlänge möglicherweise nicht ausreichen, um einen vollständigen Bewegungsumfang bei den beteiligten Gelenken zu ermöglichen. Das bedeutet, dass der Bewegungsumfang eines Gelenkes eingeschränkt werden kann, wenn ein mehrgelenkiger Muskel bereits beim anderen Gelenk gedehnt wird.

Zu beachten ist, dass es noch viele weitere kleine Muskeln in der unteren Extremität gibt, die auch zur Pedalbetätigung beitragen. Ihre Zusammenwirkung zu den obengenannten Muskeln ist wichtig für eine reibungslose und stabile Bewegung.

Interaktion der Skelettmuskeln

Für eine Bewegung können Muskeln nach drei funktionellen Gruppen kategorisiert werden: Agonisten, Antagonisten und Synergisten. Agonisten sind die kontrahierenden Muskeln, die zur Ausführung bestimmter Bewegungen verantwortlich sind. Wenn der Agonist aktiv ist, wird der Antagonist entspannt oder gedehnt. Antagonisten ermöglichen eine präzise (Gegen-)Steuerung der Bewegungen. Bei fast allen Bewegungen gibt es einen oder mehrere Synergisten, die eng mit den Agonisten zusammenarbeiten, um die Bewegungen zu unterstützen und zu stabilisieren. Ein Muskel ist bei einer Bewegung der Agonist und bei der Bewegung in die entgegengesetzte Richtung der Antagonist oder Synergist.

Muskelaufbau auf dem Mikroniveau

Abbildung 12 veranschaulicht den Skelettmuskelaufbau vom Makro- zum Mikroniveau. Die Skelettmuskeln bestehen aus Muskelfaszikeln, die von Bindegewebe umgeben sind und in denen auch Blutgefäße und Nerven liegen, die den Muskel versorgen. Eine Muskelfaser ist eine einzelne Zelle innerhalb eines Muskelfaszikels. Sie ist von einer Zellmembran (Sarkolemm) umgeben. Innerhalb der

Muskelfaser befinden sich Myofibrillen, die aus wiederholten Einheiten, den Sarkomeren, bestehen. Sarkomere sind die funktionellen Einheiten des Muskels und enthalten zwei Arten von Proteinfilamenten: Aktin und Myosin. Durch die Wechselwirkung bzw. die relative Verschiebung zwischen diesen Filamenten wird die willkürliche Muskelkontraktion ermöglicht.

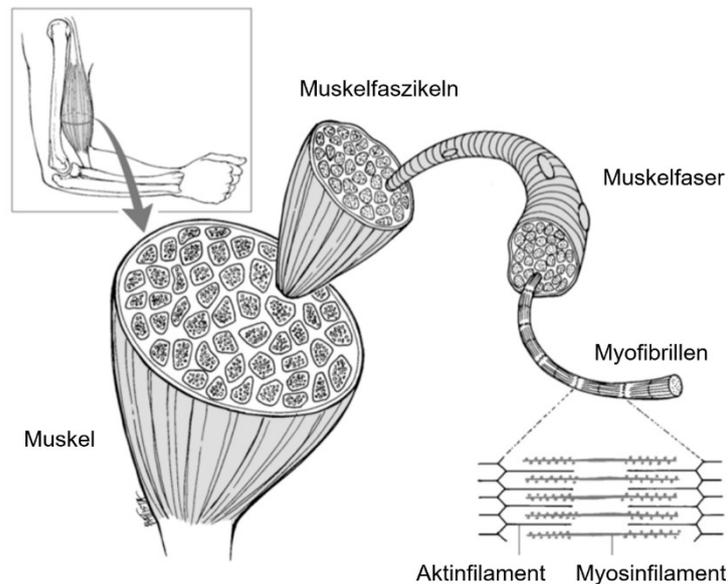


Abbildung 12: Skelettmuskelaufbau (Cardiff, 2012)

Muskelkontraktion

Eine willkürliche Muskelkontraktion kann durch die Gleitfilamenttheorie (Huxley & Hanson, 1954) erklärt werden. Während der Kontraktion gleiten die Myosinköpfe entlang der Aktinfilamente, wodurch sich die Muskelfasern verkürzen.

Wenn ein Nervenimpuls die Muskelzelle erreicht, werden Calcium-Ionen (Ca^{2+}) aus dem sarkoplasmatischen Retikulum (SR) freigesetzt. Das SR ist ein Netzwerk von Membranen innerhalb der Muskelzellen und speichert Ca^{2+} . Die Freisetzung der Ca^{2+} ermöglicht die Bindung der Myosinköpfe an das Aktin und die Initiierung der Kontraktion.

Eine weitere entscheidende Komponente für die Muskelkontraktion ist Adenosintriphosphat (ATP). ATP dient als Energiequelle für den Muskel. Durch die Spaltung des ATPs wird Energie freigesetzt, die die Bewegung der Myosinköpfe ermöglicht.

Eine motorische Einheit besteht aus einem Motoneuron und den von ihm innervierten Muskelfasern. Durch die Regulierung der Anzahl und der Größe der aktivierten motorischen Einheiten werden die Kontraktionskraft und -geschwindigkeit gesteuert. Die kleineren motorischen Einheiten sind für feinmotorische Bewegungen verantwortlich, die größeren für große und gewichttragende Bewegungen.

Kraft-Längen-Relation

Sarkomere bzw. Muskeln haben einen optimalen Längenbereich, in dem sie die größte Maximalkraft generieren können. Er liegt typischerweise zwischen etwa 80 % und 120 % der Ruhelänge des Muskels (Abbildung 13). Wenn sich der Muskel außerhalb dieses optimalen Bereichs befindet, verkleinert sich die Maximalkraft. Bei einer zu kurzen Länge können sich Aktin und Myosin nicht optimal überlagern,

was die Kraftentwicklung einschränkt. In einem zu stark gedehnten Zustand können sie sich nicht ausreichend überlappen, was ebenfalls zu einer verringerten Kraftgenerierung führt.

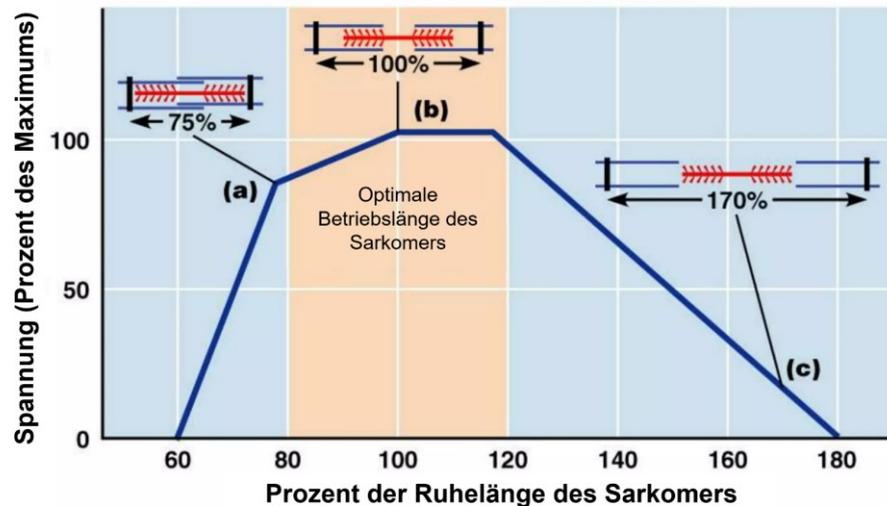


Abbildung 13: Kraft-Länge-Relation in einem Skelettmuskel (Marieb & Hoehn, 2007)

Maximale willkürliche Kontraktion (MVC)

Die MVC bezieht sich auf die maximale Kraft, die ein Muskel bei einer willentlichen Kontraktion erzeugen kann. Sie wird durch die gleichzeitige Aktivierung einer großen Anzahl von motorischen Einheiten in einem Muskel erreicht. Bei der MVC sind in der Regel nahezu alle motorischen Einheiten eines Muskels aktiviert, um eine maximale Kontraktion zu erreichen. Die Bestimmung der MVC bietet wertvolle Informationen über die muskuläre Leistungsfähigkeit und gilt als eine wichtige Referenz zur Normalisierung einer EMG-Messung.

Die Messung der isometrischen MVC kann nach der Anleitung von Konrad (2011) erfolgen. Dabei wird die Kontraktion eines Muskels gegen einen festen Widerstand gemessen, wodurch die Länge des Muskels während der Kontraktion konstant bleibt. Der Proband wird aufgefordert, so viel Kraft wie möglich während der Messung auszuüben.

Eine prozentuale Darstellung der MVC in der Arbeitswissenschaft kann sich auf die ausgeübte Kraft beziehen (Garg et al., 2002; Rohmert, 1960; Sjøgaard et al., 1986), während sich die MVC in der Biomechanik öfter auf die Normalisierung einer EMG-Messung bezieht. Allerdings wird es nicht immer explizit definiert (El ahrache et al., 2006; Garg et al., 2002), welcher der beiden Begriffe gemeint wird. In manchen Studien (Bigland-Ritchie, 1981; De Luca & Basmajian, 1985) wurden die Verhältnisse zwischen dem normalisierten EMG-Signal der MVC und der normalisierten Kraft der Maximalkraft untersucht. Es wurde festgestellt, dass die Verhältnisse bei manchen Muskeln fast linear sind, bei anderen hingegen nichtlinear (Abbildung 14). Eine mögliche Erklärung für ein lineares EMG/Kraft-Verhältnis ist, dass der Muskel hauptsächlich aus Typ-I-Muskelfasern (vgl. den nächsten Abschnitt) besteht, die ausdauerfähiger sind als schnelle Fasern (Bigland-Ritchie, 1981).

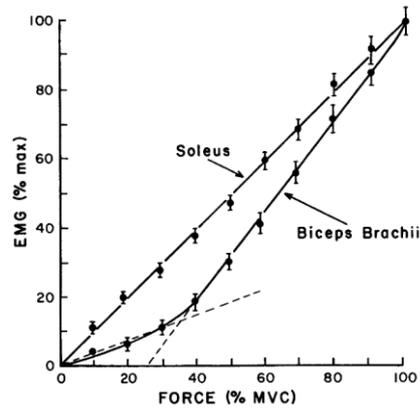


Abbildung 14: Verhältnis zwischen normiertem EMG-Wert und der Kraft für Soleus- und Bizeps-Brachii-Muskeln (Bigland-Ritchie, 1981)

Muskelfasertypen

Es gibt verschiedene Arten von Muskelfasern, die sich in ihren Eigenschaften und Funktionen unterscheiden. Die drei Haupttypen sind Typ-I, Typ-IIa und Typ-IIb Muskelfasern (Scott et al., 2001; Smerdu et al., 1994), die auch als langsame oxidative, schnelle oxidative und schnelle glykolytische Fasern bezeichnet werden (Tabelle 4).

Typ-I Muskelfasern (langsam oxidativ) können Sauerstoff effizient nutzen und eine kontinuierliche Kontraktion über einen langen Zeitraum durchführen. Sie sind resistent gegen Ermüdung bei kontinuierlicher Aktivität. Typ-IIa Muskelfasern sind etwas größer als Typ-I und können moderate Kraft über längere Zeit generieren. Sie sind geeignet für Aktivitäten, die sowohl Ausdauer als auch Kraft erfordern. Typ-IIb Muskelfasern können schneller kontrahieren als die anderen beiden Fasertypen. Sie generieren schnell Energie, ermüden aber auch schnell. Diese Fasern sind für explosive und kraftvolle Bewegungen wichtig. Es ist zu beachten, dass die Verteilung der verschiedenen Muskelfasertypen in den Muskeln individuell variieren kann und von Faktoren wie Genetik, Training und Sportart beeinflusst wird.

Tabelle 4: Muskelfasertypen, basierend auf die Tabelle von McArdle et al. (2010)

Muskelfasertyp	Kontraktionsgeschwindigkeit	Kraftproduktion	Ermüdungsbeständigkeit
Typ-I (langsam oxidativ)	langsam	niedrig	hoch
Typ-IIa (schnell oxidativ)	schnell	moderat	moderat
Typ-IIb (schnell glykolytisch)	schnell	hoch	niedrig

Muskelermüdung

Muskelermüdung ist ein physiologischer Zustand, bei dem der Muskel „trotz weiterer Stimuli nicht mehr in der Lage ist, sich zu kontrahieren“ (Marieb & Hoehn, 2007, S. 303). Es gibt unterschiedliche Faktoren für Muskelermüdung bei einer kurzen hochintensiven oder längeren weniger intensiven Muskelkontraktion.

Der Störfaktor bei einer hochintensiven Muskelkontraktion ist der Mangel an ATP und Kreatinphosphat (CP) in den Muskelzellen. Wenn die Energiereserven in Form von ATP und CP erschöpft sind, wird

Glykolyse als Energiequelle genutzt. Dabei entsteht Milchsäure (Laktat) als Nebenprodukt, was zu einem absinkenden pH-Wert führt. Die erhöhte Konzentration von H^+ aufgrund der Ansammlung des Laktats kann sowohl die Freisetzung von Ca^{2+} aus dem SR stören und dadurch die Muskelkontraktion beeinträchtigen und auch Muskelkater verursachen.

Der Störfaktor bei einer niedrigintensiven längeren Muskelkontraktion ist eine Störung in der Ionenbilanz von Na^+ und K^+ . Dies kann auch die Freisetzung von Ca^{2+} beeinträchtigen und dadurch die Muskelaktivität, insbesondere wenn das SR durch diese Art von Muskelkontraktion beeinträchtigt wird.

2.4 Biomechanik der Gas- und Bremspedalbetätigung

Nach der Definition von Winter (Winter, 2009) kann die Biomechanik als „die interdisziplinäre Wissenschaft betrachtet werden, die körperliche Bewegungen beschreibt, analysiert und bewertet“ (S. 1). Dabei gibt es verschiedene Methoden, die Pedalbetätigung hinsichtlich Kinematik (Bewegung), Kinetik (Kräfte und Momente) und kinesiologischer Elektromyographie (muskuläre Beanspruchung) zu analysieren und zu bewerten. Die übliche Methodik sind die Bewegungsanalyse mit 3D-Bewegungserfassungssystem (Engl.: Motion Capture System), Kräfte- und Druckmessungen, Oberflächenelektromyographie (Engl.: Surface Electromyography oder sEMG) und biomechanische Modellierung/Simulation. Manche davon sind bereits öfter als objektive Bewertungsmethoden in ergonomischen Studien angewendet werden (vgl. Abschnitt 2.5.3).

Motion Capture

Motion Capture (MoCap) ist eine Technik, bei der menschliche Bewegungen im 3D-Raum mithilfe einer Reihe von Referenzpunkten im Zeitverlauf aufgezeichnet werden. Anschließend werden sie in ein mathematisches Format übersetzt, um eine digitale Repräsentation der analogen Bewegungen zu erhalten (Menache, 2011). Diese Repräsentation kann für weitere ergonomische, kinematische oder kinetische Analysen verwendet oder weiterverarbeitet werden.

Eine übliche Form dieser Technologie ist optisch und Marker-basiert. Dieses MoCap-System besteht aus mehreren Kameras, die Infrarotlicht aussenden. Das Infrarotlicht wird dann von kleinen reflektierenden Kugeln (Markern) reflektiert, die vorab an anatomischen Referenzpunkten des Probanden angebracht wurden. Das reflektierte Licht wird von mindestens zwei Kameras aufgenommen, um die Raumposition des Markers durch Triangulation zu bestimmen. In der Praxis wird mit deutlich mehr als zwei Kameras gearbeitet, um eine robustere Triangulation mit Redundanz zu ermöglichen, insbesondere für Bewegungen, bei der einzelne Marker öfter verdeckt werden.

Oberflächenelektromyographie

Elektromyographie (EMG) ist eine Technik zur Erfassung, Aufzeichnung und Analyse der myoelektrischen Signale, die während der Muskelkontraktion aufgrund von Zustandsänderungen der Muskelfasermembranen entstehen (De Luca & Basmajian, 1985; zitiert nach Konrad, 2011). Eine verbreitete Methode zur Erfassung ist die sEMG. Sie ermöglicht die nicht-invasive Aufzeichnung der Muskelaktivität mittels eines Messgeräts mit Elektroden, die auf der Haut über dem Muskel platziert werden. Diese Technik bietet eine einfache und wenig störende Anwendung. Allerdings erfasst sEMG lediglich die elektrische Aktivität von Muskeln, die sich nahe der Hautoberfläche befinden. Tiefliegende Muskeln sind schwerer zu erfassen.

Die Datenverarbeitung und Analyse der sEMG umfasst verschiedene Schritte. Zunächst werden die Rohdaten vorverarbeitet, einschließlich Filterung, Vollgleichrichtung und Glättung, um das Rauschen zu reduzieren und eine glatte Darstellung der Muskelaktivität zu erhalten. Anschließend können quantitative Analysen durchgeführt werden, um bspw. Amplituden oder Frequenzen der Muskeln zu berechnen. Um die Ergebnisse der Amplituden vergleichbar zu machen, ist eine Amplituden-normalisierung zu einer Referenzmessung erforderlich, bspw. zu der maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC). Die Messung der MVC erfordert spezielle Protokolle und Techniken. Eine praxisnahe Einführung in die kinesiologische EMG findet sich im Handbuch von Konrad (2011). Eine alternative Methode zur Normalisierung des EMG besteht darin, das Signal auf eine submaximale Referenzkontraktion zu beziehen (Konrad, 2011; Lehman & McGill, 1999). Wichtig dabei ist, potenzielle Störfaktoren der Messung sowie Unterschiede individueller Kraftfähigkeiten zu eliminieren.

2.5 Aktueller Forschungsstand zur Fahrerhaltung

Zur Haltungsanalyse gibt es empirische Verfahren wie z. B. Befragung sowie physiologische und physikalische Messverfahren (Schlick et al., 2018c) oder theoretische Verfahren wie mathematische Herleitung bzw. biomechanische Simulation. Es gibt bereits verschiedene Bewertungsverfahren, bspw. das OWAS (Ovako Working posture Analysing System) oder das Siemens-Burandt-Verfahren. Diese Verfahren eignen sich jedoch nicht zur Beurteilung der Fahrerhaltung, da „die auftretenden statischen und dynamischen Kräfte in Relation zur Analyseschärfe der Verfahren zu gering sind“ (Seidl, 1994, S. 110). In den letzten Jahrzehnten wurden daher verschiedene Ansätze zur Analyse der Körperhaltung im Fahrzeug entwickelt, die speziell auf die besonderen Anforderungen abgestimmt sind.

Bevor auf die verschiedenen Analyseverfahren zur Insassenkörperhaltung eingegangen wird, ist es notwendig, die Definition von Komfort und Diskomfort im Kontext der Insassenhaltungsbewertung zu erläutern.

2.5.1 Komfort versus Diskomfort

Laut der allgemeinen Definition (Duden, 2023) bezeichnet "Komfort" eine Ausstattung, die auf technisch ausgereiften Einrichtungen basiert und Bequemlichkeiten, Annehmlichkeiten oder einen gewissen Luxus bietet. Im englischen Kontext wird das Wort "Comfort" weniger detailliert erklärt und bezeichnet den Zustand, körperlich entspannt und frei von Schmerzen zu sein (Oxford University Press, 2023). In beiden Definitionen wird keine klare Unterscheidung zwischen körperlichen und psychischen Empfindungen eines Produkts oder Zustands vorgenommen, sondern es wird von einer ganzheitlichen Wahrnehmung eines Erlebnisses gesprochen. Im Kontext der Fahrzeugergonomie wird Komfort in der wissenschaftlichen Definition umfassender sowohl auf die physische Ebene wie Geruch, Licht, Schwingung, Lärm, Klima und Anthropometrie als auch die psychische Ebene wie Ästhetik (Bubb, Vollrath, et al., 2015) und sogar sozialen Status (Krist, 1994) bezogen.

Im Gegensatz zum „Komfort“ bezieht sich der Diskomfort lediglich auf die Empfindungen der oben erwähnten physischen Ebene, die „negativ“ auf den Körper wirkt (Shen & Parsons, 1997). Nach der Kategorisierung einer Vielzahl von verschiedenen Beschreibungen von „Komfort“ und „Diskomfort“ schlugen Zhang et al. (1996) vor, dass Diskomfort mit biomechanischen Faktoren wie Gelenkwinkeln, Muskelkontraktionen oder Druck auf Weichgewebe assoziiert ist, die Schmerzen, Steifheit, Taubheit und ähnliches Empfinden verursachen werden. Eine Reduzierung oder Beseitigung

von Diskomfort bedeutet jedoch nicht automatisch Komfort. Im extremen Fall kann man unter Lärm und suboptimaler Körperhaltung, also „Diskomfort“, leiden, aber gleichzeitig noch Ästhetik und Statussymbol genießen, z. B. beim Fahren eines Luxus-Sportwagens (Bubb, Vollrath, et al., 2015). Eine umfangreiche Literaturrecherche über den aktuellen Stand in Bezug auf das Thema findet sich in der Arbeit von Ulherr (2019).

Konzeptmodell zur Untersuchung Komfort sowie Diskomfort

Um die zwei ähnlichen Begriffe klar zu definieren bzw. zu separieren, haben viele Forscher versucht, ein Konzeptmodell davon aufzubauen. Am einfachsten ist die Beziehung zwischen Komfort und Diskomfort in der Definition von Hertzberg (1958, zitiert nach Krist, 1994). Sie besagt, dass Komfort die Abwesenheit von Diskomfort darstellt. In einer qualitativen Studie von (Zhang et al., 1996) wurde das subjektive Empfinden bei sitzenden Haltungen im Bürokontext mit verschiedensten Begriffen beschrieben. Durch die Clusteranalyse dieser Begriffe wurden wichtige Faktoren für Komfort und Diskomfort identifiziert und klassifiziert. Diese wurden in zwei Gruppen sortiert, die die zwei Achsen des Komfort-Diskomfort-Modells bilden (Abbildung 15).

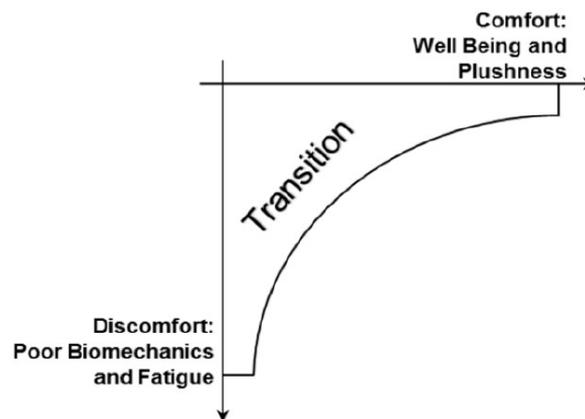


Abbildung 15: Das Komfort-Diskomfort-Modell von Zhang et al. (1996)

Andere Forscher (Hiemstra-van Mastrigt et al., 2017; Looze et al., 2003; Moes, 2005; Naddeo et al., 2015; Vink & Hallbeck, 2012) haben dieses Modell weiterentwickelt. Im Gegensatz dazu werden Komfort und Diskomfort in den neuen Modellen nicht mehr durch eine Kurve verbunden, sondern klar voneinander getrennt. Dies ermöglicht es, die beiden Faktoren unabhängig voneinander zu betrachten. Vink und Hallbeck (2012) haben zum Thema Produktdesign ein neues Komfortmodell vorgestellt (Abbildung 16), um die Ursachen für Komfort und Diskomfort zu identifizieren: die Interaktionen (I) zwischen dem Nutzer, dem Produkt und der Umgebung verursacht die human-physiologische Beanspruchung (H) unter Berücksichtigung der Fahraufgaben, die mit Erwartungen (E) zusammen die Perception (P) bestimmen. Diese Empfindungen können dann mit Komfort (C), Neutral (N) oder Diskomfort (D) erklärt werden. Langfristiger Diskomfort würde mögliche Muskel-Skelett-Beschwerden (M) auslösen. Es ist erwähnenswert, dass ein Teil des Modells dem Belastung-Beanspruchungs-Konzept ähnelt (Rohmert, 1984).

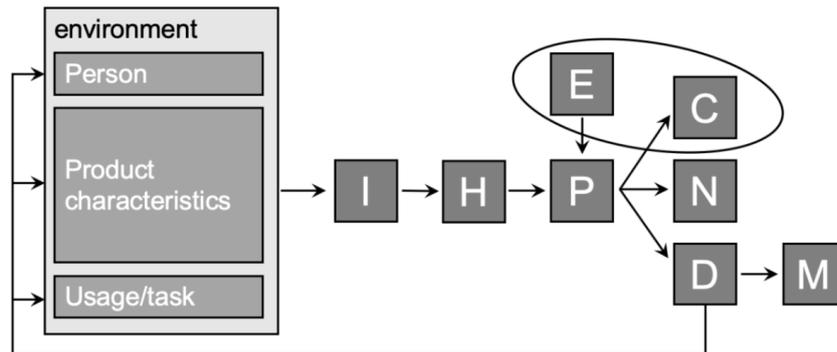


Abbildung 16: Das Komfort-Diskomfort-Modell von Vink & Hallbeck (2012). I: Interaktionen; H: physische Beanspruchungen; P: Perzeption; E: Erwartung; C: Komfort; N: Neutral; D: Diskomfort; M: Muskel-Skelett-Beschwerden

Unabhängig von der theoretisch komplexen Beziehung zwischen Komfort und Diskomfort stellt sich jedoch eine grundlegende Frage, ob der wissenschaftlich definierte „Komfort“ ein relevantes Thema für die Fahrzeuergonomie sein sollte. Die psychischen Faktoren, die von ästhetischem Design, aktuellem Trend, Markenauftritt sowie individuellen Erwartungen und Erfahrungen abhängen, können nicht von Fahrzeuergonomen verantwortet werden. Eine Person würde ihre Körperhaltung nicht unbedingt ändern, wenn das Design nicht gefallen sollte (Bubb, Vollrath, et al., 2015, S. 146). Aber wenn eine Körperhaltung überwiegend physischen Diskomfort verursacht hat, würde dies möglicherweise den Wunsch nach Veränderung der Umgebung auslösen (Ulherr, 2019), in diesem Fall Sitzverstellung bzw. Körperhaltung. Genau diese Möglichkeit ist eine wichtige Aufgabe bei der ergonomischen Auslegung des FAPes, insbesondere für Sitz- und Lenkradverstellfelder. Der Fahrer soll die Möglichkeit haben, für sich optimale Einstellungen vornehmen zu können und damit Diskomfort zu reduzieren. Im Folgenden liegt der Fokus ausschließlich auf dem subjektiven Empfinden von Diskomfort.

Untersuchungsmodell Diskomfort

Das Ziel eines Diskomfort-Modells besteht darin, Ursachen und Auswirkungen des Diskomforts zu analysieren sowie die geeigneten Messmethoden festzulegen oder zu entwickeln. Wie Abbildung 17 zeigt, können die Interaktion zwischen Fahrer und FAP sowie die körperlichen Belastungen mittels objektiver Messmethoden erfasst werden, während das Empfinden von Diskomfort und weiteren möglichen Beschwerden mittels subjektiver Messmethoden erhoben wird. Durch die Berücksichtigung sowohl subjektiver als auch objektiver Faktoren kann später ein Erklärungs- oder Prognosemodell erstellt werden. Zum Beispiel haben Pannetier & Wang (2012) eine Diskomfort-Funktion über den Gelenkwinkel modelliert (Abbildung 18). Basierend auf dem Bewegungsumfang (ROM) wurde die Kostenfunktion in drei Zonen unterteilt: Die Null-Diskomfort-Zone um die neutrale Gelenkwinkelstellung, die Voll-Diskomfort-Zone, die den ROM überschreiten und die Übergangszonen dazwischen. Anhand dieser Funktion kann die Diskomfortempfindung eines Gelenkes bei einer Körperhaltung prognostiziert werden.

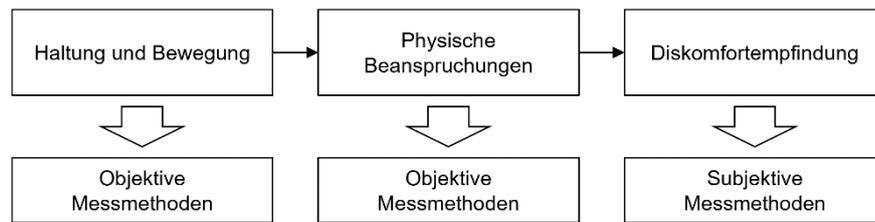


Abbildung 17: Schematische Darstellung der Beziehung zwischen dem Diskomfort und physischen Beanspruchungen

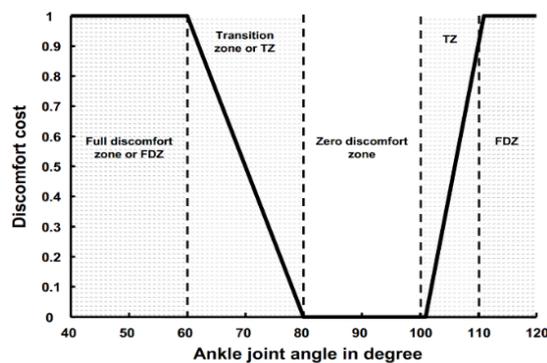


Abbildung 18: Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Beschwerden und Gelenkwinkel anhand eines „Topfs“ ähnlich der Wahrscheinlichkeitsverteilung (Pannetier & Wang, 2012)

Eine passende Basis des Untersuchungsmodelles für Diskomfort ist das Belastung-Beanspruchungs-Konzept (Abbildung 19). Es wurde nicht zur Untersuchung von Diskomfort entwickelt, bietet jedoch den Ansatz, das Verhältnis zwischen Belastungen und Beanspruchungen einer Tätigkeit zu untersuchen und die Auswirkungen auf den Menschen zu verstehen (Schlick et al., 2018c). Wichtig ist, dass das Konzept die individuellen Eigenschaften des Menschen berücksichtigt, wie Fähigkeiten oder Erfahrungen. Das Belastung-Beanspruchungs-Konzept bietet damit potenziell auch eine Grundlage zur Untersuchung von Diskomfort, da dieser eine Art der subjektiven Empfindung körperlicher Beanspruchungen ist. Auf Basis dieser Gegebenheiten werden in den folgenden Abschnitten subjektive und objektive Bewertungsmethoden der Fahrerhaltung in der Literatur vorgestellt.



Abbildung 19: Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (Rohmert, 1983; zitiert nach Schlick et al., 2018c)

2.5.2 Subjektive Bewertungsmethoden

Die Erfassung eines subjektiven Empfindens wie Diskomfort stellt ein psychophysiologisches Thema dar (Shen & Parsons, 1997). Hierbei kann man auf verschiedene Methoden zurückgreifen, z. B. eine Skala oder einen Fragebogen, bei dem entweder der gesamte Körper oder lokale Körperbereiche mithilfe eines

Körperdiagramms (Body-Map) bewertet werden können. Dabei werden die Intensität sowie die Lokalisation des Diskomfort adressiert.

Diskomfort-Skala

Der Diskomfort im automobilen Kontext wurde oft mittels einer Ratingskala bewertet. Laut der Definition von Bortz & Döring (2006) ist die Ratingskala eine Skala mit Abschnitten eines Kontinuums, die mit Zahlen (numerische Ratingskala), verbalen Beschreibungen (verbale Ratingskala) oder Beispielen markiert werden können. Die Probanden wählen die Stufe aus, die ihr Empfinden am besten zu dem bewerteten Objekt, in diesem Fall der Intensität des Diskomforts, widerspiegelt.

Bei einer numerischen Ratingskala müssen die Probanden die Bedeutung der Nummerierung des zu bewertenden Objekts klar verstehen. Bei der verbalen Ratingskala werden jeder Markierung kurze Ausprägungen zugeordnet, die möglichst äquidistant dargestellt werden sollen (Bortz & Döring, 2006). Zur Bewertung des Diskomforts sind viele Skalen durch eine Kombination von numerischen und verbalen Ratingskalen gebildet worden.

Shen und Parsons (1997) haben verschiedene Skalen zur Diskomfortbewertung beim Sitzen verglichen. Unter anderem wurden die „Body Part Discomfort (BPD)“ Skala (Corlett & Bishop, 1976), die „Category-Ratio (CR-10)“ Skala (Borg, 1982a) und die „Category Partitioning (CP-50)“ Skala (Heller 1980, zitiert nach Ellermeier et al., 1991) geprüft.

Die BPD-Skala ist eine siebenstufige numerische Skala, die das Gefühl von „extrem angenehm“ bis „extrem unangenehm“ repräsentiert. Damit haben Corlett und Bishop (1976) den Diskomfort der Körperhaltungen von Werkstattarbeitern bewertet (Abbildung 20). Zunächst wurde der Gesamtdiskomfort bewertet und dann folgte eine Evaluierung des lokalen Diskomforts im jeweiligen Körperbereich mit einer Body-Map (vgl. Abbildung 21).

Die CR-10 Skala ist eine Kombination von der numerischen und der verbalen Skala. Sie wurde original von Borg (1982b) zur Messung unterschiedlicher Objekte wie Schmerzen oder Anstrengung der körperlichen Arbeit entwickelt. Die Numerierung von eins bis zehn sind mit einfach zu verstehenden Beschreibungen der Perzeption der Intensität verankert.

Die CP-50-Skala ist ein weit verbreitetes Instrument zur Diskomfortsbewertung der Insassen (Fritzsche, 2009; Hartung, 2006; Lorenz, 2011; Mergl, 2006; Pannetier & Wang, 2014; Peng et al., 2017; Ulherr, 2019; Zenk, 2008). Sie basiert auf einer Skala von Null (kein Diskomfort) bis 50 (sehr starker Diskomfort), wobei sie nicht auf 50 begrenzt ist und darüber hinausgehen kann. Die Bewertung auf der CP-50-Skala erfolgt in zwei Schritten: Zunächst wird die passende Kategorie bestimmt ("Partitioning"). Anschließend wird innerhalb dieser Kategorie die Bewertung mithilfe der entsprechenden Zahlen verfeinert, um die Empfindung möglichst realistisch widerzuspiegeln. Die CP-50-Skala wurde original von Heller (1981) zur Beurteilung von Geräuscheigenschaften entwickelt und von Göbel, Heller, Nowak und Westphal (1988) zur Bewertung von Schmerzen weiterentwickelt (Ulherr, 2019). Laut Ellermeier et al. (1991) ist die CP-50 Skala in der Lage, die „absoluten“ Empfindungswerte des Stimulus in einer Skala darzustellen. Diese Eigenschaft ist in einer psychophysischen Studie von Vorteil für Vergleiche verschiedener Empfindungsniveaus oder für die Erkennung einer Verschiebung der Empfindung, bspw. zum Vergleich der Diskomfort-Empfindung in verschiedenen Sitzpositionen.

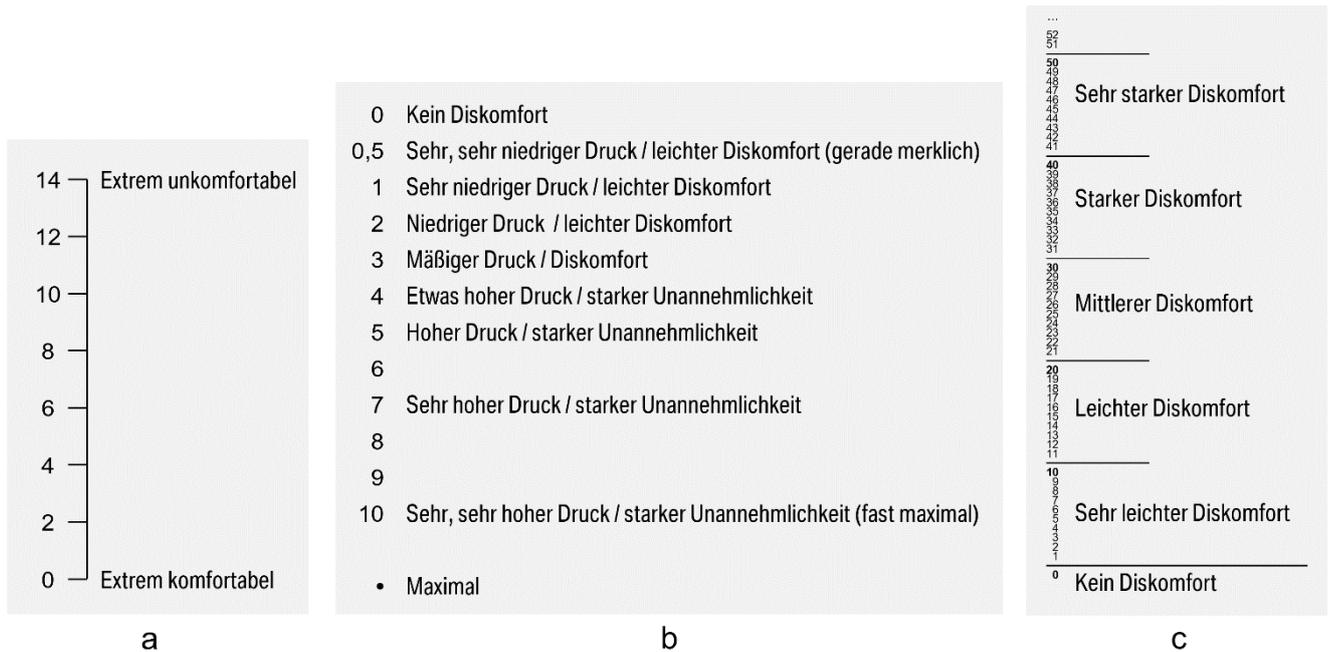


Abbildung 20: Drei Diskomfort-Skalen (eigene Darstellungen): a) Body Part Scale (Corlett & Bishop, 1976, S. 180); b) CR-10 Scale (Borg, 1982a; zitiert nach Shen & Parsons, 1997, S. 459); c) CP-50 Skala (Ellermeier et al., 1991, S. 162)

Die oberen drei Skalen wurden von Shen und Parsons (1997) durch eine Studie getestet, bei der die Probanden die Empfindung von künstlich erzeugten Druckreizen unter einem Sitzkissen mit verschiedenen Intensitäten bewerteten. Es ist zu beachten, dass die Begriffe „Diskomfort“ und „körperlicher Schmerz“ von ihnen sowie von Corlett und Bishop (1976) austauschbar verwendet wurden, obwohl Diskomfort eigentlich eine breitere Bedeutung haben sollte (vgl. Abschnitt 2.5.1). Dabei wurden die Reliabilität und Validität der Skalen verglichen. Die Reliabilität einer Skala bezieht sich darauf, wie genau und konsistent sie den Diskomfort misst. Eine zuverlässige Skala liefert bei wiederholter Messung ähnliche Ergebnisse. Die Validität bezieht sich darauf, ob die Skala das reflektiert, was sie messen soll. Die Ergebnisse der Studie von Shen und Parsons (1997) zeigen, dass die CP-50-Skala die beste Reliabilität und Validität hat. Sie betonen, dass eine Verankerung der Beschreibungen der Kategorien mit der täglichen Erfahrung von Schmerzen und Diskomfort eine wichtige Rolle spielen kann. Hingegen hatte die BPD-Skala in der Studie eine suboptimale Reliabilität, obwohl diese Skala für Haltungsbewertungen häufig verwendet wurde. Eine mögliche Erklärung ist, dass die Markierungen zwischen den beiden Extremen (von „extrem komfortabel“ bis „extrem unkomfortabel“) nicht verbal beschrieben werden. Dies könnte mehr geistige Anstrengung erfordern und möglicherweise zu Schwierigkeiten sowie Fehlern bei der Bewertung führen. Die CR-10-Skala hatte in der Studie eine gute Wiederholungskorrelation, aber eine größere Verschiebung innerhalb einer Gruppe sowie größere Unterschiede zwischen den Gruppen als die CP-50-Skala. Darüber hinaus hat CR-10 ungleichmäßige Abständen zwischen den Intensitäten, während CP-50 eine äquidistante Skala ist. Allerdings muss beachtet werden, dass in einigen Fällen die Abstufung der CP-50-Skala zu fein sein kann (Ulherr, 2019). Insgesamt lässt sich zusammenfassen, dass die CP-50-Skala die beste Reliabilität und Validität für die Diskomfortbewertung im automobilen Kontext aufweist.

Body-Map

Body-Map ist eine grafische Darstellung, die die verschiedenen Körperbereiche veranschaulicht, die bei der Beurteilung des lokalen Diskomforts berücksichtigt werden (Abbildung 21). Die Verwendung von Body-Maps in Kombination mit Diskomfortskalen wurde erstmals von Corlett & Bishop (1976) zur Untersuchung der Beziehung zwischen Gesamtdiskomfort und lokalem Diskomfort angewendet. Seitdem hat sich diese Methode weit verbreitet und wurde in zahlreichen Studien eingesetzt (Corlett & Bishop, 1976; Fritzsche, 2009; Knoll, 2007; Mansfield et al., 2014; Mastrigt, 2015; Mergl, 2006; Smith et al., 2015; Zenk, 2008), insbesondere zur Bewertung des Sitzkomforts.

Diese Technik besteht aus einer schematischen Darstellung des menschlichen Körpers, die in klar definierte Körperbereiche unterteilt ist, die nummeriert oder mit Namen versehen sind. Dadurch können Probanden systematisch die lokalen Empfindungen in einer vordefinierten Reihenfolge bewerten, ohne eine Körperzone zu vergessen oder mit einer anderen zu verwechseln.

Bei der Auswertung des lokalen Diskomforts können verschiedene Methoden wie Farbcodes oder eine Heatmap (Mastrigt, 2015) verwendet werden, um die Intensität oder Häufigkeit des auftretenden Diskomforts darzustellen. Diese Informationen können in Verbindung mit objektiven Daten wie der Druckverteilung (Hartung, 2006; Knoll, 2007) genutzt werden, um subjektive Bewertungen mit objektiven Daten zu vergleichen und mögliche Ursachen für den Diskomfort zu identifizieren.

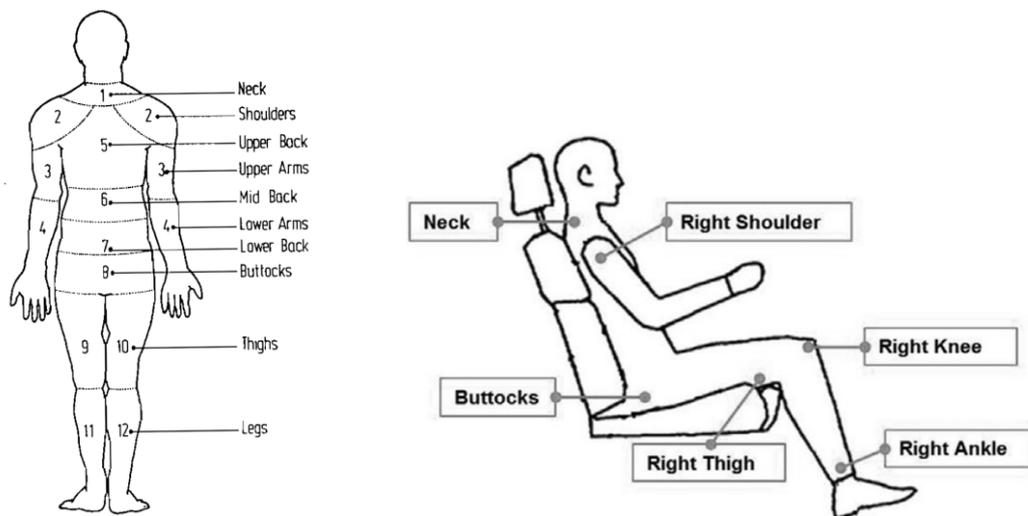


Abbildung 21: Zwei Body-Maps zur Bewertung des lokalen Diskomforts: Links: Corlett & Bishop (1976); Rechts: Smith et al. (2015)

2.5.3 Objektive Analysemethoden

In den letzten Jahren haben sich verschiedene objektive Methoden zur Bewertung der Fahrerhaltung etabliert. Objektive Verfahren bieten Vorteile, da sie weniger anfällig für subjektive Faktoren wie emotionale oder kognitive Variabilitäten sind. Zudem zeichnen sie sich durch eine kürzere Versuchsdauer und den Bedarf an weniger Probanden aus. Andererseits stellen sie jedoch lediglich indirekte Indikatoren dar und sind in einigen Fällen ohne eine subjektive Bewertung wenig aussagekräftig (Looze et al., 2003).

Die Verwendung von objektiven Analyseverfahren bedeutet nicht automatisch, dass diese besser als die subjektiven Bewertungsmethoden sind. Vielmehr sollte die Auswahl der Bewertungsmethode „im Hinblick auf die spezifischen Ziele der Untersuchung gerechtfertigt werden“ (Annett, 2002, S. 984). Eine

präzise quantitative Evidenz ist nicht immer erforderlich, um bspw. konkurrierende Gestaltungen oder Konfigurationen zu vergleichen. Wenn allerdings eine Hypothese zur Begründung der subjektiven Bewertung geprüft und danach eine Designrichtlinie festgelegt werden soll, wird ein präzises quantitatives Bewertungsverfahren erforderlich sein, so Annett.

Vor diesem Hintergrund hat das Literatur-Review von Looze et al. (2003) die Beziehung zwischen der subjektiven Bewertung von Diskomfort und objektiven Parametern beim allgemeinen Sitzen untersucht. Dabei wurden unter anderem die folgenden objektiven Faktoren betrachtet:

- Gelenkwinkel
- Muskelaktivität sowie Muskelermüdung
- Druckverteilung auf Sitzfläche oder Rückenlehne
- Belastung auf die Wirbelsäule
- Anzahl der Körperbewegungen.

In der Regel kann eine optimale Körperhaltung oder -bewegung nach dem Prinzip des "minimalen Aufwands" bestimmt werden, d. h., dass eine Körperhaltung oder Bewegung weniger Diskomfort bzw. später Ermüdung verursacht, wenn geringere physische Beanspruchungen bestehen (Innendruck, Dehnung, Anspannung, Blutzirkulation usw.). Ebenso wird in biomechanischen Simulationen bei der inversen Dynamik zur Simulation der menschlichen Bewegung vorgegangen (Cruse et al., 1990; Jung & Choe, 1996).

Druckverteilung

Bei diesem Verfahren liegt der Fokus auf der Analyse der Druckverteilung auf der Sitzoberfläche, die etwa 80 % des Körpergewichts trägt (Fröhmel, 2010). Die Studie von Drummond et al. (1982) zeigt, dass etwa 18 % des Körpergewichts auf jeden Sitzbeinhöcker entfällt. Mithilfe einer Druckmessmatte kann die Druckverteilung auf dem Sitzkissen sowie auf der Rückenlehne ermittelt werden. Besonders wichtig sind die Bereiche wie die Sitzbeinhöcker, wo "Druck auf Hautareale mit wenig Fett und Muskeln höhere Drücke" bewirkt (Bubb, Grünen, et al., 2015, S. 372).

Die Ursache für Beschwerden und Schmerzen ist lokale Kompression, insbesondere die inneren Scherspannungen der Weichgewebe und dadurch komprimierte Nerven sowie gestörte Blutzirkulation. Daher sollte eine optimale Druckverteilung auf der Sitzfläche lokale Belastungen möglichst vermeiden (Bennett et al., 1979, zitiert nach Hartung, 2006; Reed et al., 1994).

Looze et al. (2003) haben festgestellt, dass die Druckverteilung ein nützliches Kriterium zur Sitzkomfortbewertung darstellt, während andere objektive Bewertungsmethoden noch nicht ausreichend validiert wurden. Es ist jedoch zu beachten, dass ihre Untersuchungen hauptsächlich den allgemeinen Sitzkomfort behandelten und nur ein Drittel der analysierten Literatur das Sitzen im automobilen Kontext betraf. Zudem wurden die Fahraktivitäten kaum berücksichtigt und die Mehrheit der Studien konzentrierte sich auf Rückenbeschwerden oder den Druck auf das Gesäß. Trotz dieser Einschränkungen haben zahlreiche Forscher diese Methode als geeignet für die Untersuchung des Sitzkomforts im automobilen Kontext gewählt (Akgunduz et al., 2014; Hartung, 2006; Kyung & Nussbaum, 2009; Le et al., 2014; Zenk, 2008).

Die Herausforderung bei dieser Methode besteht darin, dass es schwierig ist, die Merkmale der Druckverteilung zu interpretieren und festzulegen, welche Schwellenwerte einzuhalten sind. Absolute Druck- und Druckgradienten sind zwar ein wichtiger Indikator, liefern aber keine direkten Informationen

zur Scherspannung der Weichgewebe (Reed et al., 1994). Hartung (2006) kommt zu ähnlichen Schlussfolgerungen, da er in seiner Studie keine signifikante Korrelation zwischen den Merkmalen der Druckverteilung und der Diskomfortbewertung fand (Hartung, 2006, S. 73). Neben der Bewertung der Druckverteilung wurden auch verschiedene "optimale" Kraftverteilungen vorgeschlagen (Hartung, 2006; Mergl, 2006; X. Wang et al., 2020). Jedoch hat keiner dieser Ansätze eine optimale Körperhaltung empfohlen, insbesondere nicht unter der Berücksichtigung von Fahrtätigkeiten wie der Pedalbetätigung. Wang et al. (2020) haben darauf hingewiesen, dass die Kraftverteilung so von Körpergröße und Haltung abhängt, dass es kein gemeinsames Optimum für alle Fahrer in allen Sitz-konfigurationen geben kann. Dies steht aber im klaren Widerspruch zu den Ergebnissen von Looze et al. (2003).

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit dieser Methode ist, zu bewerten, ob es genug Körperunterstützung gibt. Ng et al. (1995) berichteten, dass eine unzureichende Körperunterstützung zu einer kontinuierlichen und unnötigen Muskelaktivierung führt, um die Dynamik im Fahrzeug auszugleichen, was wiederum Beschwerden und Müdigkeit verursachen kann. Darüber hinaus führt dies auch zu ungünstigem intradiskalen Druck.

Gelenkwinkel

Die Erfassung von Gelenkwinkeln ermöglicht die Beschreibung der Körperhaltung anhand der Ausrichtung aller menschlichen Gelenke. Sie liefert bedeutende Informationen über die Ausnutzung der Gelenkbewegungsumfang und reflektiert dabei die Muskeldehnung.

Ein Ansatz zur Bestimmung der optimalen Gelenkwinkelstellung ist, dass die Muskeln weder gedehnt noch kontrahiert sind und sich somit in ihrer neutralen Muskellänge befinden (vgl. Abschnitt 2.3.3). Ein Beispiel ist die Erfassung der neutralen Körperhaltungen von Astronauten im All durch die NASA (2014) ohne externe Einflüsse wie die Schwerkraft (Abbildung 22). Eine große Abweichung vom neutralen Gelenkwinkel führt in der Regel zu einer erhöhten passiven Muskeldehnung und Muskelspannung. Dies kann langfristig zu Diskomfort führen.

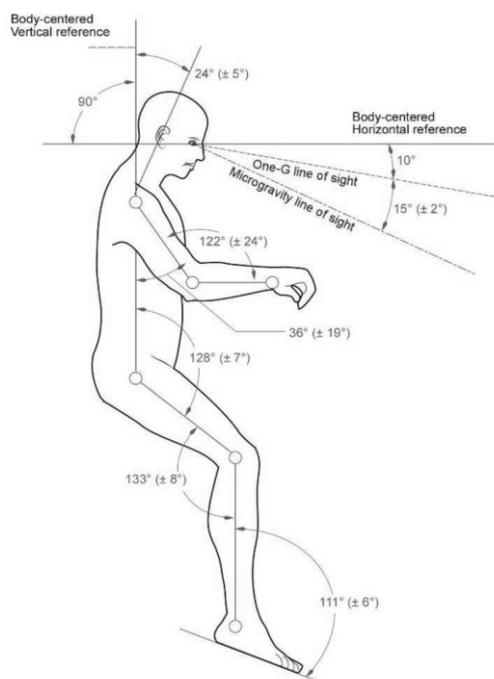


Abbildung 22: Neutrale Haltung in der Schwerelosigkeit (NASA, 2014)

Basierend darauf haben Pannetier und Wang (2012) eine sogenannte "Kostenfunktion" zwischen Gelenkwinkel und Diskomfort entwickelt. Ein Beispiel hierfür ist die Bewertung der Beweglichkeit des Sprunggelenks anhand der ROM-Daten von Kapandji (2016) (vgl. Abbildung 18). Ähnliche Ansätze wurden auch in anderen Arbeiten verwendet (Apostolico et al., 2014; Cappetti et al., 2020; Naddeo et al., 2015; Peng et al., 2017).

Darüber hinaus soll der individuelle ROM berücksichtigt werden. Selbst bei gleicher absoluter Abweichung kann ein unterschiedlicher ROM zu unterschiedlichen Beanspruchungen führen. In RAMSIS ist eine Funktion vorhanden, mit der die sogenannte „Joint Capacity“ (Gelenkbewegungskapazität) bewertet werden kann. Die Bewertung der Gelenkwinkelstellung erfolgt anhand der Ausnutzung des ROM, der dementsprechend am Rand des Bewegungsumfangs bei 100 % liegt. Dabei gibt es eine Richtlinie, die festlegt, dass eine Ausnutzung des ROM bis 75 % als gut, von 75 % bis 90 % als erträglich und von 90 % oder höher als nicht tolerierbar angesehen werden sollte (HUMAN SOLUTIONS GmbH, 2014). Es ist zu beachten, dass dies eine softwareinterne Richtlinie ist und keine Quelle für diese Daten genannt wird. Außerdem gibt es Unterschiede zwischen dem AROM und dem PROM. Bei Betrachtung der neutralen Haltung von der NASA (2014) unter Schwerelosigkeit wird deutlich, dass diese als „komfortabel“ empfundene Position äußerst unangenehm sein würde, wenn man sich über einen längeren Zeitraum in derselben Gelenkwinkelstellung befindet, während man aufrecht mit den Fußspitzen den Boden berührt und keine weitere Unterstützung erhält. In diesem "Gedankenexperiment" spielen die Muskelaktivitäten eine wichtigere Rolle als die Gelenkwinkelstellung bezüglich des Diskomforts.

Muskelaktivitäten

Seit Jahrzehnten wird die EMG in den Studien der Fahrzeuergonomie verwendet. Einige davon haben sich auf die Beanspruchung der Wirbelsäule bzw. der Rückenmuskeln bei der Körperhaltung fokussiert (Andersson et al., 1974; Harrison et al., 2000; Hirao et al., 2007; Hosea et al., 1986; Reed et al., 1991). Im automobilen Kontext gab es mehr Studien mit dem Fokus auf die oberen Extremitäten bei den Lenkaufgaben (Darliana et al., 2020; Liu et al., 2017; Pick & Cole, 2006; Seitz et al., 2005), aber auch Studien über die Muskelaktivitäten bei den Pedalbetätigungen im Fahrzeug (Chen et al., 2020; Hwang, 2011; Jammes et al., 2016; N. K. Khamis, 2018; Kiguchi et al., 2017).

Hwang (2011) hat die Muskelermüdung von städtischen Busfahrern untersucht. Die EMG-Ergebnisse haben bestätigt, dass das Betätigen des Kupplungspedals in einer wartenden Position besonders anstrengend ist, da sich das Pedal in einer hohen Position befindet. Die Studie von Jammes et al. (2016) beschäftigte sich mit dem Risiko von Ermüdung in der Beinmuskulatur bei einer einstündigen Fahrt. Im Schienbeinmuskel wurde Ermüdung nachgewiesen, während im Wadenmuskel nur geringe und oft keine Ermüdung auftrat. Khamis und Deros (2018) haben die Wadenmuskelaktivitäten während der Pedalbetätigung untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass der Wadenmuskel je nach Phase der Pedalbetätigung unterschiedlich aktiviert wurde und dies je nach Gelenkwinkel zu unterschiedliche Muskelaktivität führte. Allerdings gibt es wenige Studien, die eine klare Empfehlung für eine ergonomische Haltung der unteren Extremitäten zur Pedalbetätigung geben.

Die Aussagen in der Literatur stimmen darin überein, dass ein niedrigeres Niveau der Muskelaktivität bei einer Haltung oder einer Aktivität besser ist. Beispielsweise fanden Seitz et al. (2005) eine lineare Korrelation zwischen der Diskomfortbewertung und der Gelenkbelastung, die eine höhere Muskelaktivierung forderte.

Allerdings führen Muskelaktivitäten nicht notwendigerweise zu Diskomfort oder Ermüdung (Schlick et al., 2018b). Vielmehr stellt die statische Muskelarbeit eine größere Herausforderung dar als die dynamische. Denn „durch die Dauerkontraktion verringert sich die Durchblutung des Muskels und die Versorgung mit Sauerstoff und Nährstoffen sowie die Entsorgung von Stoffwechselprodukten sind nach kurzer Zeit unzureichend“ (Schlick et al., 2018a), Zum Beispiel haben Kuijt-Evers et al. (2007) dynamische Tätigkeiten mit einer Handsäge untersucht und festgestellt, dass ein Unterschied in der Muskelaktivität keinen starken Einfluss auf den Diskomfort hat.

Damit stellt sich die Frage, ab welcher Muskelaktivitätshöhe und nach welcher Zeitdauer Diskomfort oder Muskelermüdung auftreten. Zur Haltungsbewertung bzw. zum Definieren von ergonomischen Körperhaltungen ist es sinnvoll, Schwellenwerte der EMG-Aktivitäten des jeweiligen Muskels in Abhängigkeit von der Zeit zu identifizieren, bei denen Diskomfort oder Ermüdung empfunden wird. Obwohl es einige Studien über Muskelaktivitäten bei einer Pedalbetätigung gibt (Chen et al., 2020; Hwang, 2011; Jammes et al., 2016; N. K. Khamis, 2018; Kiguchi et al., 2017), haben diese keine Schwellenwerte der EMG-Signale für Diskomfort oder Ermüdung bei der Pedalbetätigung untersucht. Auf der anderen Seite gibt es einige Erkenntnisse über die Dauerleistungsgrenze. Weit anerkannt und diskutiert wurde die Abschätzung der Dauerleistungsgrenze auf ca. 15 % der maximalen statischen Muskelkraft (Rohmert, 1960). Zu beachten ist, obwohl der Begriff „MVC“ im Bericht nicht auftaucht, wurde trotzdem oft angenommen, dass „die Rohmert-Kurve eine hyperbolische Funktion des Verhältnisses zwischen der maximalen Haltezeit und der Beanspruchung als Prozentsatz der MVC“ ist (Garg et al., 2002, S. 111). Auch entspricht der Prozentsatz der Maximalkraft nicht immer dem Prozentsatz des EMG-Signals der MVC (vgl. Abschnitt 2.3.3).

Es stellt sich allerdings die Frage, ob diese Dauerleistungsgrenze zur Fahrerhaltungsbewertung beitragen kann. Einerseits überschreiten die Muskelaktivitäten bei der Pedalbetätigung den Wert von 15 % der MVC in den unteren Extremitäten nicht dauerhaft. Die wichtigere Frage jedoch ist, ob und wann eine Muskelaktivität unterhalb von 15 % der MVC zu Diskomfort und Ermüdung führt. Andererseits handelt es sich dabei um einen Wert, der aus einer Trendlinie durch mehrere Messpunkte abgeleitet wurde. Nicht zuletzt müsste validiert werden, ob diese Grenze auch für die unteren Extremitäten gilt.

Die Validität dieser Dauerleistungsgrenze wurde in vielen Studien diskutiert. Sie haben sich mit der Fragestellung beschäftigt, wie sich eine Muskelaktivität unterhalb von 15 % der Maximalkraft auswirkt und insbesondere, ob Diskomfort und Ermüdung verursacht werden.

Die Studie von Mundale (1970; zitiert nach Sato et al., 1984) zeigt, dass leichte Ermüdung bei isometrischer Griffausdauer bereits bei einem Kraftniveau von nur 5 % der Maximalkraft auftritt. Leider ist nicht klar, für welche Dauer dies gefunden wurde. Chaffin (1973, zitiert nach Criswell, 2010) hat beobachtet, dass eine kontinuierliche Muskelkontraktion bei nur 11 % der MVC nach einer bis fünf Minuten zu Muskelzucken führen kann. Björkstén and Jonsson (1977) zeigten, dass die Ein-Stunden-Ausdauerergrenze der Ellenbogenbeuger für eine intermittierende durchschnittliche Haltekraft bei 14,0 % der Maximalkraft liegt und für ein konstantes Kraftniveau bei nur 7,9 %. Die Studie von Hagberg (1981) ergab einen geschätzten Schwellenwert für eine einstündige statische Haltearbeit von 8,2 % der MVC. Jørgensen et al. (1988) konnten durch die Ergebnisse von fünf separaten Studien feststellen, dass eine Muskelermüdung nach einer einstündigen statischen Kontraktion von nur 5 % der Maximalkraft beobachtet wurde und bei einer intermittierenden Kontraktion erst bei 14 % der Maximalkraft nach 2-3 Stunden eine ähnliche Ermüdung beobachtet wurde.

Sato et al. haben in einer Studie die Dauer bis zum Auftreten von Ermüdung und Schmerzen sowie die maximale Haltezeit mit verschiedenen statischen Muskelaktivierungen von 5 %, 10 %, 15 % bis zu 50 % der MVC gemessen (Abbildung 23). Die maximale Haltezeit war länger als die Dauer bis zum Beginn des Schmerzens, letztere wiederum länger als die Dauer bis zur Ermüdung. Es ist logisch anzunehmen, dass der Diskomfort noch früher als Ermüdung auftreten wird. Allerdings muss diese Annahme empirisch untersucht werden.

Diese Studien zeigen, dass die Ausdauerzeit für eine statische Kontraktion unter 15 % der MVC nicht wirklich „unendlich“ war. Allerdings gibt es nicht viele Untersuchungen über die Dauer, bis Diskomfort oder Ermüdung in den unteren Extremitäten auftreten. Bisher wurde mehr über den Oberkörper publiziert und es kann sein, dass die unteren Extremitäten andere Kennkurven haben. Souron et al. (2020) haben die Kniestrecke mit einer statischen Kontraktion von 10 % MVC untersucht und eine durchschnittliche Maximalausdauer von 33 ± 23 Minuten herausgefunden. Offen ist, welches Verhalten die anderen Muskeln bspw. im Unterschenkel bei einer Muskelaktivität niedriger als 15 % MVC zeigen. Außerdem kann die Ermüdungsempfindung aufgrund subjektiver Faktoren wie Motivation (Chaffin, 1973) oder empfundener Anstrengung (Souron et al., 2020) variieren. Sato et al. (1984) schlagen vor, dass in der Praxis eher die lokale Ermüdung die Dauer der Aktivitäten begrenzen wird und daher wichtig zu untersuchen ist.

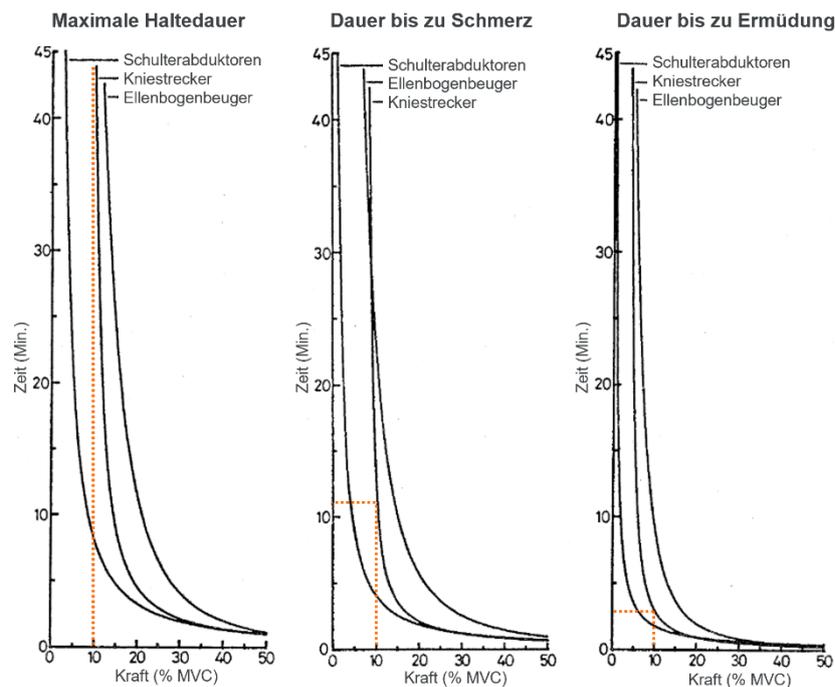


Abbildung 23: Beziehung zwischen der normalisierten Kraft (% MVC) und der Dauer bis zu unterschiedlichen Ermüdungsindizes für jede Muskelgruppe (Sato et al., 1984, S. 152; angepasst). Beispiel (orange gepunktete Linien): Der Kniestrecke hatte eine Dauerleistungsgrenze bei 10 % MVC über 40 min. Es wurde aber bereits nach ca. 11 min Schmerzen empfunden und nach ca. 3 min Ermüdung

Leistung bei der Pedalbetätigung

Während sich die meisten Studien mit den Komfortaspekten der Fahrerhaltung befassen, wurde die fahrleistungsorientierte Haltungsbewertung bisher wenig diskutiert. Eine Studie von Schmidt et al. (2015) zeigte, dass es optimale Winkelbereiche des Ellbogengelenks gibt, die eine verbesserte Lenkgeschwindigkeit und -präzision ermöglichen. Die körperliche Leistungsfähigkeit kann möglicher-

weise die Leistung bzw. Ausführungsqualität der Pedalbetätigung beeinflussen. Es bleibt jedoch unklar, ob die Fahrerhaltung eine signifikante Auswirkung auf die körperliche Leistungsfähigkeit hat, die wiederum die Leistung bei der Pedalbetätigung beeinflussen könnte.

Dabei sind Koordination, Schnelligkeit und Effizienz der Bewegungen die wichtigen Faktoren der physischen Leistungen. Feine Bewegungen sind notwendig, um eine gleichmäßige Beschleunigung oder Verzögerung zu erreichen. Eine schnelle Reaktion ist ebenfalls wichtig, um eine Notbremsung zu gewährleisten. Zudem ist es von Bedeutung zu untersuchen, welche Haltung die gleiche Leistung mit geringerer Beanspruchung liefert, um die Effizienz zu steigern.

Bisher wurden nur wenige Studien zu dieser Thematik durchgeführt. Eine tiefere Sitzposition kann die Präzision beim Umsetzen des Fußes vom Gaspedal auf das Bremspedal verbessern (Horiue et al., 2012). Palmertz et al. (1998) fanden heraus, dass eine Bremskraft von 160 N ausreicht, um die maximale Bremsleistung zu erzielen. Probanden, die ihren Fuß höher auf das Bremspedal legten, erzeugten eine höhere maximale Bremskraft. Dies entspricht auch den Erkenntnissen von Hettinger und Wobbe (1993), die die maximale Tretkraft eines Beines auf verschiedenen Sitzhöhen untersuchten.

Seit der Einführung des Bremsassistenten (BAS) wird eine optimale Kraftleistung bei der Bremsung nicht mehr benötigt, denn das BAS soll den Fahrer bei unzureichender Bremspedalkraft und der erfolgreichen Erkennung einer Notbremsung unterstützen. Jedoch zeigten Fitch et al. (2010), dass nur 28 % der Fahrer der Studie in der Lage waren, das BAS zu aktivieren. Hirose et al. (2008) fanden heraus, dass der Schwellenwert für die BAS-Aktivierung auf eine Pedalhubgeschwindigkeit von 300 ~ 350 mm/s oder eine Pedalkraft von 200 ~ 250 N eingestellt werden sollte. Eine schnellere und stärkere Betätigung des Bremspedals kann theoretisch das BAS früher aktivieren. Darüber hinaus gibt es noch keine Studie über die Auswirkungen der Fahrerhaltung auf die Pedalumsetzzeit und Bremspedalkraft.

Insgesamt gibt es somit noch viele offene Fragen und weitere Forschung ist notwendig, um ein besseres Verständnis für die Zusammenhänge zwischen der Fahrerhaltung und der Leistung bei der Pedalbetätigung zu erhalten.

2.5.4 Haltungsanalyse mit Menschmodellen

Zur Fahrzeugauslegung wurden verschiedene Menschmodelle entwickelt. Früher wurden Zeichenschablonen sowie analoge Menschmodelle eingesetzt, heute werden hauptsächlich digitale anthropometrische oder biomechanische Menschmodelle für mehr komplexe ergonomische Analysen angewendet. Bubb (2015) und Mühlstedt (2016) haben einige wichtige Menschmodelle in der Geschichte zusammengefasst.

Rebiffé (1966) hat ein vereinfachtes zweidimensionales (2D) Menschmodell für die Gelenkwinkelanalyse verwendet. Er identifizierte die "komfortablen" Gelenkwinkelbereiche von acht Gelenken (Rumpf, obere und untere Extremitäten). So eine abstrahierte 2D-Darstellung des Menschenkörpers mit Gelenkwinkelstellungen ist heute immer noch weit anerkannt und verbreitet (Hanson et al., 2006; Park et al., 2000; Wolf et al., 2022), wie Abbildung 24 darstellt. Für die Automobilindustrie bedeutsam war die sogenannte Kieler Puppe, die von Helbig und Jürgens (1977) entwickelt wurde und seit 1981 in der DIN 33408 genormt ist (Bubb, 2015). Dazu wurden in der DIN 33408-1 Komfortwinkel als Richtlinie für die ergonomische Gestaltung angegeben, deren experimentelle Grundlage jedoch fragwürdig ist (Bubb, 2015). Abgesehen von dieser Fragestellung besteht bei der Haltungsanalyse mit analogen Menschmodellen das größte Problem darin, dass aus der Haltung keine Aussage über den Diskomfort oder die

physische Beanspruchung wie Muskelaktivitäten abgeleitet werden kann. Außerdem sind sie nicht 3D und stoßen daher bei komplexen 3D-Auslegung von Arbeitsplätzen an ihre Grenzen.

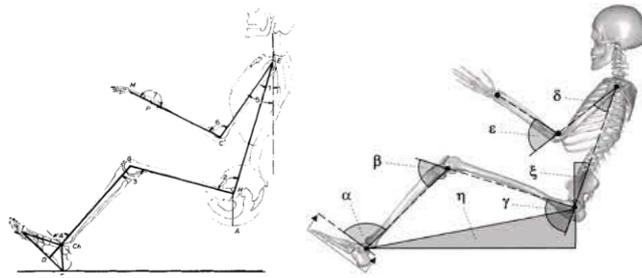


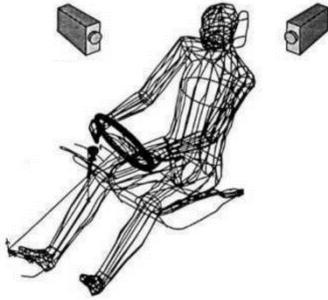
Abbildung 24: Verwendung von Gelenkwinkelstellungen zur 2D-Darstellung der Fahrerhaltung. Links: Rebiffé (1969); Rechts: Wolf et al. (2022)

Angeichts der Limitierungen der analogen 2D-Menschmodelle wie begrenzter Verfügbarkeit von Perzentil-Kombinationen, Subjektivität bei der Einstellung der Körperhaltung und fehlender Komfortempfindung (Seidl, 1994) wurden digitale Menschmodelle mit einer 3D-Repräsentation des Menschenkörpers entwickelt. Moderne digitale Menschmodelle für die Fahrzeugauslegung wie HumanBuilder, Jack und RAMSIS werden seit den 80er Jahren entwickelt und eingesetzt.

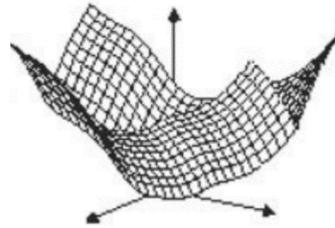
Dabei ist RAMSIS das meistverwendete digitale Menschmodell für die Fahrzeugauslegung. Eine der wichtigsten Funktionen ist, Menschmodelle von verschiedenen Perzentilen in der wahrscheinlichsten Haltungen zu positionieren. RAMSIS verfügt über sogenannte „Haltungsmodelle“ für eine realistische Prognostizierung der Körperhaltungen in einer vorgegebenen Umgebung. Ein Haltungsmodell „beinhaltet für jeden Gelenkfreiheitsgrad eine auf einem Optimalwinkel und den Bewegungsgrenzen basierende Wahrscheinlichkeitsverteilung, so dass die Haltungssimulation RAMSIS die wahrscheinlichste Haltung ermitteln kann, die eine Person unter den gegebenen Umständen einnehmen würde“ (HUMAN SOLUTIONS GmbH, 2012, S. 69).

Zur Erstellung des Haltungsmodells wurden mehrere Studien durchgeführt (Abbildung 25). Die grundlegenden Arbeiten von Seidl (1994) und Krist (1994) wurden an einem variablen Fahrzeugmodell durchgeführt, bei dem die Sitz-, Pedal- und Lenkradpositionen flexibel einstellbar waren. Der Grundgedanke dabei war, die bevorzugten Haltungen der Probanden über die Gelenkwinkel sowie den zugehörigen Komfort- und Ermüdungsempfindungen zu erfassen. Hierbei wurden für jeden Gelenkfreiheitsgrad Wahrscheinlichkeitsverteilungen unter Berücksichtigung der gegebenen Umgebungsrestriktionen ermittelt. Durch Zusammenstellung dieser Wahrscheinlichkeitsverteilungen aller Gelenke mit einem Optimierungsalgorithmus wurde das Haltungsmodell von RAMSIS realisiert.

Untersuchungen bei unterschiedlichen Fahraufgaben in bevorzugten Sitzhaltungen



Haltungsmodell mit Wahrscheinlichkeitsverteilungen der Gelenkfreiheitsgrade



Haltungsprognose mit definierten Aufgaben und anderen Randbedingungen

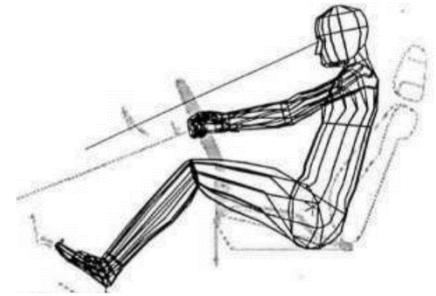


Abbildung 25: Erstellung und Anwendung von RAMSIS-Haltungsmodell zur Haltungsprognose (Speyer, 1996, S. 13; angepasst)

Dabei ist zu beachten, das richtige RAMSIS-Haltungsmodell für die Umgebungsrestriktion auszuwählen. Wenn das Manikin z. B. mit einem Haltungsmodell für Pkw in einen Lkw eingesetzt wird, fällt die Sitzposition anders aus als mit dem richtigen Lkw-Haltungsmodell (Abbildung 26). Dazu Fröhmel (2010): „Je besser das zu simulierende Szenario dem Haltungsmodell entspricht, desto genauer wird die Haltungsprognose“ (S. 7). Da die Haltungsmodelle keine biomechanischen Simulationen sind, liefert die Prognose keine Aussage über körperliche Beanspruchungen wie Muskelaktivität. Dieses Defizit wirft die Frage auf, ob ein RAMSIS-Haltungsmodell angewendet werden soll, wenn das Fahrzeuginnenraumkonzept sich deutlich von der Vergangenheit unterscheiden und weiterentwickeln soll. Um dieses Defizit zu beheben, wurde das sogenannte RAMSIS-Krafthaltungsmodell entwickelt. Es handelt sich hierbei um ein biomechanisches Modell, das darauf abzielt, die Haltung durch die Minimierung von Gelenkdrehmomenten vorherzusagen. Jedoch wurde nach der Validierung festgestellt, dass das Krafthaltungsmodell das RAMSIS-Wahrscheinlichkeitsmodell nicht ersetzen kann (Fröhmel, 2010).

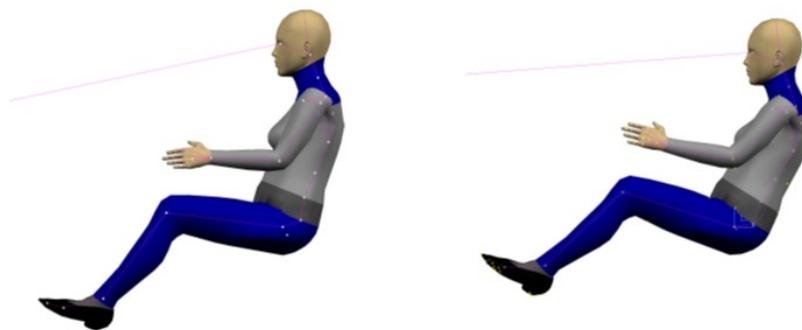


Abbildung 26: Die voreingestellte Haltungen eines Lkw-Haltungsmodells (links) und eines Pkw-Haltungsmodells (rechts) von RAMSIS

Es gibt andere biomechanische Menschmodelle, die über eine deutlich präzisere anatomische Repräsentation des menschlichen Körpers verfügen, darunter einfache 2D-Simulationen mit mathematischen Programmen wie MATLAB (Lourenço & Ackermann, 2015) oder komplexere 3D-Simulationen mit spezialisierter biomechanischer Software wie ANYBODY (Li et al., 2021; Rasmussen et al., 2014; Trapanese et al., 2016; Wolf et al., 2021) oder OpenSim (Kimpura et al., 2020; Kishishita et al., 2019). Der Ansatz dieser Menschmodelle zur Festlegung der optimalen Körperhaltung ist die Minimierung der physischen Beanspruchung wie Gelenkdrehmomente und Summe der Muskelaktivitäten. Der Nachteil dieser Software ist jedoch, dass sie wegen der Komplexität der

Einstellungen sowie der Bedienung nicht praxistauglich für die Projektarbeit in der Automobilindustrie sind.

Insgesamt bieten digitale Menschmodelle eine genauere und effektivere Haltungsanalyse im Vergleich zu analogen 2D-Menschmodellen. Sie sind jedoch immer noch mit Einschränkungen verbunden und erfordern ein Verständnis der grundlegenden Methoden und Annahmen, um plausible Ergebnisse zu liefern.

2.5.5 Empfohlene Gelenkwinkelstellungen für Fahrtätigkeiten

Die Studien mit den oben genannten Analysemethoden der Fahrerhaltung (subjektive oder objektive Bewertungsverfahren oder biomechanische Simulationen) geben normalerweise eine Empfehlung zu optimalen Körperhaltungen an. Diese Haltungen werden meistens durch eine Zusammensetzung der optimalen Gelenkwinkelbereiche aller relevanten Gelenke dargestellt. Das systematische Literaturreview von Schmidt et al. (2014) hat eine Vielzahl von diesen Studien zusammengefasst und diese nach deren Auswahlkriterien (3D-Messdaten, Empirische Studie und $N > 30$) gefiltert. Tabelle 5 zeigt die optimalen Winkelbereiche für Knie- und Sprunggelenke aus den fünf Studien in dem Literaturreview und ergänzend aus einer weiteren Studien nach 2014.

Die empfohlenen Winkelbereiche dieser Studien unterscheiden sich deutlich voneinander. Die subjektiv präferierten Haltungen wurden mit verschiedenen Versuchsdesigns untersucht und konnten vom Versuchsaufbau beeinflusst werden, insbesondere von der Sitzhöhe. Abbildung 27 stellt die Körperhaltungen dar, die mit den durchschnittlichen Gelenkwinkeln der empfohlenen Winkelbereiche erstellt wurden. Dabei zeigt sich, dass die Ergebnisse dieser Studien deutlich von den unterschiedlichen Sitzhöhen beeinflusst wurden. Außerdem wurden die Sitzhöhe sowie viele anderen Einstellungen wie die Auslegung der Pedalerie nicht immer dokumentiert, was einen Vergleich der Ergebnisse dieser Studien zusätzlich erschwert. Daher sollten die Haltungsempfehlungen aus den Ergebnissen von subjektiven Verfahren immer das zugrundeliegende Interieurkonzept klar angeben.

Darüber hinaus können die Ergebnisse in einem Realfahrzeug anders sein als in einem Fahrsimulator mit erweiterter Verstellbarkeit bspw. des Sitzes oder des Lenkrads. Wenn ein Proband den Sitz in einem Realfahrzeug an einen Anschlag einstellt, diesen aber gerne noch weiter verstellen würde, wird das Endergebnis durch die Fahrzeugauslegung (hier die Sitzverstellbarkeit) beeinflusst und die Studie kann die wirklich bevorzugten Körperhaltungen nicht mehr repräsentieren.

Ein weiterer Unterschied liegt in dem Aufbau der Pedalerie bzw. auch der Fahraufgabe. Während in manchen Studien normale Gas- und Bremspedale verbaut wurden, wurde in anderen Studien die Pedalerie nur durch eine Platte angedeutet. In Bezug auf die Fahraufgabe der Pedalbetätigung zeigen die meisten Studien, dass sowohl Gas- als auch Bremspedale betätigt wurden. Zwei Studien (Park et al., 2000; Porter & Gyi, 1998) haben keine Bremspedalbetätigung getestet und Peng et al. (2018) haben nur die Kupplungsbetätigung untersucht. Alle dieser Unterschiede können potenziell die Ergebnisse beeinflussen.

Tabelle 5: Übersicht der Literatur über die Methodik und die empfohlenen Winkelbereiche der rechten unteren Extremität

Literatur	Sitz- höhe (mm)	Aufbau der Pedalerie	Sitzhaltung	Erfassungsmethode der Sitzhaltung	Pedalbetätigung als Fahraufgabe	Fahrt- dauer	Haltungsbewert- ungsmethoden außer Gelenkwinkel	Stich- proben- größe	Rechter Kniewinkel (°)	Band- breite (°)	Rechter Fußwinkel (°)	Band- breite (°)
RAMSIS (Seidl, 1994; Krist, 1994)	Sport- wagen, Limou- sine und Lkw	Einteilige Platte mit Drucksensor als Andeutung von Gas und Bremspedal	Bevorzugte	3D-Haltungsanalyse- system mit 4 Kameras	Gas- und Bremspedalbetätigung mit Fahrsimulation	3x 10 Min.	Komfort und Persönlichkeitsfrage bogen	47	119 (neutral)	0	103 (neutral)	
Porter und Gyi (1998)	301,1 ± 11,3	Gas und Bremspedal	Bevorzugte	Goniometer auf der rechten Seite	Pedalbetätigung nach vorausgenommenem Video	150 Min.	-	55	99 ~ 138	39	80 ~ 113	33
Park et al. (2000)	-	Holzplatte als Andeutung Gaspedal	Bevorzugte	Vicon MoCap-System auf der rechten Seite	Fuß passiv auf einer fixierten Fläche auflegen	-	-	43	120 ~ 152	32	91 ~ 124	33
Hanson et al. (2006)	181 ± 22	Gas und Bremspedal	Bevorzugte	3D- Posenrekonstruktion durch 2 Kameras, beidseitig	Gas- und Bremspedalbetätigung mit Fahrsimulation	25 Min.	Schriftliche Beschreibung der Sitzhaltung mit fünf Adjektiven	38	109 ~ 157	48	90 ~ 111	21
Kyung and Nussbaum (2009)	Limou- sine und SUV	Realfahrzeug: Gas und Bremspedal; Simulator: keine Angabe	Bevorzugte	3D- Haltungsrekonstruk- tion mittels Koordinatenmess- gerät, beidseitig	Feldversuch mit Pedalbetätigung und keine Angabe mit Fahrsimulation	20 Min.	Komfort- und Diskomfortskala und Body-Map	38	Limousine: 93 ~ 110, 123 ~ 142; SUV: 97 ~ 111, 136 ~ 139	Lim- ous- ine: 36; SUV: 17	Limousine: 77 ~ 91, 108 ~ 112; SUV: 80 ~ 86, 108 ~ 116	Lim- ous- ine: 18; SUV: 14
Peng et al. (2018)	324,1 ± 56,0	Gaspedal und Kupplungspedal	Bevorzugte	3D- Bewegungserfassung, beidseitig	Einmalige Kupplungspedalbetätig- ung	-	Diskomfortskala	61	87 ~ 129	42	-	-

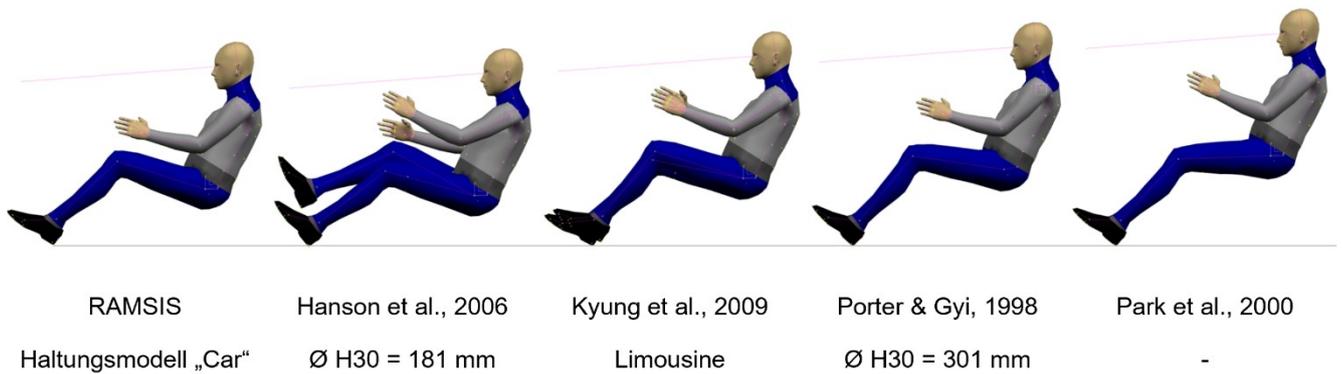


Abbildung 27: Einfluss der Sitzhöhe auf die präferierte Körperhaltung

Weiterhin ist noch zu beachten, wie die präferierte Haltung gemessen wurde. Manche Studien (Peng et al., 2018; Seidl, 1994; Wolf et al., 2022) haben mehrere präferierte Haltungen pro Probanden erfasst und daraus einen intraindividuellen Variationsbereich abgeleitet. Andere Studien haben nur eine bevorzugte Haltung pro Probanden gemessen, was im Vergleich eine gewisse Zufälligkeit aufweisen kann. Ferner kann die Wahrnehmung des Raumgefühls die subjektive Präferenz der Sitzposition beeinflussen. Ein offener Fahrsimulator ohne Dach in einer hellen Umgebung kann ein anderes Raumgefühl vermitteln als ein Realfahrzeug mit einem niedrigen Dach und einer dunklen Innenausstattung, das einen engen geschlossenen Raum erzeugt. Nicht zuletzt sollte das Vorgehen bei der Festsetzung der präferierten Körperhaltung genau beschrieben werden wie in der Studie von Porter und Gyi (1998).

Darüber hinaus ist zu beachten, dass die Bandbreite des interindividuellen präferierten Gelenkwinkelbereichs breiter ist als der intraindividuelle Toleranzbereich (Lorenz, 2011; Porter & Gyi, 1998). Eine Ursache dafür kann die unterschiedliche Gewohnheit oder Strategie zur Verstellung des Sitzes sein. Zum Beispiel sitzt die kleine Frau eher vorne oben im Sitzverstellfeld und der große Mann eher hinten unten. Eine Empfehlung auf Basis der gesamten Bandbreite von den präferierten Gelenkwinkeln bzw. Haltungen ist dann nicht zielführend, insbesondere wenn der empfohlene Winkelbereich besonders breit ausfällt, bspw. der Kniewinkelbereich zwischen 109° und 157° bei Hanson et al. (2006).

Zuletzt ist es wichtig zu bedenken, dass die bevorzugte Körperhaltung eines Fahrers nicht unbedingt dem objektiven Optimum entspricht oder umgekehrt. In einem Versuch von Lorenz wurde darauf hingewiesen, dass „eine objektive Optimierung der Körperhaltung ... nicht geeignet zur Verbesserung des Sitzkomforts ist“ (2011, S. 88). Obwohl dabei nur der Sitzkomfort und keine Fahraktivität diskutiert wurde, bleibt die Frage, wie das subjektive Optimum mit dem objektiven Optimum zu vergleichen ist. Daher ist es wichtig, subjektive und objektive Methoden bei der Haltungsbewertung zu kombinieren bzw. zu vergleichen.

2.6 Forschungsbedarf

Obwohl es bereits zahlreiche Studien zur ergonomischen Fahrerhaltung gibt, besteht weiterhin Forschungsbedarf bezüglich der optimalen Haltung der unteren Extremitäten zur Pedalbetätigung. Eine Herausforderung der heutigen wahrscheinlichkeitsbasierten Haltungsmodelle liegt darin, eine klare Grenze zwischen optimaler und suboptimaler Haltung anhand objektiver Kriterien zu definieren. Es

bedarf hierzu weiterer biomechanischer Faktoren. Die Studie von Schmidt et al. (2015) hat bereits einen objektiv optimalen Winkelbereich des Ellbogens bei der Lenkaufgabe gefunden, unter Berücksichtigung von Faktoren wie Lenkgeschwindigkeit, Lenkpräzision und Komfortempfindung. Jedoch bleibt es unklar, welcher Winkelbereich für das Knie- und Sprunggelenk subjektiv und objektiv optimal für die Pedalbetätigung ist und ob diese beiden Aspekte übereinstimmen. Im Folgenden wird der Forschungsbedarf basierend auf der Literaturrecherche abgeleitet:

1. Obwohl es bereits viele bevorzugte Haltungen in der Literatur gibt, wurden meist nur subjektiv und willkürlich eingenommene Haltungen erfasst, die nicht systematisch untersucht wurden. Ob die bevorzugten Winkelbereiche der Knie- und Sprunggelenke auch biomechanisch optimal sind, bleibt unklar.
2. In der Literatur wurden deutlich unterschiedliche Empfehlungen für die „bevorzugten“ Winkelbereiche gefunden, die durch den jeweiligen Versuchsaufbau beeinflusst wurden. Ein möglicher Ansatz wäre, verschiedene vordefinierte Haltungen zu testen anstatt nur eine einzige.
3. Der Fokus lag in vielen Studien nicht auf Fahrtätigkeiten, sondern eher auf dem (statischen) Sitzen bzw. Sitzkomfort.
4. Die Pedalerie wurde dabei nicht immer realistisch dargestellt, so dass die Aussagefähigkeit der Untersuchungsergebnisse in Frage gestellt werden kann.
5. Der individuelle Gelenkbewegungsumfang sollte bei der Bewertung der Gelenkwinkel berücksichtigt werden.
6. Die Muskelaktivitäten während der Pedalbetätigung können ebenfalls eine wichtige Rolle bei der Haltungsbewertung spielen, wurden jedoch kaum systematisch untersucht. Eine Aussage über die Beziehung zwischen Fahrerhaltungsvariation und Muskelaktivität bei der Pedalbetätigung fehlt, insbesondere im Hinblick auf die Identifizierung von Schwellenwerten der Muskelaktivität der unteren Extremitäten hinsichtlich Diskomfort.
7. Weiterhin ist noch unklar, ob die Fahrerhaltung die Leistung bei der Pedalbetätigung beeinflusst und falls ja, in welcher Weise.
8. Schließlich sollten die bevorzugten Sitzpositionen sowie die subjektive Diskomfortempfindung mit dem objektiven Optimum verglichen und diskutiert werden. Hierzu ist eine Modellierung der Beziehung zwischen den Ursachen und dem Empfinden von Diskomfort erforderlich.

2.7 Forschungsfragen

FF 1: Wie beeinflusst die Haltung der unteren Extremitäten die Pedalbetätigung im Pkw hinsichtlich subjektiver und objektiver Bewertungskriterien?

FF 2: Stimmen die subjektiven Bewertungen der Fahrerhaltung in Bezug auf die Pedalbetätigung mit den objektiv erfassten physischen Beanspruchungen überein?

FF 3: Werden niedrigere physische Beanspruchungen bzw. Diskomfortempfindungen die Leistung bei der Pedalbetätigung begünstigen?

FF 4: Welche Messmethoden sind geeignet, um die Haltung der unteren Extremitäten zur Pedalbetätigung zu beurteilen?

FF 5: Wie definiert sich eine ergonomische Fahrerhaltung der unteren Extremitäten unter Berücksichtigung der Pedalbetätigung im Pkw?

3 Entwicklung der Methodik mithilfe einer Pilotstudie

Anhand der Forschungsfragen wurde zuerst ein schematisches Untersuchungsmodell entwickelt und die Leithypothesen dieser Arbeit abgeleitet (Kapitel 3.1). Auf dieser Grundlage wurde eine anfängliche Methodik für die empirische Studie entworfen (Kapitel 3.2), die anschließend durch eine Pilotstudie evaluiert wurde (Kapitel 3.3 ~ 3.5). Dabei wurden Verbesserungspotenziale identifiziert (Kapitel 3.6), anhand derer die Methodik für die Hauptstudie angepasst wurde.

3.1 Untersuchungsmodell und Leithypothesen

Basierend auf den in den vorherigen Kapiteln identifizierten Forschungsbedarf und Fragestellungen wurde das Belastung-Beanspruchungs-Konzept von Rohmert (1984) als Grundlage für das Studiendesign der vorliegenden Arbeit verwendet, um die hypothetischen Auswirkungen der Fahrerhaltungen in einem schematischen Modell darzustellen. Dabei wurde auch das Diskomfortmodell von Vink & Hallbeck (2012) berücksichtigt (vgl. Abschnitt 2.5.1).

Das Hauptziel der empirischen Studie liegt darin, die potenziellen Auswirkungen der Fahrerhaltung auf physische Beanspruchung, Diskomfortempfindung und Leistung bei der Pedalbetätigung zu untersuchen. Dabei wurde die Haltung der unteren Extremitäten als unabhängige Variable (UV) festgelegt, d. h., die Haltungen wurden vordefiniert und variiert, anstatt von den Probanden frei ausgewählt zu werden. Die physische Beanspruchung, Diskomfortempfindung und Leistung bei der Pedalbetätigung wurden als abhängige Variablen (AV) betrachtet. Andere Elemente wie Fahraufgaben, Auslegung der Pedalerie, Fahrdauer sowie Laborumgebung wurden bei allen Probanden gleich vorgegeben. Ein Fokus dieses Modells liegt auf der Beziehung zwischen Diskomfortempfindung und objektiven Bewertungskriterien, ein weiterer auf der Analyse der Leistung bei der Pedalbetätigung in Beziehung zu den physischen Beanspruchungen.

Die grundlegende Annahme dieses Modells besagt, dass es eine ergonomische Haltung der unteren Extremitäten gibt, die sich positiv auf die physische Beanspruchung, die Diskomfortempfindung und die Leistung bei der Pedalbetätigung auswirkt. Aus dieser Annahme werden zwei Leithypothesen (LH) mit jeweils drei Subhypothesen abgeleitet, was insgesamt sechs Hypothesen ergibt. Diese sind auch in Abbildung 28 dargestellt.

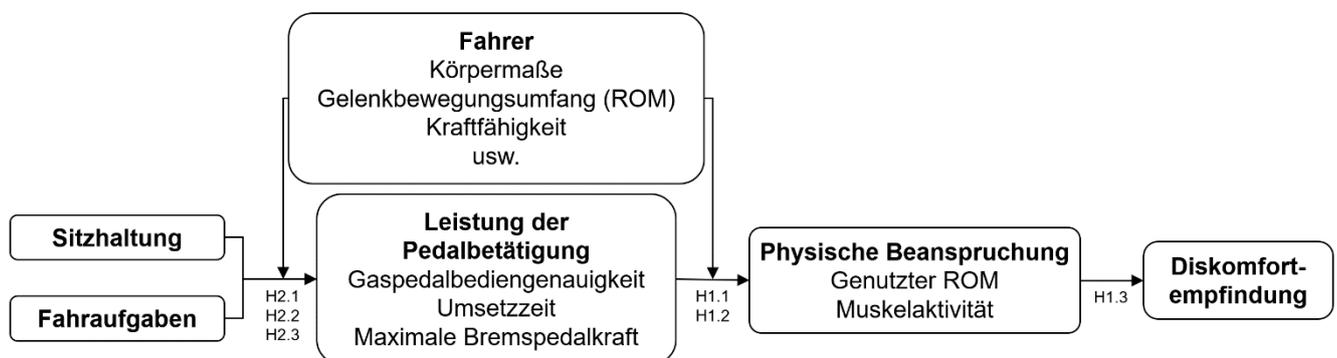


Abbildung 28: Untersuchungsmodell zur Beschreibung der Auswirkungen der Fahrerhaltung auf die körperlichen Beanspruchungen und auf die Leistung bei der Pedalbetätigungen

Das Ziel der Gestaltung eines ergonomischen Fahrerarbeitsplatzes (FAP) besteht darin, ein komfortables und sicheres Fahrerlebnis zu gewährleisten. Nach der Definition der Ergonomie durch die International Ergonomics Association (IEA, 2022) soll ein ergonomischer FAP das Wohlbefinden des Menschen optimieren und die Gesamtleistung des Systems verbessern. Basierend auf dieser Definition und den Forschungsfragen eins und drei wurden zwei Leithypothesen formuliert, die das Untersuchungsmodell nutzen:

LH1: Eine ergonomische Fahrerhaltung verringert die körperlichen Beanspruchungen und somit die Diskomfortempfindung bei der Pedalbetätigung.

Diese LH kann weiter in folgende Subhypothesen unterteilt werden:

- **H1.1:** Eine ergonomische Fahrerhaltung verringert die Ausnutzung des Gelenkbewegungsumfangs bei der Pedalbetätigung.
- **H1.2:** Eine ergonomische Fahrerhaltung verringert die erforderliche Muskelaktivität bei der Pedalbetätigung.
- **H1.3:** Eine ergonomische Fahrerhaltung mindert den empfundenen Diskomfort entsprechend der physischen Beanspruchung.

LH2: Eine ergonomische Fahrerhaltung ermöglicht eine bessere Leistung bei der Pedalbetätigung.

Diese LH kann weiter in folgende Subhypothesen untergliedert werden:

- **H2.1:** Eine ergonomische Fahrerhaltung ermöglicht eine präzisere Gaspedalbetätigung.
- **H2.2:** Eine ergonomische Fahrerhaltung ermöglicht ein schnelleres Umsetzen vom Gas- zum Bremspedal bei der Notbremsung.
- **H2.3:** Eine ergonomische Fahrerhaltung ermöglicht eine größere Bremspedalkraft bei der Notbremsung.

3.2 Ableitung der Methodik

Aus dem Untersuchungsmodell und den Leithypothesen können die entsprechenden Messmethoden sowie die Gestaltung der Fahraufgaben abgeleitet werden (Tabelle 6).

- Zu **H1.1:** Bei aktiven Gelenkbewegungen werden die Antagonisten-Muskeln gedehnt, die den kontrahierten Agonisten entgegenwirken und die Bewegung einschränken können (vgl. Abschnitt 2.3.3). Dies kann über den AROM bewertet werden, um Rückschlüsse auf die Muskeldehnung zu ziehen und festzustellen, ob die Agonisten an ihrer Grenze für die aktive Gelenkbewegung liegen. Zur Aufzeichnung der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten kann ein MoCap-System (vgl. Abschnitt 2.4) verwendet werden und für die Messung des AROM ein Goniometer.
- Zu **H1.2:** Die Muskelaktivität kann mittels EMG erfasst werden.
- Zu **H1.3:** Die Diskomfortempfindung lässt sich mithilfe einer Diskomfortskala ermitteln.
- Zu **H2.1:** Um die Genauigkeit der Gaspedalbetätigung zu erfassen, kann der Unterschied zwischen der vorgegebenen Soll-Position und der tatsächlichen Ist-Position des Pedals ermittelt werden. Die Soll-Position kann dabei durch vordefinierte Ziel-Pedalpositionen als Fahraufgabe dargestellt werden, während die Ist-Position anhand des aufgezeichneten Pedalsignals erfasst wird.
- Zu **H2.2** und **H2.3:** Um die Umsetzzeit sowie die maximale Bremskraft bei einer Notbremsung zu ermitteln, ist es erforderlich, das Bremspedalsignal mithilfe eines Kraftsensors aufzuzeichnen.

Tabelle 6: Hypothesen, abgeleitete AV und entsprechende Messtechnik

	AV	Messtechnik
H1.1	Gelenkwinkel	MoCap
H1.2	Muskelaktivität	sEMG
H1.3	Diskomfortempfindung	Diskomfortskala
H2.1	Bediengenaugigkeit des Gaspedals	Signalaufzeichnung des Gaspedals
H2.2	Umsetzzeit vom Gas- zum Bremspedal bei der Notbremsung	Pedalsignalaufzeichnung und Kraftsensoren
H2.3	Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung	Kraftsensoren

3.3 Methodik der Pilot-Studie

Von Januar bis Februar 2020 wurde eine Pilotstudie durchgeführt, um Durchführbarkeit, Methodik, Dauer und Kosten einer späteren umfangreicheren Studie zu evaluieren sowie Verbesserungspotenziale zu identifizieren (Thabane et al., 2010).

3.3.1 Auswahl der Sitzhaltungen

Wie in Abschnitt 3.1 erwähnt, wurde die Haltung der unteren Extremitäten in dieser Studie als unabhängige Variable verwendet, um ihre kausale Wirkung zu untersuchen. Um den Forschungsbedarfen 1 und 2 gerecht zu werden (vgl. Abschnitt 2.6), wurde ein Within-Subject-Design (Messwiederholung) mit zwei Faktoren (Kniewinkel und Sitzhöhe) gewählt, bei dem jeder Proband die gleichen Fahrerhaltungen einnehmen musste. Im Vergleich zu einem Between-Subject-Design (Zwischensubjekt-design) kann ein Within-Subject-Design den Einfluss individueller Unterschiede wie Gewohnheiten minimieren und eine höhere statistische Aussagekraft mit derselben Probandenzahl ermöglichen (Charness et al., 2012).

Es ist wichtig zu beachten, dass in der Literatur (vgl. Abschnitt 2.5) der Kniewinkel normalerweise anders definiert wird als in der anatomischen Terminologie (vgl. Abschnitt 2.3.1). In dieser Studie wird der Kniewinkel als der Winkel zwischen Oberschenkel und Unterschenkel in der Sagittalebene definiert. Der Fußwinkel wird als der Winkel zwischen Unterschenkel und Fußrücken in der Sagittalebene definiert, während der Sprunggelenkwinkel in der Biomechanik normalerweise als der Winkel zwischen Fußrücken und Neutralposition in der Sagittalebene definiert wird. Dabei bedeutet ein positiver Wert des Sprunggelenkwinkels Dorsiflexion und ein negativer Wert bedeutet Plantarflexion (Abbildung 29).

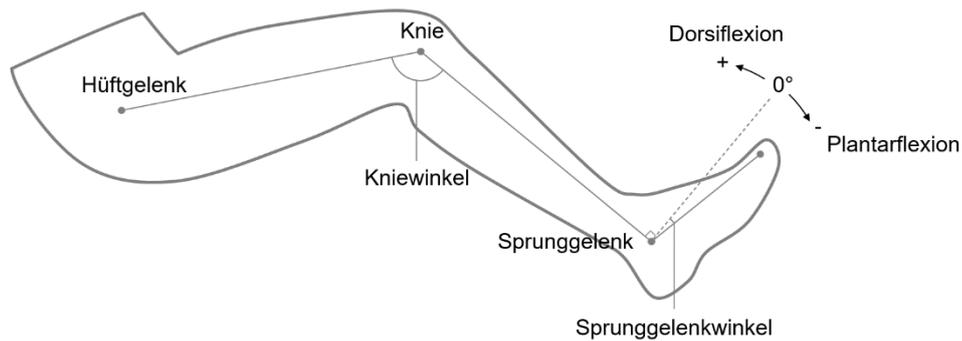


Abbildung 29: Definition der Kniewinkel und Sprunggelenkwinkel

Auswahl Kniewinkel

Es wurden insgesamt fünf Kniewinkel (95°, 110°, 125°, 135° und 145°) für die Untersuchung ausgewählt. Diese Werte umfassen die Kniewinkelbereiche, die in der Literatur üblicherweise empfohlen werden (Abbildung 30). Die empfohlenen Kniewinkelbereiche jeder Studie sind mit schwarzen Balken markiert. Der unterste Balken zeigt die Häufigkeit jedes Kniewinkels an und ist farbcodiert. Es ist wichtig zu beachten, dass die Schrittweite zwischen den Test-Kniewinkeln, aufgrund der ungleichmäßigen Häufigkeitsverteilung, nicht konstant war.

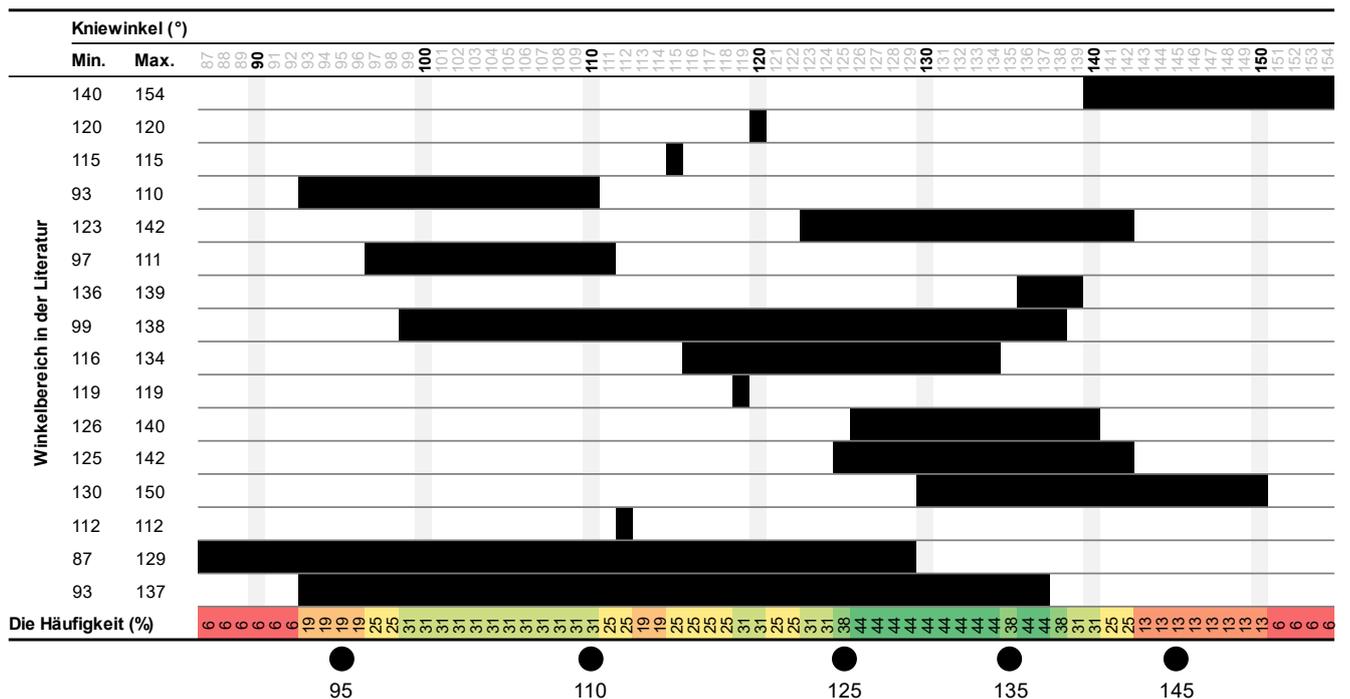


Abbildung 30: Übersicht der empfohlenen Winkelbereiche des Kniegelenks in der Literatur zur Auswahl der zu testenden Kniewinkel in der Pilotstudie (Peng et al., 2017; Schmidt et al., 2014; Wolf et al., 2022)

Auswahl Sitzhöhe

In der Pilotstudie wurden drei Sitzhöhen (H30 = 200 mm, 250 mm und 300 mm; vgl. Abschnitt 2.1) getestet. Diese Werte können drei Fahrzeugtypen repräsentieren: Sportwagen, Limousine und SUV. Durch die Verwendung dieser repräsentativen Sitzhöhen kann sichergestellt werden, dass die Ergebnisse anwendbar und relevant für die Pkw-Entwicklung sind.

Permutation

Um den Einfluss von Lerneffekten zu minimieren, wurde eine zweistufige Randomisierung der variablen Sitzhöhe (H30) und Kniewinkel durchgeführt. Zunächst wurde die Sitzhöhe permutiert und dann die fünf ausgewählten Kniewinkel innerhalb dieser Sitzhöhe. Es wurden nicht alle Kombinationen von Sitzhöhe und Kniewinkel auf einmal permutiert, da die Änderung der Sitzhöhe manuell stattfand und besonders zeitaufwendig war. Die Abbildung 31 veranschaulicht die 15 verschiedenen Sitzpositionen eines Probanden.

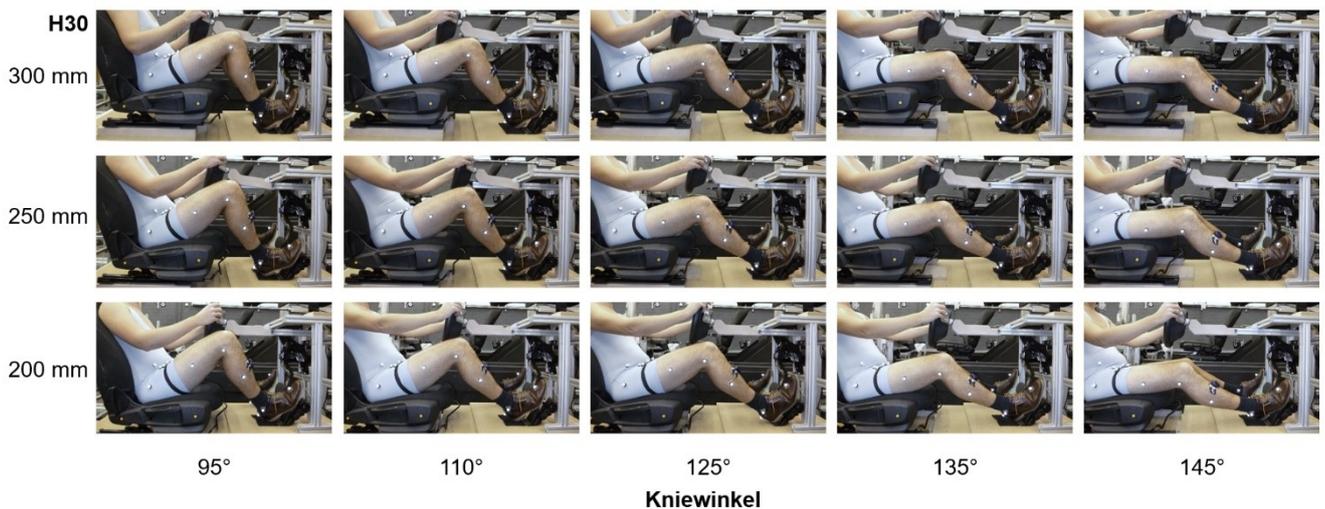


Abbildung 31: Übersicht der 15 Sitzpositionen eines Probanden in der Pilotstudie

3.3.2 Versuchsaufbau

Für die Pilotstudie wurde eine Sitzkiste konstruiert, die aus fünf Modulen bestand: Bodenplatte, Sitzmodul, Pedalerie mit Grundgerüst, Lenkradmodul und einem Monitor zur Anzeige der Fahraufgaben (Abbildung 32). Die Bodenplatte bildet die Basis für den Sitz, die Pedalerie und das vordere Alu-Gerüst der Konstruktion. Im Serienfahrzeug wird der Fahrersitz normalerweise auf einer über dem Boden ansteigenden Sitzschiene montiert, wodurch die Sitzlängsverstellung auch die Sitzhöhe beeinflusst. Zusätzlich ändert sich die Sitzneigung bei der Verstellung der Sitzhöhe. Um diese Wechselwirkungen zu vermeiden, wurde die Sitzschiene horizontal angebracht. Dadurch wird sichergestellt, dass sich die Sitzhöhe bei der Einstellung des Kniewinkels nicht verändert. Zwischen der Bodenplatte und dem Sitzmodul wurden zwei austauschbare Zwischenplatten mit einer Dicke von jeweils 50 mm platziert, um die Höhe des Sitzmoduls anzupassen und somit die drei verschiedenen H30-Maße darzustellen, ohne die Sitzneigung zu beeinflussen. Die Längsverstellbarkeit des Sitzes wurde um 30 mm nach vorne und 40 mm nach hinten erweitert, um die breite Variation der Kniewinkel von 95° bis 145° bei kleinen Frauen und großen Männern abzudecken. Das Sitzkissen und die Rückenlehne wurden jeweils mit einer Neigung von 13° zur Horizontalen und 25° zur Vertikalen eingestellt und blieben in allen Sitzpositionen unverändert.

Die Auslegung der Pedalerie und der Fußstütze erfolgte gemäß den internen Richtlinien der BMW Group und repräsentiert den Fußraum einer Limousine (Abbildung 33). Ein Serien-Gaspedal wurde auf der Bodenplatte montiert, während das Aluprofil-Grundgerüst eine Halterung für das Serien-Fußhebelwerk

erhielt. Das Gaspedal hatte in Ruheposition eine Neigung von 70° zur Horizontalen (A47-Maß, vgl. Abschnitt 2.1) und einen Gesamtpedalweg von 16° .

Auf dem Grundgerüst wurde zusätzlich ein langes Aluprofil als Lenksäule angebracht, um das verstellbare Lenkradmodul aufzunehmen. Dadurch konnten die von den Probanden gewünschten Lenkradpositionen in allen zwölf Sitzpositionen erreicht werden. Das Lenkradmodul bestand aus einem Serien-Lenkrad sowie einer längsverschiebbaren und schwenkbaren Halterung für das Lenkrad.

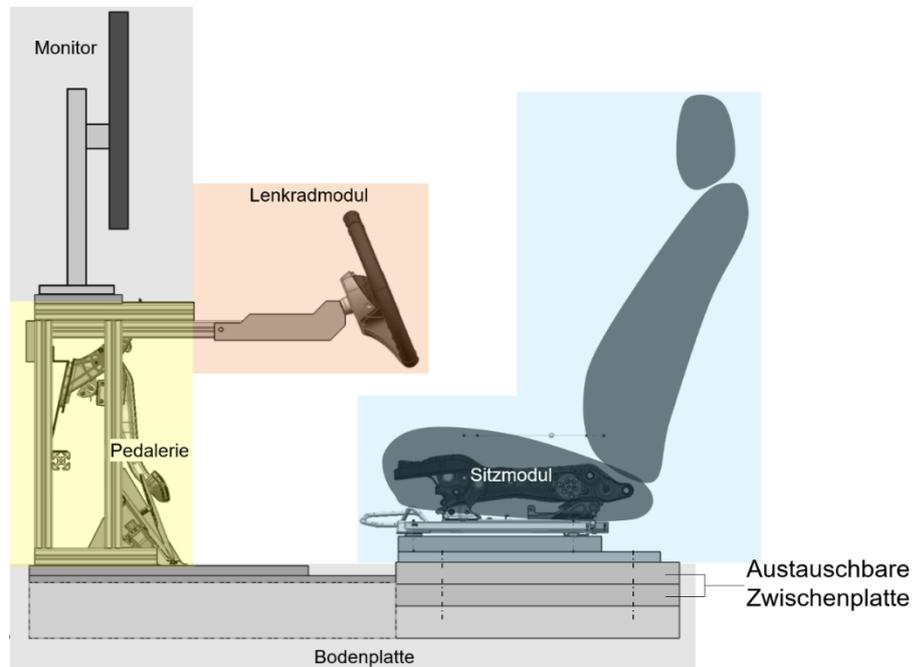


Abbildung 32: Seitenansicht der Sitzkiste mit $H_{30} = 300$ mm

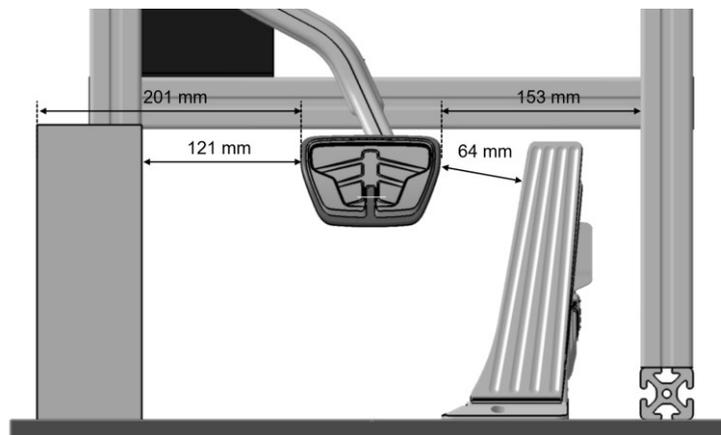


Abbildung 33: Laterale Auslegung der Pedalerie und der Fußstütze

3.3.3 Fahraufgaben

Um eine Vergleichbarkeit der AV sicherzustellen, mussten die Fahraufgaben für alle Sitzpositionen und Probanden identisch sein. Aufgrund der 15 verschiedenen Sitzpositionen war es wichtig, die Dauer der Einzelfahraufgaben kurz zu halten. Andernfalls würde der Gesamtversuch zu lange dauern, was sowohl physische als auch psychologische Belastungen für die Probanden mit sich bringen und die Ergebnisse

beeinflussen könnte. In der Pilotstudie wurden die folgenden Aspekte der Pedalbetätigungsleistung analysiert:

1. Gaspedalbediengenaugigkeit: Hierbei wurde die Koordination der Muskelkontraktionen untersucht, um die Präzision bei der Gaspedalbetätigung zu erfassen.
2. Umsetzzeit bei der Notbremsung: Es wurde die Schnelligkeit des Fußumsetzens vom Gas- zum Bremspedal analysiert, um die Fähigkeit zur schnellen Reaktionsbewegung in Notsituationen zu bewerten.
3. Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung: Mit der maximalen Bremspedalkraft kann die Effizienz der Handlung in der jeweiligen Sitzhaltung untersucht werden. Es wurde analysiert, welche maximale Kraft die Probanden ausüben können und inwieweit die Haltung der unteren Extremitäten dabei unterstützt.

Ein Testlauf bestand aus einer 45-sekündigen Phase zur Überprüfung der Genauigkeit der Gaspedalbedienung, gefolgt von einer 15-sekündigen Notbremsphase, in der eine unerwartete Notbremsung ausgelöst wurde. Dies wurde dreimal in derselben Sitzposition wiederholt.

Die vorgegebene Gaspedalbetätigung wurde durch eine Signalkurve dargestellt. Die gesamte Zielkurve des Gaspedals wurde mithilfe einer Biofeedback-Software namens ProActive (Prophysics AG, 2011) erstellt und dem Probanden als Fahraufgabe angezeigt (Abbildung 34). Die gelbe Kurve stellt die Zielkurve dar. Um diese Kurve herum wurde noch ein grüner Korridor mit einer Toleranz von $\pm 5\%$ des maximalen Pedalwegs dargestellt. Die schwarze Kurve zeigt die Gaspedalbetätigung des Probanden. Die Aufgabe bestand darin, der gelben Zielkurve so genau wie möglich zu folgen. Nach dem Einleiten der Notbremsungsphase betätigte der Proband das Gaspedal zunächst konstant auf $1/3$ des Gaspedalwegs, was der BMW-internen Standard-Gaspedalstellung entspricht und als Ausgangsposition festgelegt wurde. Nach einem zufälligen akustischen Signal sollte der Proband sofort eine Vollbremsung durchführen. Die orangefarbene Signalkurve zeigt die Position des Bremspedals an.

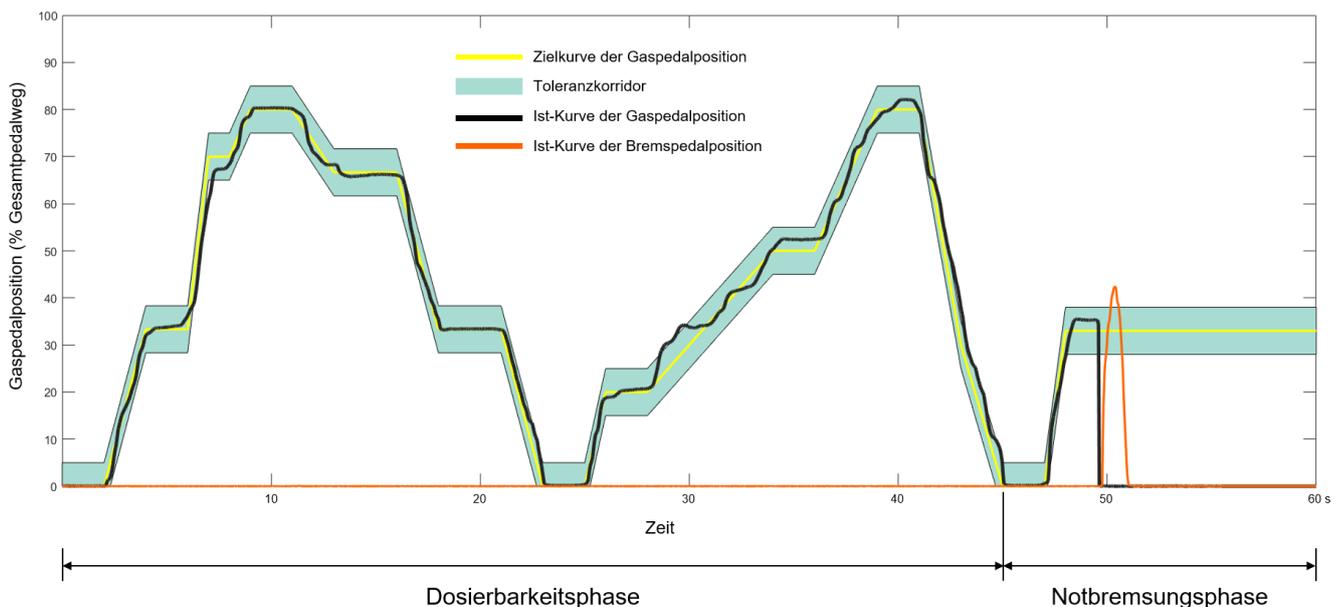


Abbildung 34: Ein Testlauf der Fahraufgabe

3.3.4 Messmethoden

AROM und Gelenkwinkel

Um den AROM des Fußgelenks zu messen, platzierte der Proband sein angehobenes Schienbein auf einem flachen Softpad, um eine Kniebeugung von etwa 45° zu erreichen (Fruth & Fawcett, 2019). Der AROM wurde mithilfe eines digitalen Inklinometers gemessen, der die Abweichung der Fußsohle von der neutralen Fußposition (Senkrechte) erfasste.

Für die Erfassung der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten während der Pedalbetätigung wurde das MoCap-System Vicon mit 15 Infrarotkameras (Vicon MX T10) mit einer Abtastrate von 200 Hz eingesetzt. Die Daten wurden mit der Software Vicon Nexus 2.7.0 (Vicon Motion Systems Ltd., 2016) erfasst. Insgesamt wurden 28 Marker gemäß den Anweisungen von Vicon Motion Systems Ltd. (2021b) auf der Haut platziert, wobei geringfügige Modifikationen für eine bessere Redundanz vorgenommen wurden. Zwei Marker an den hinteren oberen Darmbeinstacheln, LPSI (Left Posterior Superior Iliac) und RPSI (Right Posterior Superior Iliac), die wichtig für die Bestimmung der Beckenausrichtung sind, wurden separat behandelt. Aufgrund ihrer Position (auf der Rückseite des Beckens) konnten sie während des Versuchs nicht von den Kameras erfasst werden und verursachten lokalen Druck oder Diskomfort. Aus diesem Grund wurden sie nach der Kalibrierung entfernt und durch zwei Trochanter-Marker ersetzt. Mithilfe eines sogenannten "BodyLanguage Script" wurden die Positionen berechnet (Vicon Motion Systems Ltd., 2021a). Der Kniewinkel wurde während der Sitzverstellung in Echtzeit erfasst, bis der vordefinierte Winkel erreicht wurde. Die Variation des Sprunggelenks hatte nur einen geringen Einfluss auf die Längssitzposition und konnte vernachlässigt werden.

sEMG

Bei der Untersuchung der Muskelaktivität lag der Fokus der Pilotstudie ausschließlich auf der Gaspedalbetätigung, um den Umfang des Tests gering zu halten. In der Designphase der Studie wurden die Muskelaktivitäten von sechs verschiedenen Beinmuskeln an zwei männlichen Probanden gemessen. Schließlich wurde der m. tibialis anterior (TA) ausgewählt. Der TA zeigte im Vergleich zu anderen Muskeln einen deutlichen Verlauf während der Gaspedalbetätigung, was auch mit früheren Studien übereinstimmt (Hwang, 2011; Jammes et al., 2016; N. K. Khamis et al., 2018).

Für die Messung der Muskelaktivität wurde das drahtlose EMG-Messsystem Myon 320 (Myon AG) verwendet, das eine Aufnahmefrequenz von 1000 Hz hat (Abbildung 35). Der Signalsender wiegt 19 g und hatte eine Größe von 35 × 40 × 15 mm. Er wurde direkt neben den beiden Elektroden auf der Haut während des Versuchs angebracht. Das Signal wurde sofort verstärkt und digitalisiert. Die Abtastrate betrug 4000 Hz pro Kanal und die Auflösung betrug 12 Bit (4096 Stufen).

Die Vorbereitung zur Anbringung des Signalsenders erfolgte gemäß den Richtlinien von SENIAM (2022). Für die EMG-Normalisierung wurde eine Referenzvoluntärkontraktion (RVC) verwendet. In diesem Fall wurde keine zeitaufwändige Messung der MVC durchgeführt. Stattdessen wurde eine spezifische Messung innerhalb eines Versuchs als Referenz verwendet, um die EMG-Daten zu normalisieren. Diese Vorgehensweise wird normalerweise auch bei Patienten angewendet, die keine MVC durchführen können (Lehman & McGill, 1999). Dadurch wurde die gesamte Testdauer verkürzt und dennoch relevante Informationen über die relativen Veränderungen der Muskelaktivität in verschiedenen Sitzhaltungen gewonnen.



Abbildung 35: Signalsender Myon 320 mit zwei Elektroden (Myon AG)

Diskomfortempfindung

Die CP-50-Skala (Ellermeier et al., 1991) kann aufgrund ihrer Feinheit bei der Bewertung des Fahrerkomforts als zu detailliert angesehen werden (vgl. Abschnitt 2.5.2). Aus diesem Grund wurde die Skala hinsichtlich der Abstufungen innerhalb einer Diskomfort-Kategorie von zehn auf zwei reduziert, wobei die sechs Diskomfort-Kategorien beibehalten wurden (Abbildung 36). Das ursprüngliche zweistufige Bewertungsverfahren wurde zu einem einzigen Schritt vereinfacht. Die neue Skala reicht von 0 bis 5 und ist in 0,5-Intervallen nummeriert und gekennzeichnet. Sie ermöglicht die Bewertung von "keinem Diskomfort" bis zu "sehr starkem Diskomfort". Eine weitere Anpassung gegenüber der ursprünglichen CP-50-Skala bestand darin, dass es ab dem Wert 5 keine zusätzlichen Kategorien mehr gab, da anzunehmen ist, dass der Diskomfort bei der Pedalbetätigung während der Fahrt nicht übermäßig stark sein würde. Zur Bewertung mit der Skala wird der Proband gebeten, kurz den empfundenen Diskomfort und die betroffenen Körperbereiche anzugeben.

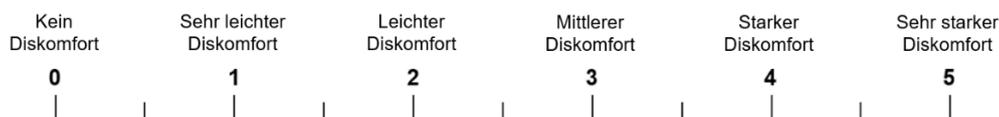
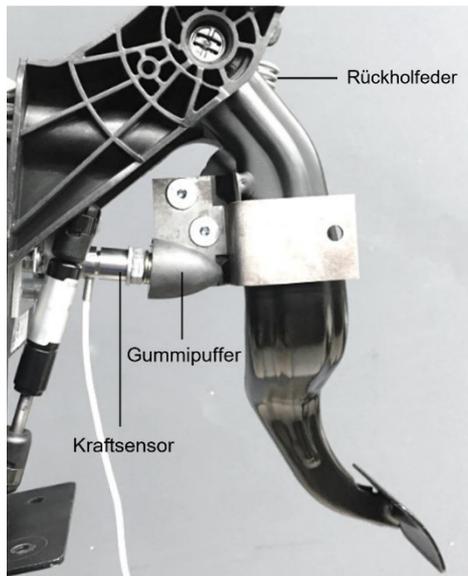


Abbildung 36: Die modifizierte CP-50-Skala

Gas- und Bremspedalsignale

Das Seriengaspedal liefert das Analogsignal der Pedalposition direkt über einen sechs-poligen Anschluss. Zur Aufzeichnung der Bremspedalkraft wurde ein Miniaturkraftsensor XFTC321 (0 bis 10 kN; Firma TE Connectivity) hinter dem Fußhebelwerk verwendet (Abbildung 37). Zwischen dem Hebelarm und dem Kraftsensor wurde ein parabolischer Gummipuffer platziert. Dieser Puffer überträgt die eingehende Pedalkraft auf den Kraftsensor und ermöglicht gleichzeitig eine Annäherung der Bremskraftkennlinie an die Serienkennlinie. Die Analogsignale beider Pedale wurden synchronisiert in Vicon Nexus übertragen und mit einer Frequenz von 1000 Hz aufgezeichnet.



Kraftsensor XFTC321

Abbildung 37: Bremspedal mit einem Kraftsensor hinter dem Hebelarm und einem Gummipuffer als Zwischenlage für ein realistisches Bremsgefühl

3.3.5 Versuchsablauf

Der Gesamtversuch bestand aus drei Phasen und dauerte ca. 115 Minuten: Vorbereitungsphase (ca. 20 min), Eingewöhnungsphase (ca. 20 min) und Versuchsphase (ca. 75 min), wie in Abbildung 38 dargestellt.

In der Vorbereitungsphase erhielten die Probanden eine kurze Einführung in den Versuch und füllten den Aufklärungsbogen und die Einverständniserklärung aus (Anhang A). Anschließend wurden die benötigten Beinmaße für das Vicon-System erfasst und der Gelenkbewegungsumfang des rechten Fußes gemessen. Nach Reinigung der Haut wurden der EMG-Transmitter am Schienbeinmuskel und 28 Marker an den entsprechenden anatomischen Referenzpunkten platziert. Danach stellte sich der Proband auf eine Plattform und es wurde eine statische Kalibrierungsmessung mit dem Vicon-System durchgeführt.

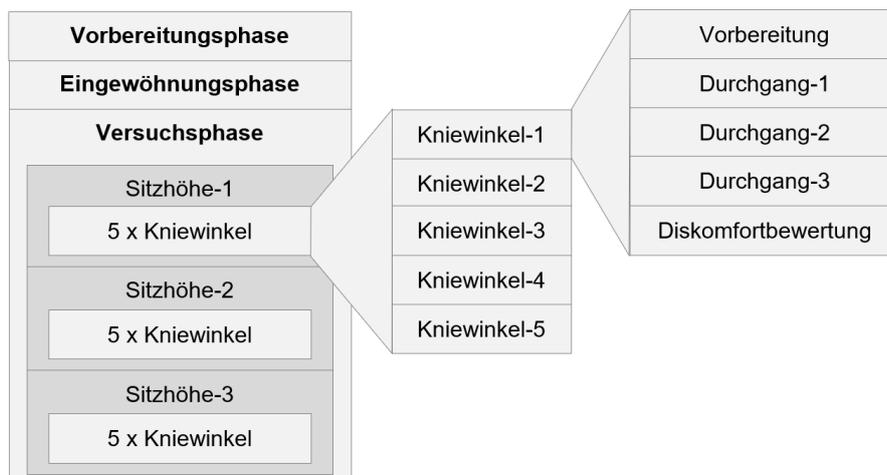


Abbildung 38: Veranschaulichung des Versuchsablaufs. Sitzhöhen und Kniewinkel wurden jeweils permutiert

In der Eingewöhnungsphase wurde die Gaspedalaufgabe 15 Mal durchgeführt, um den Lerneffekt zu minimieren. Dies wurde durch einen Vorversuch mit sechs Probanden ermittelt, bei dem eine durchschnittliche Steigerung der Pedalbediengenauigkeit um 88 % nach 15 Abläufen beobachtet wurde. Anschließend wurden drei Notbremsungen durchgeführt, um sich an das zufällig auftretende akustische Signal zu gewöhnen.

Die zu testenden Sitzpositionen wurden vor dem Versuch bereits zufällig festgelegt (vgl. Abschnitt 3.3.1, Permutation). Für jeden Test wurde der Sitz nach dem Einsteigen so eingestellt, dass der Kniewinkel den Zielwinkel erreichte, während der Fuß das Pedal in Ruheposition berührte. Die Überwachung des tatsächlichen Kniewinkels erfolgte durch eine Echtzeit-Kontrolle des Gelenkwinkels der unteren Extremitäten im Vicon-System. Anschließend stellte der Proband das Lenkrad in seiner bevorzugten Position ein. Danach wurde die Gesamtkörperhaltung fotografiert und die Fahraufgabe dreimal durchgeführt. Abschließend wurden die unteren Extremitäten entspannt und der Gesamtdiskomfort der unteren Extremitäten in dieser Sitzposition anhand der modifizierten CP-50-Skala bewertet. Wenn Diskomfort auftrat, wurden die betroffenen lokalen Körperbereiche erfragt und eine kurze verbale Beschreibung der Empfindung erfasst.

3.3.6 Probandenkollektiv

Die Anzahl der Probanden wurde gemäß den Empfehlungen von Bubb (2003) festgelegt (ca. zehn), wenn das Ziel der Pilotstudie darin besteht, die Trends der abhängigen Variablen zu beobachten und die geeigneten Messmethoden dafür zu evaluieren.

Für die Pilotstudie wurden zwölf Probanden rekrutiert: fünf Frauen mit einer mittleren Körpergröße (ca. 50. Perzentil) und sieben Männer (ein 20. Perzentil, vier ca. 50. Perzentil und zwei ca. 95. Perzentil). Das Durchschnittsalter betrug 39 ± 11 Jahre und die durchschnittliche Körpergröße $178 \text{ cm} \pm 9 \text{ cm}$. Alle Probanden hatten in den letzten 12 Monaten vor der Teilnahme keine Verletzungen des Bewegungsapparats erlitten und verfügten über eine Fahrerfahrung von mindestens fünf Jahren. Sie wurden im Voraus über den Ablauf des Versuchs informiert und haben zu Beginn des Versuchs eine Einverständniserklärung (Anhang A) unterzeichnet. Das Protokoll wurde gemäß der Deklaration von Helsinki durchgeführt (World Medical Association, 2013).

3.3.7 Datenverarbeitung

Die Rohdaten in Vicon Nexus wurden in .c3d-Dateien (ein Datenformat zur Aufzeichnung von synchronisierten 3D- und Analogdaten) und .csv-Dateien exportiert, um sie weiter zu verarbeiten. Die .c3d-Dateien wurden mit dem "Biomechanical Toolkit" von Tanaka et al. (2013) in MATLAB importiert und die Gelenkwinkeldaten extrahiert. Daraus wurden die durchschnittlichen Gelenkwinkel in der Ruheposition des Gaspedals ermittelt.

Das EMG-Signal wurde während der Aufzeichnung bereits verstärkt. Die Bearbeitung der aufgezeichneten EMG-Rohsignale erfolgte gemäß den Anweisungen von Konrad (2011). Sie wurden mit einem Bandpass-Filter von 10 bis 500 Hz gefiltert, vollständig gleichgerichtet und schließlich mit einem Butterworth-Tiefpassfilter zweiter Ordnung bei 6 Hz geglättet. Die durchschnittliche EMG-Aktivität mit dem Fuß in einer Position, die einem Drittel des Gesamtpedalwegs entspricht, wurde ermittelt. Zur Normalisierung wurden die Muskelaktivitäten mit den durchschnittlichen Werten in der Sitzposition mit dem kleinsten Kniewinkel skaliert.

Alle Pedalsignale wurden mit einem 100 ms gleitenden Mittelwert geglättet. Die Dosierbarkeit der Gaspedalbetätigung wurde anhand der Quadratwurzel des mittleren quadratischen Fehlers (Engl.: Root Mean Square Error oder RMSE) zwischen der tatsächlichen und der Zielkurve berechnet. Die Umsetzzeit wurde als die Zeitspanne zwischen dem Beginn des Absinkens des Gaspedalsignals und dem Beginn des Anstiegs des Bremspedalsignals berechnet. Die Bremspedalkraft wurde durch Umrechnung des Signals des Kraftsensors anhand der zuvor durchgeführten Bremskraftprüfung gemäß der Kraft-Signal-Kennlinie ermittelt.

3.3.8 Statistik

Für alle Messungen in den verschiedenen Sitzpositionen wurde eine Zwei-Faktoren-ANOVA mit wiederholten Messungen (Engl: repeated measures ANOVA oder rmANOVA) angewendet. Unzumutbare Ausreißer wurden im Vorfeld behandelt, indem Werte, die mehr als das Dreifache der Standardabweichung betragen, ausgeschlossen wurden. Die Normalverteilung wurde mittels des Shapiro-Wilk-Tests überprüft. Falls die Annahme der Sphärizität verletzt war, wurde eine Greenhouse-Geisser-Korrektur angewendet. Für paarweise Vergleiche wurde die Bonferroni-Korrektur verwendet. Wenn ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen den beiden Faktoren vorlag, wurde eine Analyse der einfachen Haupteffekte durchgeführt. Zusätzlich wurde eine Pearson-Korrelationsanalyse durchgeführt, um die Beziehung zwischen den Kniewinkeln und dem Fußwinkel zu bewerten. Das Signifikanzniveau wurde für alle Analysen auf $p < 0,05$ festgelegt.

3.4 Ergebnisse der Pilotstudie

Eine Frau in der Pilotstudie musste aufgrund vieler fehlender Messwerte ausgeschlossen werden, so dass die Daten von nur elf Probanden in die Auswertung eingeflossen sind. In Tabelle 7 sind die Mittelwerte (M) und Standardabweichungen (SD) der Probanden (N = 11) aufgeführt, die in die Ergebnisse und Diskussionen einbezogen wurden.

Übrigens konnten trotz der erweiterten Sitzverstellbarkeit nach vorne fünf Probanden den Kniewinkel von 95° nicht bei allen Sitzhöhen erreichen. Daher wurden alle Sitzpositionen mit diesem Kniewinkel vollständig aus der Auswertung ausgeschlossen. In Tabelle A - 1 im Anhang sind die M und SD der abhängigen Variablen (AV) in allen zwölf Sitzkonfigurationen aufgeführt.

Tabelle 7: Basisinformationen der Probanden (n = 11)

n	Alter (Jahre)	Körpergröße (cm)	AROM Dorsiflexion Sprunggelenk (°)	AROM Plantarflexion Sprunggelenk (°)
11	40 ± 11	179 ± 9	28 ± 6	- 29 ± 9

Sprunggelenkwinkel und ausgenutzter AROM

Die Ergebnisse der rmANOVA zeigen eine signifikante Auswirkung des Kniewinkels auf den Sprunggelenkwinkel, $F(1,3, 13,3) = 185,0, p < 0,001$, sowie eine signifikante Auswirkung der Sitzhöhe, $F(2, 20) = 35,8, p < 0,001$. Post-hoc-Vergleiche zeigen signifikante Unterschiede im Sprunggelenkwinkel zwischen allen Gruppen der Kniewinkel und Sitzhöhen ($p < 0,05$).

Darüber hinaus ergab die Pearson-Korrelationsanalyse eine sehr starke positive Korrelation zwischen dem Fuß- und Kniewinkel, $r(9) = 0,99$, $p < 0,001$. Diese Korrelation spiegelte sich auch in der Ausnutzung des Sprunggelenks-AROM wider. Abbildung 39a zeigt, dass der Sprunggelenkwinkel mit zunehmendem Kniewinkel und abnehmender Sitzhöhe abnimmt. Das bedeutet, dass der Fuß beim weiter hinten oder weiter unten Sitzen weniger angezogen bzw. mehr nach vorne gestreckt wird. Bei einer Sitzhöhe von 300 mm und einem Kniewinkel von 110° betrug der Sprunggelenkwinkel in Ruheposition $49,0\% \pm 14,6\%$ des AROM in Dorsiflexion, bei einer Sitzhöhe von 200 mm und einem Kniewinkel von 145° dagegen $31,9\% \pm 16,3\%$ des AROM in Plantarflexion.

TA-Aktivität

Die rmANOVA-Ergebnisse zeigen einen signifikanten Interaktionseffekt zwischen dem Kniewinkel und der Sitzhöhe auf die TA-Aktivität, $F(6, 60) = 6,1$, $p < 0,001$. Der Kniewinkel hatte einen signifikanten einfachen Haupteffekt auf die TA-Aktivität bei allen Sitzhöhen ($p < 0,001$), während der einfache Haupteffekt der Sitzhöhe nur bei einem Kniewinkel von 110° signifikant war ($p = 0,006$). Dies bedeutet, dass der Kniewinkel unabhängig von der Sitzhöhe einen signifikanten Einfluss auf die TA-Aktivität hat. Im Gegensatz dazu zeigte die Sitzhöhe nur bei einem Kniewinkel von 110° eine signifikante Wirkung auf die TA-Aktivität (Abbildung 39b). Es ist auch zu beachten, dass die TA-Aktivität bei einem Kniewinkel von 110° und einer Sitzhöhe (H30) von 300 mm einen Ausgangswert von 100 % ohne Abweichung aufwies, da diese Konfiguration als Referenz für die EMG-Normalisierung diente.

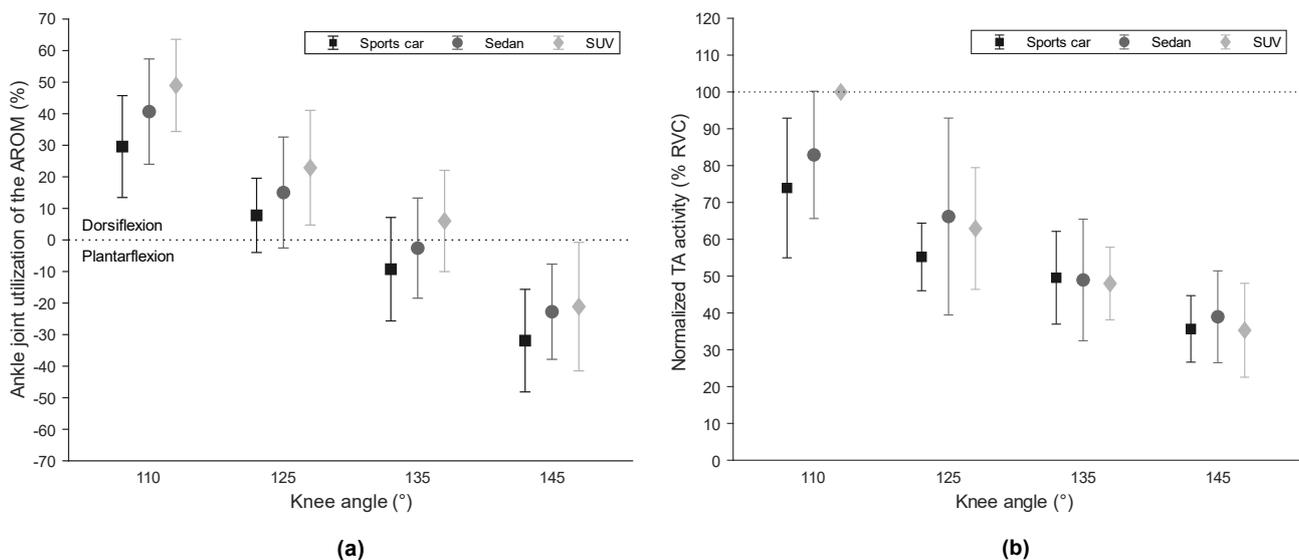


Abbildung 39: a) M und SD der Ausnutzung des Sprunggelenks-AROM (N = 11). b) M und SD der TA-Aktivität (n = 11)

Diskomfortbewertung

Bei der Bewertung des Diskomforts zeigt sich eine signifikante Wirkung des Kniewinkels, $F(1,7, 10,3) = 15,0$, $p = 0,001$, sowie eine signifikante Wirkung der Sitzhöhe auf den Diskomfort im unteren Körperbereich, $F(2, 12) = 5,1$, $p = 0,025$. Post-hoc-Vergleiche ergaben, dass die Bewertung des Diskomforts bei einem Kniewinkel von 110° signifikant schlechter war als bei 125° ($p = 0,001$) und 135° ($p = 0,001$) und dass sie bei einem Kniewinkel von 145° signifikant schlechter war als bei 135° ($p = 0,031$).

Bei Kniewinkeln von 110° und 145° empfanden 61 % bzw. 27 % der Probanden einen "mittleren" bis "sehr starken" Diskomfort, bei Kniewinkeln von 125° bzw. 135° hingegen nur 6 % bzw. 9 % der Probanden einen "mittleren" Diskomfort und 36 % bzw. 55 % der Probanden gaben an, "keinen Diskomfort" zu verspüren (Abbildung 40).

Bezüglich des lokalen Diskomforts wurde das rechte Sprunggelenk bei einem Kniewinkel von 110° am häufigsten genannt, gefolgt vom Schienbein und Fuß. Vier Probanden gaben an, dass die Sitzposition bei einem Kniewinkel von 145° "zu weit weg" war. Zwei Probanden berichteten von einem "unsicheren" Gefühl und dass sie "die Kontrolle über das Bremspedal verlieren" könnten. Sie gaben an, dass sie diese Position nicht für das Fahren im realen Verkehr wählen würden.

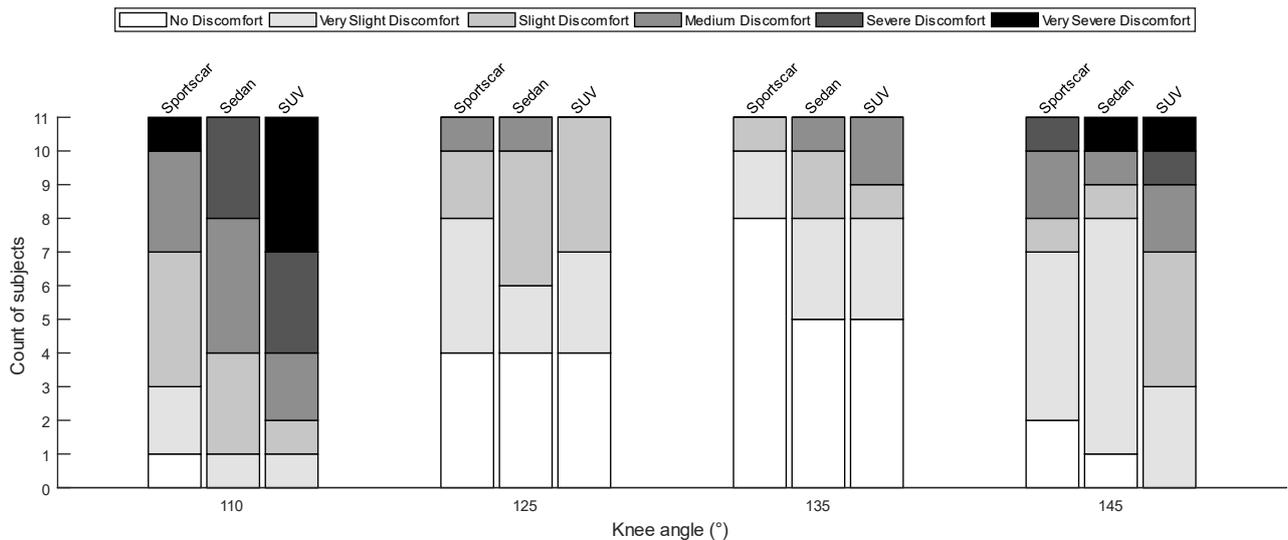


Abbildung 40: Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten (n = 11)

RMSE

Im Hinblick auf den RMSE zeigt sich ein signifikanter Effekt des Kniewinkels, $F(3, 30) = 3,02, p = 0,045$, während kein signifikanter Effekt der Sitzhöhe auf die Steuerbarkeit des Gaspedals festgestellt wurde, $F(2, 20) = 0,90, p = 0,42$. Jedoch ergaben Post-hoc-Vergleiche keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p > 0,05$).

Umsetzzeit

Es gab einen signifikanten Effekt des Kniewinkels auf die Umsetzzeit bei der Notbremsung, $F(3, 30) = 6,53, p = 0,002$. Jedoch wurde kein signifikanter Effekt der Sitzhöhe festgestellt, $F(2, 20) = 2,60, p = 0,099$. Post-hoc-Vergleiche ergaben, dass die Umsetzzeit bei einem Kniewinkel von 110° und 125° signifikant schneller war als bei einem Kniewinkel von 145°, um 13,83 ms ($p = 0,032$) bzw. 13,97 ms ($p = 0,006$) (Abbildung 41a).

Maximale Bremspedalkraft

Es wurde ein signifikanter Effekt des Kniewinkels festgestellt, $F(3, 30) = 4,96, p = 0,006$, sowie der Sitzhöhe, $F(2, 20) = 5,40, p = 0,013$, auf die maximale Bremspedalkraft. Jedoch ergaben die Post-hoc-Vergleiche keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p > 0,05$) (Abbildung 41b).

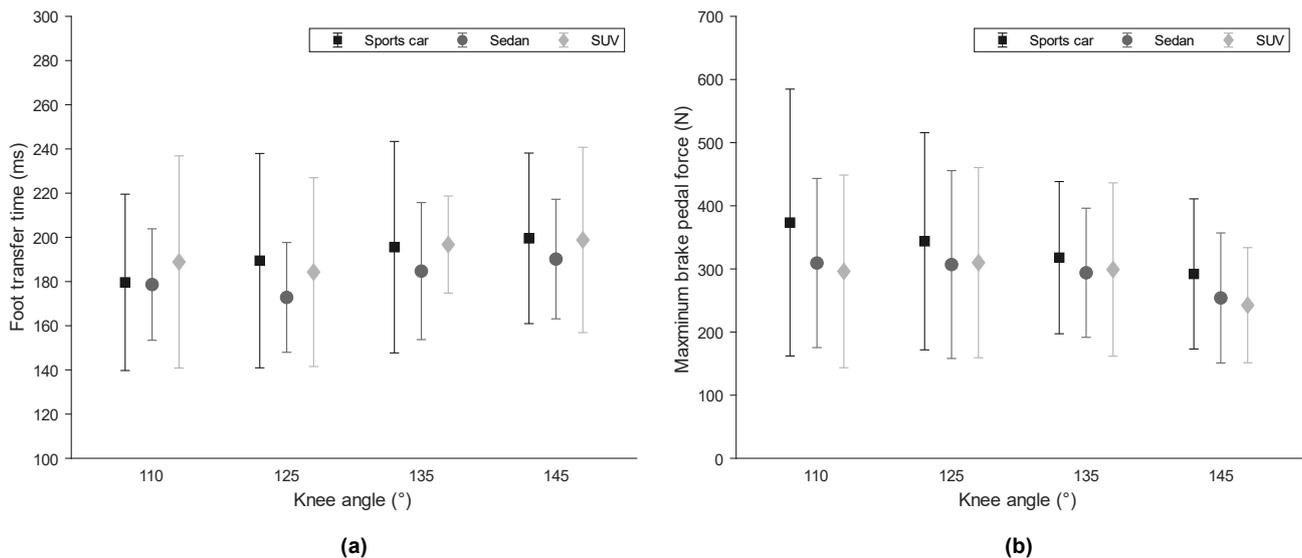


Abbildung 41: a) M und SD der Pedalumsetzzeit bei der Notbremsung (n = 11). b) M und SD der maximalen Bremspedalkraft (n = 11)

3.5 Diskussion der Pilotstudie

3.5.1 Diskussion der Ergebnisse

Die statistische Aussagekraft zur Prüfung der Hypothese dieser Arbeit ist aufgrund der geringen Anzahl von nur elf gültigen Probanden stark eingeschränkt. Es wurden signifikante Effekte des Kniewinkels bei allen abhängigen Variablen festgestellt, was darauf hinweist, dass die verwendeten Messmethoden für die jeweilige abhängige Variable effektiv waren (Tabelle 8). Jedoch ergaben die Post-hoc-Vergleiche beim RMSE der Gaspedalbetätigung und bei der maximalen Bremspedalkraft keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kniewinkeln. Es ist möglich, dass dies auf die begrenzte statistische Aussagekraft (kleine Stichprobengröße und/oder geringe Effektstärke), die vielen Kombinationen der Faktoren (zwölf Gruppen) oder einen signifikanten, aber großen p-Wert nahe am Signifikanzniveau zurückzuführen ist.

Tabelle 8: Überblick der Signifikanz der Einflüsse von Kniewinkel und Sitzhöhe auf die jeweiligen AV

	Effekt Kniewinkel	Effekt Sitzhöhe	Interaktionseffekt
Genutzter AROM Sprunggelenk	***	***	
TA-Aktivität	***	*	***
Diskomfortempfindung	***	**	*
RMSE Gaspedalbetätigung	*		
Umsetzzeit	**		
Maximale Bremspedalkraft	**	*	

* für $p < 0,05$, ** für $p < 0,01$ und *** für $p < 0,001$

Zwischen den Kniewinkeln von 110° bis 135° lässt sich eine ähnliche Tendenz beim Sprunggelenkwinkel, der TA-Aktivität und der Diskomfortbewertung beobachten. Wenn der Proband weiter vorne mit einem

kleineren Kniewinkel sitzt, bewegt sich der Fuß von Plantarflexion in Dorsiflexion. Gleichzeitig nimmt die TA-Aktivität zu, was eine Erklärung für die Zunahme des Diskomforts liefert. Basierend auf den subjektiven Beschreibungen lässt sich der zunehmende Diskomfort beim Kniewinkel von 110° hauptsächlich auf die Dorsiflexion zurückführen, die durch die erhöhte TA-Aktivität verursacht wird. Zudem werden die Wadenmuskeln (Antagonisten) durch die Dorsiflexion des Fußes gedehnt, was zu einer zusätzlichen passiven Spannung führt, der die Schienbeinmuskeln (Agonisten) entgegenwirken muss. Hingegen ist der Kniewinkel von 145° aufgrund der gestreckten Position des rechten Beins beim Bremsen zu groß, was auch das Gefühl der Unsicherheit einiger Probanden widerspiegelt.

In der Pilotstudie scheint die Position der unteren Extremitäten möglicherweise keinen Einfluss auf die Bediengenauigkeit des Gaspedals zu haben. Obwohl der Kniewinkel signifikante Auswirkungen auf den RMSE der Gaspedalbetätigung zeigt, wurden in den Post-hoc-Vergleichen keine signifikanten Unterschiede bestätigt. Ein möglicher Grund dafür könnte sein, dass die Fahraufgabe auf geraden Strecken durchgeführt wurde und somit relativ einfach zu bewältigen war. In der Hauptstudie kann dies mit einer schwierigeren Fahraufgabe erneut getestet werden.

Die Umsetzzeit bei einer Notbremsung war bei einem Kniewinkel von 145° etwa 14 ms länger als bei 110° und 125°, was einer um etwa 0,2 m längeren Bremsstrecke bei einer Geschwindigkeit von 50 km/h entspricht. Der Bremsweg bei 50 km/h liegt jedoch im Bereich von 25 bis 35 m (Erd et al., 2018; Hichim, 2020; Lyubenov, 2011; Nowosielski et al., 2021). Dies bedeutet, dass der Unterschied weniger als 1 % ausmacht. Trotzdem sollten potenzielle Sicherheitsverbesserungen betrachtet und mittels ausreichend großer Stichproben untersucht werden.

Im Durchschnitt wurde die geringste Bremspedalkraft bei Kniewinkel von 145° beobachtet (vgl. Abbildung 41b), was die Bedenken einiger Probanden hinsichtlich einer unzureichenden Bremswirkung erklären kann. Die Ergebnisse zeigen, dass die Sitzposition bei einem Kniewinkel von 145° möglicherweise zu weit entfernt war, um das Bremspedal in Notsituationen sicher zu bedienen.

3.5.2 Einschränkungen, Verbesserungspotentiale sowie offene Fragen

Die Pilotstudie hat das Versuchsdesign und die Messmethoden erfolgreich überprüft und es konnten signifikante Auswirkungen der Körperhaltung der unteren Extremitäten auf die abhängige Variable (AV) gezeigt werden. Dennoch gibt es einige Einschränkungen, offene Fragen und Verbesserungsmöglichkeiten, die in der Hauptstudie berücksichtigt werden sollten.

Aufgrund der Einschränkung der Sitzverstellbarkeit wurden nur Frauen mit einer Körpergröße um das 50. Perzentil rekrutiert. In der Hauptstudie sollten mehr kleinere Frauen bis zum 5. Perzentil getestet werden. Es sollte auch eine vorherige Überprüfung der Sitzverstellbarkeit erfolgen, um sicherzustellen, dass der kleinste Proband alle vordefinierten Sitzpositionen erreichen kann.

Ein wichtiges Verbesserungspotenzial des Versuchsaufbaus besteht darin, dass in der Pilotstudie die Neigung der Pedalerie (A47-Maß; vgl. Abschnitt 2.1) für alle drei Sitzhöhen konstant gehalten wurde, um die Konstruktion zu vereinfachen. Es ist jedoch zu beachten, dass das A47-Maß von der Sitzhöhe abhängt und in einem SUV kleiner sein wird als in einer Limousine und in dieser wiederum kleiner als in einem Sportwagen. Um diese Anforderungen zu erfüllen, ist ein automatischer Verstellmechanismus für die Pedalerie sowie die Fußstütze erforderlich.

Außerdem wird empfohlen, den Kniewinkel von 145° zu reduzieren, da einige Probanden diese Position bereits als zu weit entfernt empfunden haben.

Die Versuche der Pilotstudie dauerten trotz einiger Vereinfachungen bereits etwa zwei Stunden. Einige Parameter wurden nicht untersucht, z. B. die Muskelaktivitäten während einer normalen Bremsbetätigung. Außerdem wurde nur ein Muskel gemessen und keine maximale willkürliche Muskelkontraktion (MVC) erfasst. Eine Möglichkeit für die Hauptstudie, mehr Parameter zu testen bei einer noch erträglichen Versuchsdauer, besteht darin, die Haltungen mit einem Kniewinkel von 95° entfallen zu lassen. In der Pilotstudie war es fünf Probanden nicht möglich, diese Position einzunehmen. Auch die Vorbereitungsphase war zeitaufwendig (ca. 20 min), insbesondere für die Hautvorbereitung zum Aufkleben der Elektroden und des EMG-Signalsenders. Wenn im Hauptversuch mehrere Muskeln gemessen werden, muss zusätzliche Zeit eingeplant werden. Eine Möglichkeit, die Dauer der Vorbereitung zu kürzen, liegt in der noch besseren Vorbereitung des MoCap-Systems, einschließlich des Aufklebens der Marker und der Kalibrierungsmessung. Um die Sichtbarkeit der Marker durch die Kameras zu verbessern, wurden in der Pilotstudie mehr Marker als im Vicon-Standard verwendet. Die Anzahl der Marker kann jedoch durch eine optimierte Ausrichtung der Kameras reduziert werden. Weniger Marker bedeuten auch eine kürzere Bearbeitungszeit der erfassten Rohdaten und eine Reduzierung des manuellen Korrekturaufwands, insbesondere wenn Marker verdeckt werden bzw. Lücken entstehen.

3.6 Anpassung der Methodik für die Hauptstudie

Auf Basis der Erkenntnisse aus der Pilotstudie werden die folgenden Anpassungen für die Hauptstudie abgeleitet:

- Größere Stichprobe zur Verbesserung der statistischen Aussagekraft.
- Berücksichtigung von kleineren Probanden (5. Perzentil Frau).
- Ausschluss des Kniewinkels 95°.
- Reduktion des Kniewinkels von 145° auf 140°.
- Konstante Kniewinkel-Intervalle.
- Anpassung der zu testenden Sitzhöhen anhand der BMW-Datenbank für bessere Repräsentanz.
- Neigung der Pedalerie sowie der Fußstütze passend zur Sitzhöhe variieren.
- Optimierung der MoCap-Kamerapositionen am Versuchsaufbau für eine vereinfachte und beschleunigte Verarbeitung der Vicon-Daten.
- Ersatzmarker für RPSI und LPSI am Becken anstatt am Oberschenkel positionieren für eine bessere Rekonstruktion des Beckens.
- Ergänzung der MVC-Messung für eine bessere Vergleichbarkeit mit der Literatur.
- Erfassung der Muskelaktivität für normale Bremsung testen.
- Fahraufgabe zum Testen der Gaspedalbediengenaugigkeit schwieriger gestalten.
- Verwendung einer Body-Map zur Vereinfachung der lokalen Diskomfortbewertung.

4 Methodik der Hauptstudie

In diesem Kapitel werden die Anpassungen der Methodik anhand der Erkenntnisse der Pilotstudie beschrieben. Wesentliche Änderungen wurden im Versuchsaufbau (Abschnitt 4.1), den Fahraufgaben (Abschnitt 4.2) und der Auswahl der Muskulatur für die EMG-Messung (Abschnitt 4.3) vorgenommen. Als zusätzliche Fahraufgabe wurde die normale Bremsung aufgenommen und der Versuchsablauf entsprechend angepasst (Abschnitt 4.4). Die Probandengruppe ($N = 41$) war deutlich größer als in der Pilotstudie und umfasste einen breiteren Körpergrößenbereich (Abschnitt 4.5). Zuletzt werden die Methoden der Datenverarbeitung (Abschnitt 4.6) sowie der statistischen Auswertung (Abschnitt 4.7) dargestellt.

4.1 Auswahl der Sitzhaltungen und Versuchsaufbau

Für die Hauptstudie wurden die vier Kniewinkel von 110° , 120° , 130° und 140° ausgewählt. Die drei H30-Werte für die Sitzhöhe wurden auf Basis der BMW-internen Datenbank angepasst: 205 mm für Sportwagen, 255 mm für Limousine und 315 mm für SUV (Abbildung 42). Die Testreihenfolge der Kniewinkel und Sitzhöhen wurde für jeden Probanden analog zur Pilotstudie permutiert (vgl. Abschnitt 3.3.1).

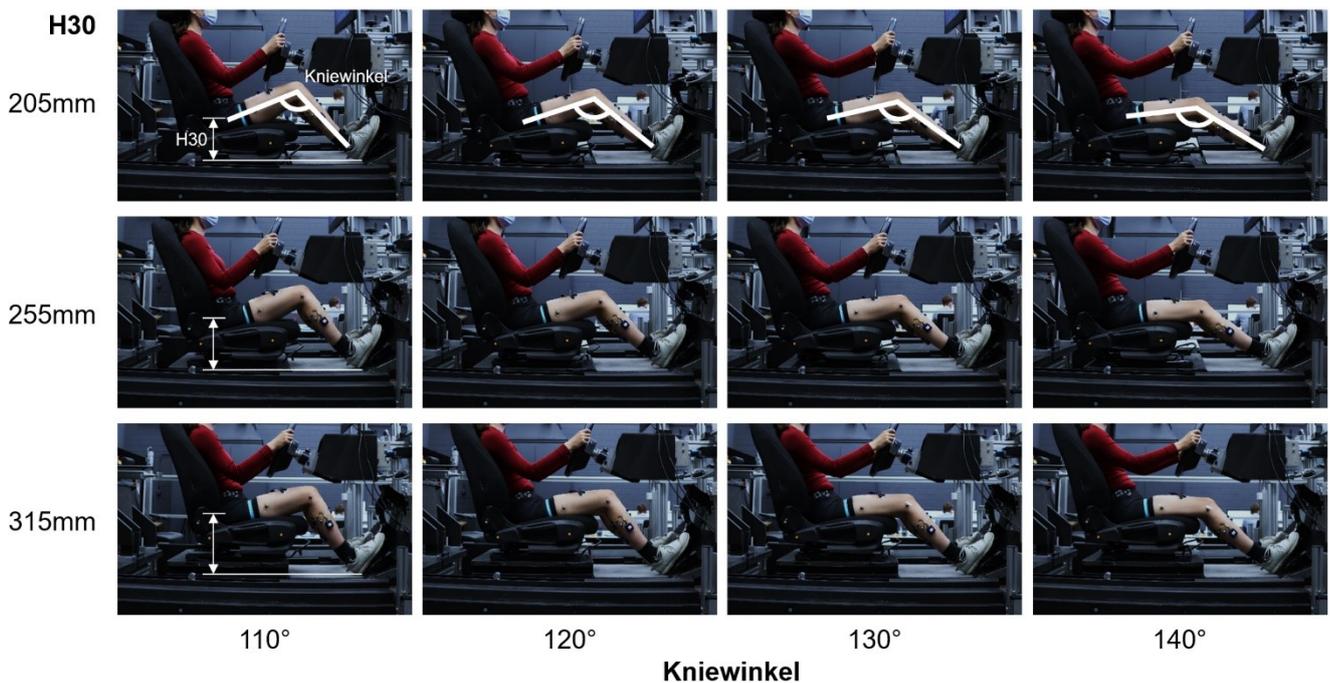


Abbildung 42: Übersicht der zwölf Sitzpositionen in der Hauptstudie

Die Hauptstudie wurde in einem BMW-internen modularen Versuchsaufbau, dem VEMO II (Variables Ergonomie-Modell der zweiten Generation) durchgeführt (Abbildung 43). Das VEMO II bietet eine hohe Variabilität für die Positionen von Sitz, Pedalerie und Lenkrad, weit über den üblichen Verstellbereich eines Serienfahrzeugs hinaus, um verschiedene Auslegungen des Fahrzeuginnenraums darzustellen.



Abbildung 43: Versuchsaufbau der Hauptstudie im VEMO II

Auf der Haupttragstruktur aus Aluminiumprofilen befinden sich drei Module: Das Fahrersitzmodul, das Fußraummodul mit Gas- und Bremspedal sowie Fußstütze und das Lenkradmodul (Abbildung 44). Der Sitz, die Pedalerie und das Lenkrad sind Serienbauteile. Die Module werden mithilfe von Servomotoren schnell und präzise auf die gewünschte Position eingestellt.

Das Sitzmodul ist in allen drei Achsen verstellbar. Das Fußraummodul kann um die Y-Achse gedreht werden. Das Lenkradmodul ist in X- und Z-Richtung verschiebbar und das Lenkrad kann sich zusätzlich um die Y-Achse drehen.

Die Sitzhöhe wurde mit Hilfe der H-Punktmessmaschine (SAE, 1995) und des Vicon-Systems vermessen. Die H-Punktmessung erfolgte gemäß der Beschreibung im Standard J826 der SAE (1995). Der Höhenunterschied zwischen dem H-Punkt und dem Fersenpunkt wurde mit Hilfe von zwei Markern durch das Vicon-System ermittelt und festgelegt. Die anderen Sitzeinstellungen waren identisch zu der Pilotstudie (vgl. Abschnitt 3.3.2).

Das Seriengaspedal und das Bremspedal mit einem Kraftsensor wurden direkt aus der Pilotstudie übernommen (vgl. Abschnitt 3.3.4) und gemäß der BMW-internen Vorgabe ausgelegt. Die Neigung der Pedalerie ist abhängig von der Sitzhöhe. Dies bedeutet, dass bei höherer Sitzposition (z. B. in einem SUV) das Gaspedal flacher ausgelegt wird und umgekehrt. Alle relevanten Einstellungen für den Sitz und die Pedalerie sind in Tabelle 9 zusammengefasst. Während des Versuchs sollte der linke Fuß auf der Fußstütze abgestellt werden.

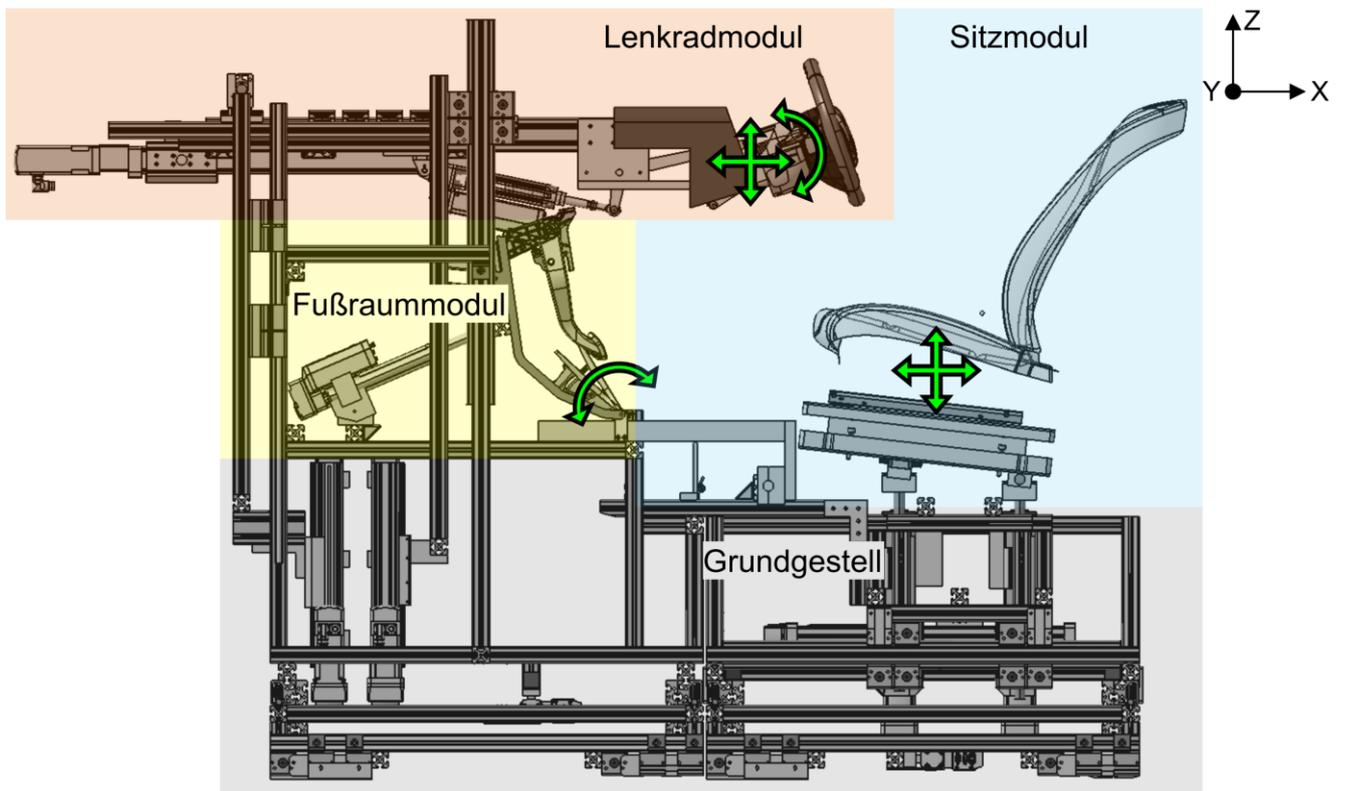


Abbildung 44: Versuchsrelevante Module im VEMO II

Tabelle 9: Parameter der jeweiligen Konfigurationen

	Sitzhöhe H30 (mm)	Gaspedalneigung (°)	Sitzkissenneigung (°)	Lehnenneigung (°)
Sportwagen	205	70	13°	25°
Limousine	255	65		
SUV	315	60		

4.2 Fahraufgaben

Zusätzlich zur Gaspedalbetätigung und Notbremsung in der Pilotstudie wurde auch die dosierte Bremspedalbetätigung als Fahraufgabe in der Hauptstudie getestet. Die drei Fahraufgaben wurden in folgender Reihenfolge durchgeführt:

1. Dosierte Bremspedalbetätigung.
2. Dosierte Gaspedalbetätigung.
3. Notbremsung.

Für jede Fahraufgabe wurde eine Testkurve gestaltet, der die Probanden durch die Pedalbetätigung folgen mussten (Abbildung 45 und Abbildung 46). Eine Einschränkung von ProActive (Prophysics AG, 2011) besteht darin, dass während eines Testlaufs nur eine Signalkanaleingabe angezeigt werden kann. Das bedeutet, dass dem Probanden entweder die Kurve des Gas- oder des Bremspedals während eines Testlaufs angezeigt wurde. Daher mussten die beiden Kurven hintereinander angezeigt und getestet werden.

Wichtig zu betonen ist, dass es keine allgemein repräsentative Gas- und Bremspedalsignalkurve gibt. Das Fahr- und Bremsverhalten ist individuell und kann je nach Verkehrssituation variieren. Ein Fahrer könnte sogar einen eigenen, einzigartigen "Fingerabdruck" bei der Pedalbetätigung haben (Enev et al., 2016). Deshalb wurden die Bremspedal- und Gaspedalkurven für die zu testenden Bewertungskriterien künstlich erstellt.

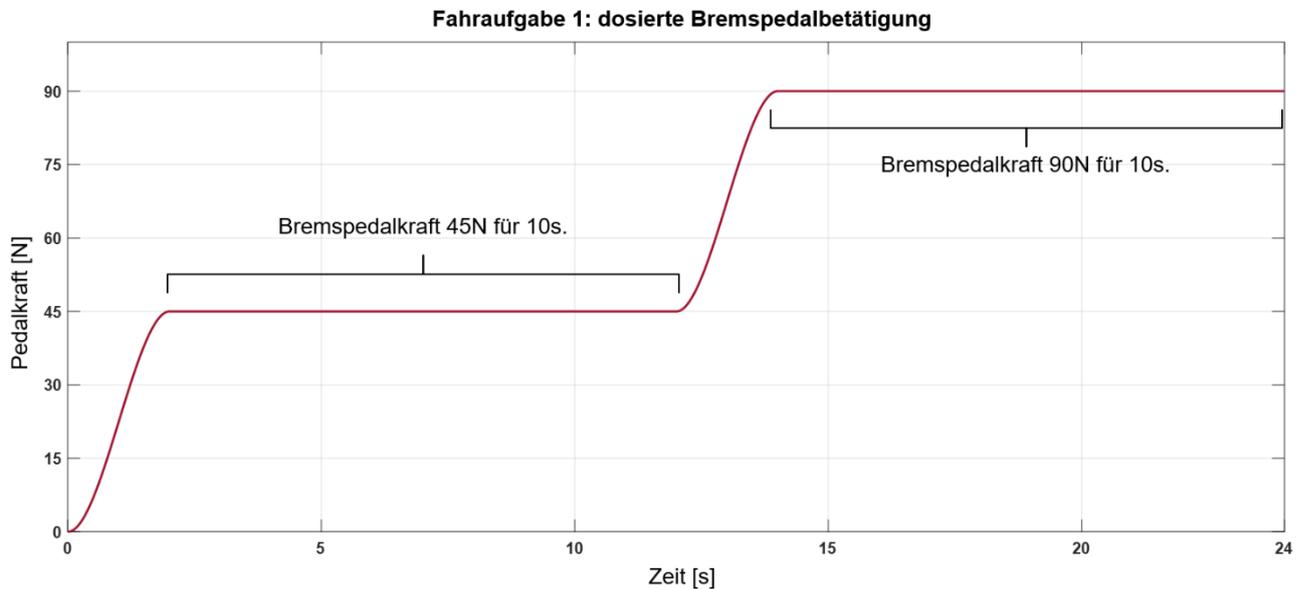


Abbildung 45: Vorgabekurve des Bremspedals für die Aufgabe 1

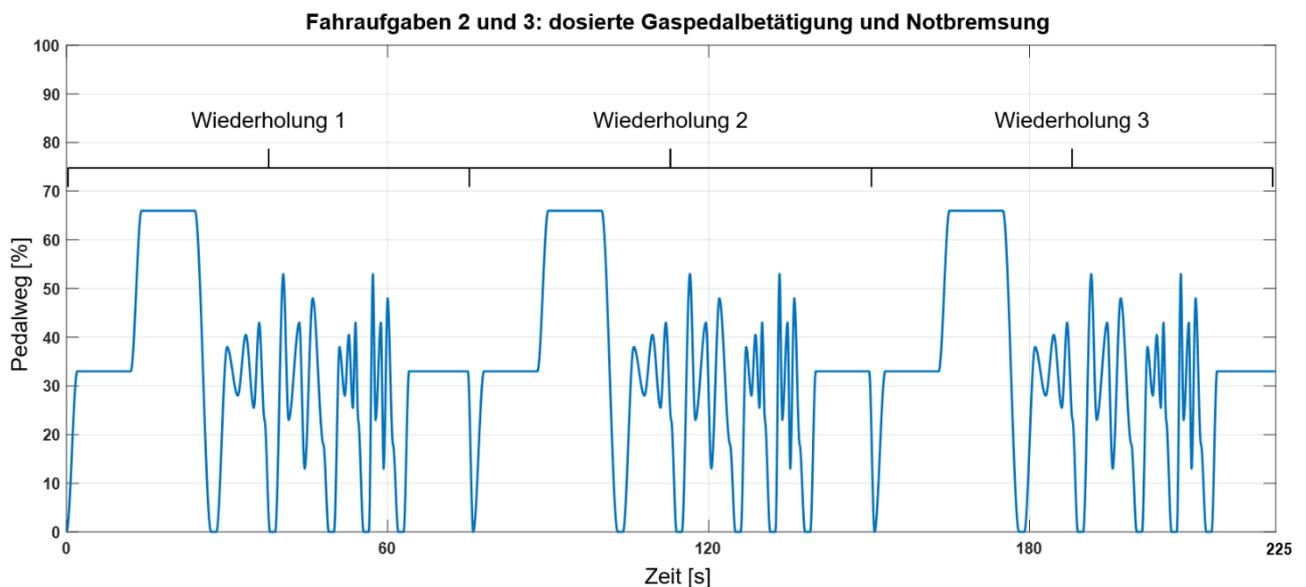


Abbildung 46: Vorgabekurve des Gaspedalsignal für die Aufgaben 2 und 3

Gestaltung der Bremspedalsignalkurve

Es wurde eine Bremspedalsignalkurve mit einer Dauer von 24 Sekunden entwickelt, um die Muskelaktivität während des dosierten Bremsens zu messen. Die Kurve bestand aus zwei Plateaus, jeweils über eine Dauer von zehn Sekunden, mit Bremspedalkräften von 45 N und 90 N, die aus der

Literatur abgeleitet wurden: In einer Studie von Deng et al. (2019) wurde die kontrollierte Bremspedalkraft von acht Probanden in einem Toyota HiAce auf drei Bergstraßen in China gemessen. Die Ergebnisse zeigen, dass eine Bremspedalkraft von 30 N etwa 50 % der Bremsvorgänge und 45 N etwa 90 % der Bremsvorgänge abdeckte. Eine weitere Studie von Weaver et al. (2011) untersuchte die gängigen Pedalbetätigungen von 20 Probanden in einem Ford Taurus (Automatik). Dabei wurde festgestellt, dass die durchschnittliche Bremspedalkraft beim Schalten in den Rückwärtsgang etwa 90 N betrug. Daher wurden 45 N und 90 N als Vorgabewerte für den Versuch ausgewählt, um die "üblichen" Bremspedalkräfte abzudecken. Zur Vereinfachung der Verfolgung der Kurve wurden die beiden Plateaus durch zwei glatte Übergänge von jeweils zwei Sekunden verbunden.

Gestaltung der Gaspedalsignalkurve

Die gesamte Gaspedalsignalkurve (225 s) bestand aus drei Wiederholungen derselben Kurve (75 s). Diese Kurve einer Wiederholung gliederte sich in drei Phasen, um sowohl die Muskelaktivität als auch die Bediengenauigkeit bei der Gaspedalbetätigung und die Leistung bei der Notbremsung zu messen (Abbildung 47). Die Übergänge zwischen den Phasen und den Wiederholungen wurden jeweils mit einem kurzen Nulldurchgang (Pedal nicht getreten) nahtlos verbunden.

In der ersten Phase gab es zwei Plateaus, die jeweils zehn Sekunden lang andauerten und 33 % bzw. 66 % des gesamten Gaspedalwegs entsprachen.

Die zweite Phase bestand aus vier verschiedenen Gaspedalpositionsmustern. Aus drei Studien (Deng et al., 2019; Miyajima et al., 2007; J. Wang et al., 2013) von Gaspedalsignalen in verschiedenen Verkehrssituationen lassen sich mehrere Muster erkennen (Abbildung 48). Daraus wurden die folgenden Merkmale der Signalkurven abgeleitet:

1. Schneller Anstieg von der Nullposition.
2. Langsame und kleine Bewegungen für Feinabstimmung.
3. Schnelle und große Bewegungen für schnellere Reaktion.

Basierend auf den Merkmalen zwei und drei wurden insgesamt vier Muster entwickelt: Zwei verschiedene Änderungsraten (langsam und schnell schwankend) in Kombination mit zwei verschiedenen Amplituden (klein und groß) der Gaspedalposition. Der Mittelwert dieser Phase lag weiterhin bei 33 % Gaspedalweg.

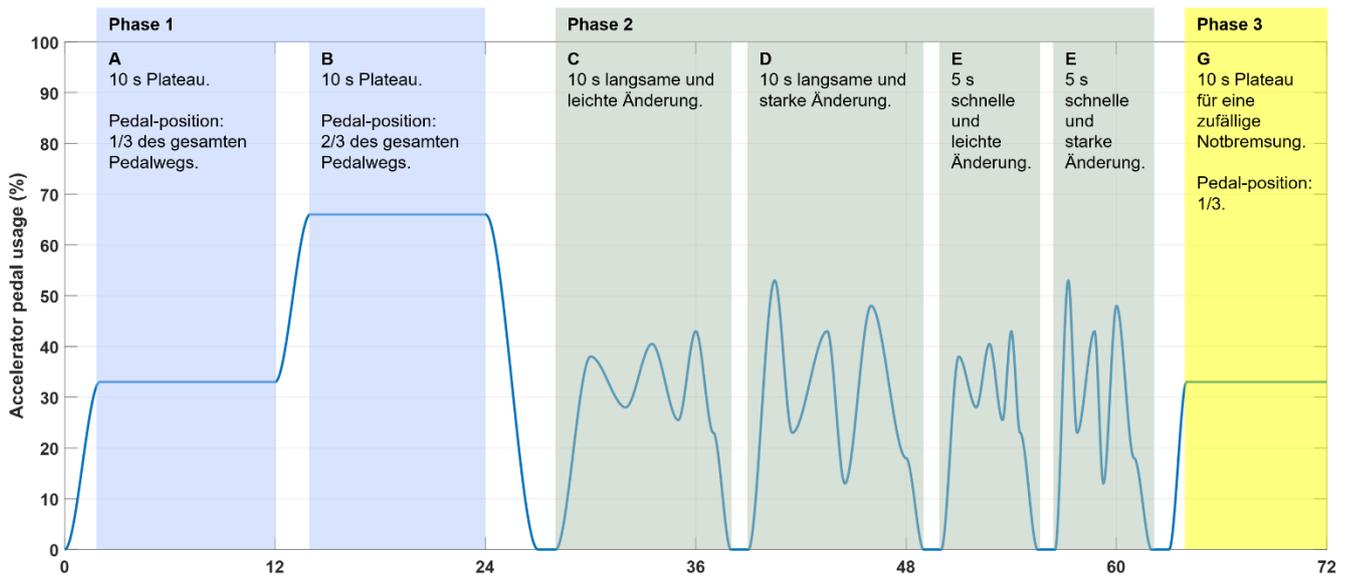


Abbildung 47: Übersicht der Gaspedalsignalkurve: Innerhalb einer Wiederholung bestand die Gaspedalsignalkurve aus drei Phasen

Die dritte Phase bestand aus einem Plateau wie bei der Pilotstudie, auf dem das Gaspedal für zehn Sekunden auf 1/3 Gaspedalposition gehalten wurde, als einheitliche Ausgangsposition für die Notbremsung. Während dieser Phase wurde vom Moderator gleichzeitig und unvorhersehbar für den Probanden ein Tonsignal ausgelöst und ein Stoppschild auf dem Monitor angezeigt. Der Proband wurde dann aufgefordert, schnellstmöglich eine Vollbremsung durchzuführen.

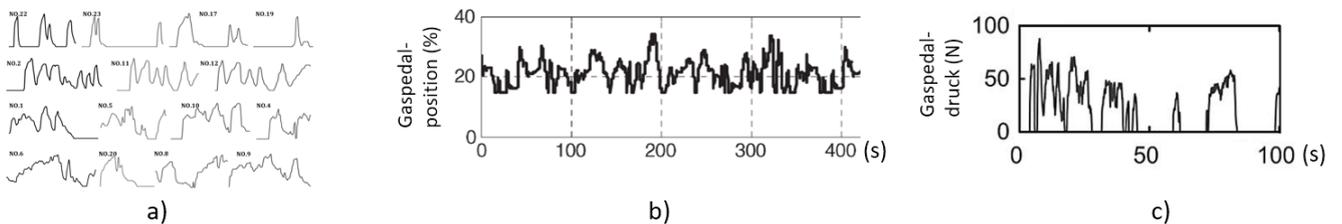


Abbildung 48: Beispiele für Gaspedalsignale aus drei Studien: a) Ein Toyota HiAce auf der Bergstraße (Deng et al., 2019, S. 48). b) Ein Pkw im Stadtverkehr (J. Wang et al., 2013, S. 7). c) Ein Toyota Regius im Stadtverkehr (Miyajima et al., 2007, S. 429)

4.3 Messmethoden

Tabelle 10 zeigt die Messgrößen und die entsprechenden Messmethoden sowie die Fahraufgaben nach der Optimierung der Methodik für die Hauptstudie. Anschließend wird die Anpassung der Messmethoden an die jeweilige Leithypothese detailliert beschrieben.

Tabelle 10: Abhängige Variablen mit entsprechender Messtechnik sowie Fahraufgaben für die Hypothesen dieser Arbeits. Unterstrichen sind die Anpassungen der Methodik auf Basis der Pilotstudie

	Abhängige Variable	Messtechnik	Fahraufgabe
H1.1	Muskelaktivität/ <u>MVC</u>	EMG	Kontrollierte Gas- und
H1.2	AROM <u>Hüft-</u> und Sprunggelenk Gelenkwinkel von <u>Hüft-</u> , Knie- und Sprunggelenk	Goniometer Vicon System	<u>Bremspedalbetätigung</u> nach Zielkurve
H1.3	Globale Diskomfortempfindung Lokale Diskomfortempfindung	CP-50 Skala (Shen & Parsons, 1997) Body-Map (Corlett & Bishop, 1976)	
H2.1	Bediengenauigkeit des Gaspedals	ProActive (Bio-Feedback Software)	Gaspedalbetätigung nach Zielkurve <u>mit schwierigerer Aufgabe</u>
H2.2	Umsetzzeit bei der Notbremsung	Pedalsignalaufzeichnung und Kraftsensoren	Notbremsung nach Ton und Bild
H2.3	Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung	Pedalkraftsensoren	

AROM und Gelenkwinkel

Der AROM wurde mit Hilfe eines Goniometers gemessen, das Vicon-MoCap-System wurde für die Aufzeichnung der Haltung und Bewegung der Probanden verwendet (vgl. Abschnitt 3.3.4). Nach sorgfältiger Neuordnung und Feinjustierung der 15 Kameras wurden in der Hauptstudie nur 17 Marker statt der ursprünglich 28 Marker aus der Pilotstudie verwendet.

Es wurde ein Standard-Marker-Set für das Plug-in-Gait-Lower-Body-Model (Vicon Motion Systems Ltd., 2021b) angewendet. Die Marker RPSI und LPSI wurden durch einen Marker SACR (Kreuzbein) ersetzt (Abbildung 49; vgl. Abschnitt 3.6). Da dieser Marker lokalen Druck am unteren Rücken erzeugen kann und die Diskomfortbewertung beeinflusst, musste er nach der Kalibrierung und vor dem Versuch entfernt werden. Stattdessen wurden zwei Marker seitlich am Becken angebracht (vgl. Abschnitt 3.6). Die äußersten Punkte des Darmbeinkamms (iliac crest) rechts und links wurden ausgewählt, da sie von wenig Weichgewebe umgeben sind und daher nur geringe Verschiebungen der Marker verursachen würden.

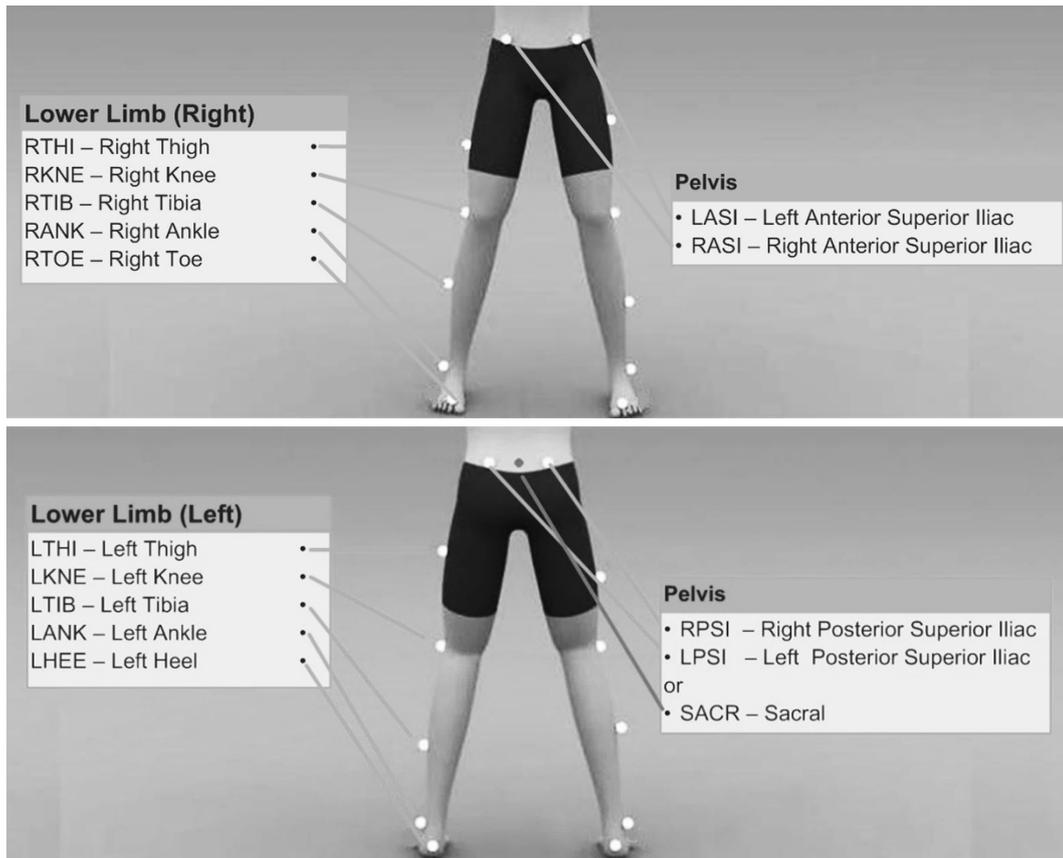


Abbildung 49: Marker-Set für das Plug-in-Gait Lower-Body-Model (Vicon Motion Systems Ltd., 2021b)

Auswahl der Muskulatur

In der Hauptstudie wurde die Muskelaktivität auch bei der dosierten Bremsbetätigung gemessen. Zu diesem Zweck wurden fünf zusätzliche Muskeln erfasst: Drei Muskeln an der Vorderseite des Oberschenkels und zwei Muskeln an der Rückseite des Unterschenkels. Die Muskeln an der Rückseite des Oberschenkels werden beim Sitzen gedrückt und gerieben, daher werden sie ausgeschlossen, da sie den Diskomfort beeinträchtigen und auch Signalartefakte verursachen könnten. Die Namen sowie die Funktionen der ausgewählten Muskeln sind in Tabelle 11 aufgeführt. Die Platzierung der EMG-Elektroden erfolgte gemäß den Richtlinien von Seniam (2022) und ist in Anhang B dargestellt.

Tabelle 11: Übersicht der zu messenden Muskeln der unteren Extremitäten (Marieb & Hoehn, 2007)

	Muskel	Hauptfunktion
Vorderer Oberschenkel	m. rectus femoris (RF)	Knieextension/Hüftbeugung
	m. vastus lateralis (VL)	Extension und Stabilisierung des Knies
	m. vastus medialis (VM)	
Hinterer Unterschenkel	m. gastrocnemius lateralis (GL)	Fuß-Plantarflexion bei gestrecktem Knie
	m. gastrocnemius medialis (GM)	oder Kniebeugung bei dorsiflexiertem Fuß
Vorderer Unterschenkel	m. tibialis anterior (TA)	Fuß-Dorsiflexion

MVC Messung

In der Hauptstudie wurden auch MVC-Messungen zur Normalisierung der Muskelaktivitäten in der Vorbereitungsphase des Versuches durchgeführt. Dies ermöglicht den Vergleich der Ergebnisse sowohl zwischen den Probanden als auch mit vorhandener Literatur.

Gemäß den Vorgaben von Konrad (2011, S. 32) wurden die MVC-Messungen der sechs Muskeln in drei verschiedenen Haltungen separat durchgeführt (Abbildung 50). Dem Probanden wurde erlaubt, die jeweilige Kraftausübung vor der Aufzeichnung mehrmals zu üben, um sich mit der Aufgabe vertraut zu machen und während der Messung eine möglichst maximale Muskelkontraktion zu erzielen. Jede Messung der MVC dauerte etwa 3 Sekunden und wurde zweimal durchgeführt, wobei eine Pause von etwa 20 Sekunden dazwischen lag. Während der Messung wurde der Proband durch verbale Stimulation und die Echtzeit-Anzeige des EMG-Signals motiviert.

Die Muskeln RF, VL und VM wurden in einer sitzenden Position gemessen, wobei eine isometrische Kniestreckung durchgeführt wurde (Abbildung 50a). Der Proband saß dabei auf einer Tischplatte mit einem festen Stahlrahmen. Der Unterschenkel wurde durch eine Manschette mit Klettverschluss am Tischbein fixiert, wobei der Kniewinkel bei 90° gehalten wurde. Die Aufgabe bestand darin, das Knie gegen den statischen Widerstand der Manschette zu strecken und dabei eine maximale Aktivierung der drei Muskeln zu erreichen.

Für die Muskeln GL und GM wurde die Messung ebenfalls in einer sitzenden Position durchgeführt (Abbildung 50b). Dabei streckte der Proband das rechte Bein horizontal nach vorne aus, wobei der Fußwinkel bei 90° gehalten wurde. Die Aufgabe bestand darin, den Vorderfuß maximal gegen den statischen Widerstand zu drücken.

Die Messung der TA erfolgte in einer Stehposition (Abbildung 50c). Der rechte Fuß wurde unter ein horizontal montiertes Aluprofil platziert, wobei der Fußwinkel bei 90° gehalten wurde. Die Aufgabe bestand darin, den Fuß gegen den statischen Widerstand nach oben maximal anzuziehen.

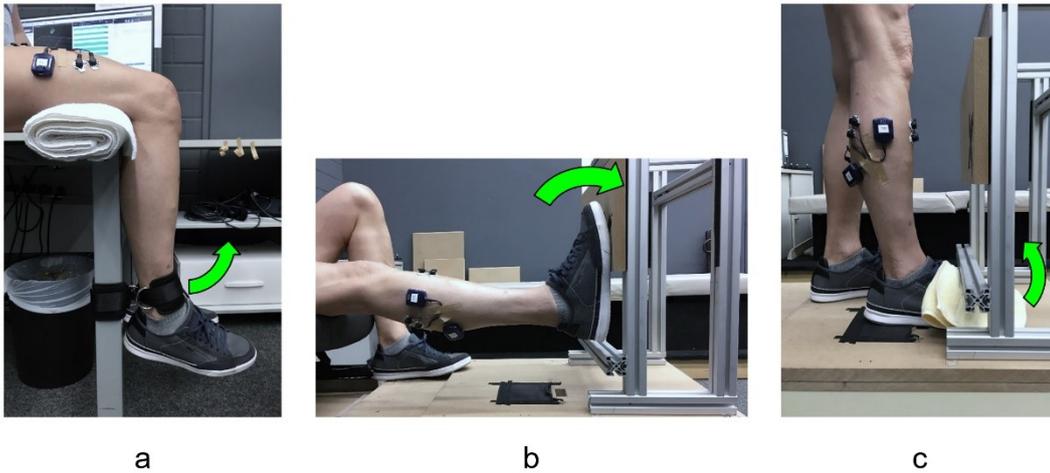


Abbildung 50: a) MVC-Messung für RF, VL und VM. b) MVC-Messung für TA. c) MVC-Messung für GM und GL

Body-Map

Zur präzisen Benennung und Bewertung der Körperbereiche mit Diskomfort wurde neben der Diskomfort-Skala auch eine spezifische Bezeichnung verwendet. Diese Kombination wurde seit Corlett and Bishop (1976) schon öfter verwendet (Hartung, 2006; Lorenz, 2011; Ulherr, 2019). Eine ausführliche Beschreibung der Entwicklung dieses Ansatzes ist in der Dissertation von Ulherr (2019, S. 20) dokumentiert.

In der Body-Map wurde die rechte untere Extremität in neun Körperbereiche aufgeteilt (Abbildung 51). Der Bereich „unterer Rücken“ (Bereich 1) gehört zwar nicht zu den unteren Extremitäten, wurde jedoch wegen des m. iliopsoas einbezogen, der zur Stabilisierung des Oberschenkels ebenfalls angespannt werden kann (Zenk, 2008). Die Bereiche 2 und 3b tragen den größten Druck vom Sitzkissen und wurden in der Literatur oft bei der Untersuchung der Sitzdruckverteilung beobachtet. Die Bereiche 3a, 5a, 5b repräsentieren die Muskeln, die parallel mittels EMG erfasst wurden. Bereiche 6 und 7 stellen das Sprunggelenk und den Fuß dar, in diesen während der Pilotstudie häufig Diskomfort aufgetreten war. Um die Versuchsdauer nicht weiter zu verlängern, wurde die feine Differenzierung des Diskomfort-Niveaus mit der CP-50 Skala in den zwölf Sitzpositionen nicht durchgeführt. Stattdessen wurde die lokale Diskomfortbewertung auf eine binäre Antwort vereinfacht: "Ja" (Diskomfort tritt in der Körperzone auf) oder "Nein" (kein Diskomfort tritt in der Körperzone auf). Es wurden nur die Körperzonen bewertet, in denen Diskomfort auftrat.

1. Unterer Rücken
2. Hüfte
- 3a. Oberschenkel, Vorderteil
- 3b. Oberschenkel, Hinterteil
4. Knie
- 5a. Unterschenkel, Vorderteil
- 5b. Unterschenkel, Hinterteil
6. Fußgelenk
7. Fuß

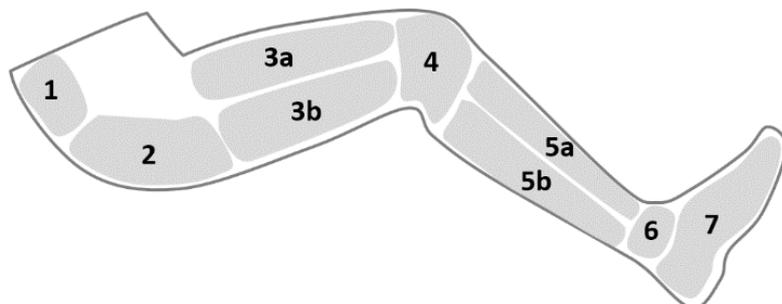


Abbildung 51: Body-Map zur detaillierten Diskomfortbewertung der unteren Extremität

4.4 Versuchsablauf

Der Gesamtversuch dauerte ca. 150 min pro Proband und gliederte sich in drei Teile: Vorbereitung (45 min), Eingewöhnung (25 min) und Versuch (80 min) (Abbildung 52).

Start			
1. Vorbereitungsphase	45 Min.	Einführung	
		AROM-Messung	
		MVC-Messung	
		VICON-Kalibriermessung	
2. Eingewöhnungsphase	20 Min.	Limousine-Konfiguration	Präferierte Körperhaltung
	5 Min.	Pause	
3. Versuchsphase	25 Min.	Fahrzeug-konfiguration 1*	Kniewinkel 1
			Kniewinkel 2
			Kniewinkel 3
			Kniewinkel 4
	3 Min.	Pause	
	25 Min.	Fahrzeug-konfiguration 2	Kniewinkel 1
			Kniewinkel 2
			Kniewinkel 3
			Kniewinkel 4
	3 Min.	Pause	
	25 Min.	Fahrzeug-konfiguration 3	Kniewinkel 1
			Kniewinkel 2
Kniewinkel 3			
Kniewinkel 4			
Ende			

Sitzverstellung
Aufgabe 1: Dosierte Bremsen
Aufgabe 2 und 3: Dosierte Fahrpedal- betätigung und Notbremsung
Diskomfortbewertung

* Die drei Sitzhöhen wurde zuerst permutiert und die Kniewinkel innerhalb der jeweiligen Sitzhöhe wurden ebenfalls permutiert.

Abbildung 52: Versuchsablauf der Hauptstudie

Vorbereitungsphase

In dieser Phase wurden die MVC-Messung, die Messung der relevanten Beinmaße sowie die Kalibriermessung für das Vicon-System durchgeführt. Um eine optimale Bewegungserfassung und EMG-Messung zu gewährleisten, trugen die Probanden hautenge Sportkleidung mit kurzen Hosen während des gesamten Versuchs.

Für die Bewegungserfassung wurden die Beinlänge sowie die Knie- und Sprunggelenksbreiten auf beiden Seiten gemessen und in Vicon Nexus eingetragen. Anschließend wurde die Haut für die EMG-Messung vorbereitet (Haarentfernung, Einreiben mit Hautvorbereitungsgel und Trocknen) und die Elektroden samt kabellosem EMG-Transmitter nach Seniam (2022) an den sechs Zielmuskeln angeklebt. Danach wurden die MVC- sowie Ruhemessung durchgeführt und die 17 Vicon-Marker aufgeklebt (vgl. Abschnitt 4.3).

Zuletzt wurde eine statische Kalibriermessung mit allen 17 Markern für das Vicon-System durchgeführt. Die Kalibriermessung war erforderlich, damit das Vicon-System die Marker „erkennen und automatisch bestimmen kann, welche Beschriftungen zu ihren Rekonstruktionen gehören“ (Vicon Motion Systems Ltd., 2021c, S. 131). Nach Abschluss dieser Messung wurde der SACR-Marker entfernt (vgl. Abschnitt 4.2) und an der Seite des Fahrersitzes angebracht, um sicherzustellen, dass die 17 Marker weiterhin als ein zusammenhängendes Set von den Kameras erfasst werden konnten. Dies ist entscheidend für die

automatisierte Rekonstruktion und Beschriftung der Marker in Vicon Nexus. Nach Abschluss der Vorbereitungsphase waren somit insgesamt 16 Marker und sechs EMG-Transmitter am Probanden angebracht (Abbildung 53).

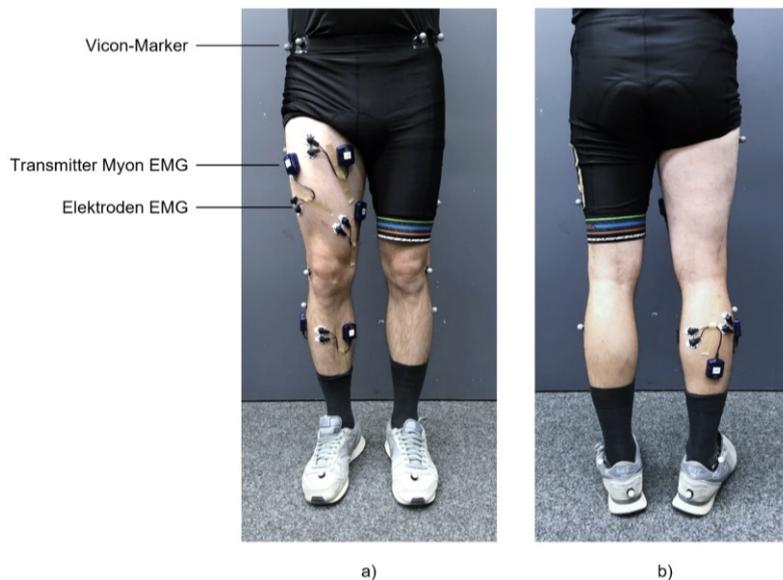


Abbildung 53: Proband nach der Vorbereitungsphase. a) Frontansicht. b) Rückansicht

Eingewöhnungsphase

In dieser Phase übte der Proband die Fahrmanöver, um den Lerneffekt zu minimieren. Zunächst wurde das VEMO auf die Höhe der Limousine-Konfiguration eingestellt. Der Proband stieg danach ein und stellte sich seine bevorzugte Sitzposition ein. Nach der Erklärung der Fahraufgaben durfte der Proband die Pedale mehrmals betätigen, um sich mit der Rückmeldung der Pedalsignale auf dem Monitor vertraut zu machen und sich daran zu gewöhnen. Danach wurden die Aufgabe 1 (Dosierte Bremsen) einmal, die Aufgabe 2 (Dosierte Gaspedalbetätigung) zehnmal und die Aufgabe 3 (Notbremsung) dreimal durchgeführt. Durch die Erkenntnisse der Pilotstudie lässt sich der Lerneffekt hinsichtlich der Bediengenauigkeit des Gaspedals nach der Eingewöhnungsphase signifikant verringern, was auch zusätzlich durch die Permutation der Sitzpositionen in der Versuchsphase unterstützt wird. Am Ende der Eingewöhnungsphase durfte der Proband aussteigen, sich bewegen und entspannen.

Versuchsphase

In dieser Phase wurden die zwölf Körperhaltungen getestet.

Beim Test einer Sitzhaltung positionierte sich der Proband zunächst richtig im Sitz (Becken ganz nach hinten und Rücken an die Lehne). Anschließend wurde der rechte Fuß in Ruheposition auf das Gaspedal gestellt. Der Proband justierte dann den Sitz in Längsrichtung so, dass der tatsächliche Kniewinkel ohne Betätigung des Gaspedals dem Sollwert entsprach. Da die Längsverstellung wegen der Sitzkonstruktion nicht stufenlos ist, entsprach der Kniewinkel nicht immer exakt dem Zielwert. Daher wurde beim praktischen Messvorgang ein Toleranzbereich von $\pm 1^\circ$ akzeptiert. Der Ist-Kniewinkel wurde in Echtzeit mit dem Vicon-System gemessen und überwacht (Abbildung 54). Nach der Festlegung der Sitzposition wurde die Körperhaltung seitlich von einem Fotoapparat dokumentiert. Danach wurden die drei Fahraufgaben durchgeführt. Nach Abschluss des Tests der Sitzhaltung wurde der Proband angewiesen,

die Beine und FüÙe zu entspannen. Anschließend erfolgte die Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten mit der Diskomfort-Skala. Die betroffenen Körperbereiche wurden dann auf der Body-Map erfasst. Die oben beschriebene Prozedur wurde für die anderen Kniewinkel wiederholt.

Nachdem alle vier Kniewinkel auf der Sitzhöhe durchgetestet worden waren, stieg der Proband aus und entspannte sich. Während der Pause wurde das VEMO II auf die nächste Fahrzeugkonfiguration eingestellt.

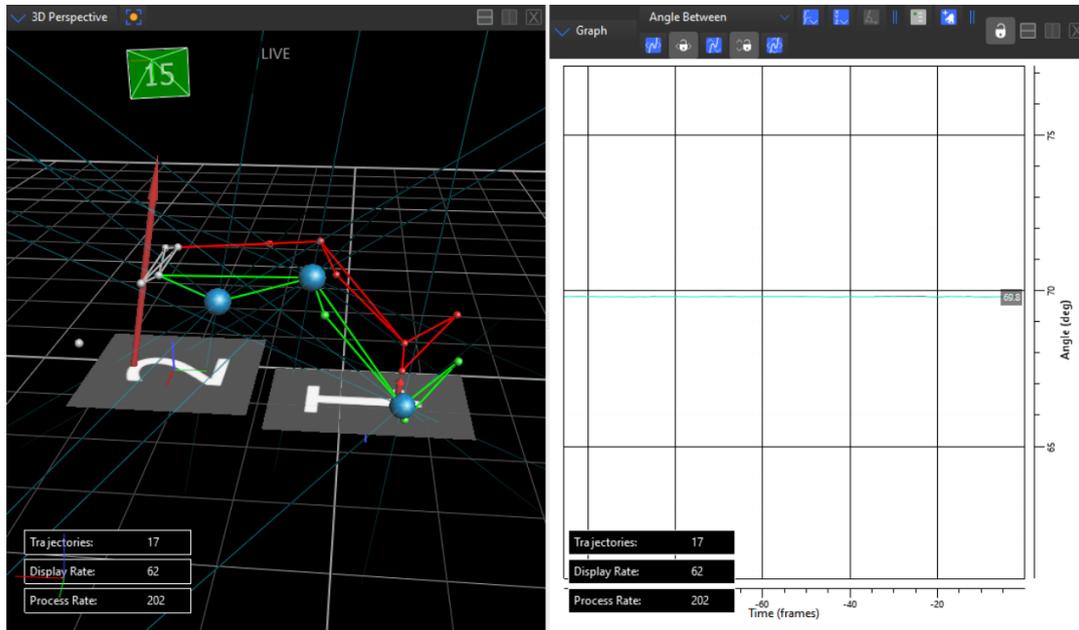


Abbildung 54: Echtzeitige Kniewinkelablesung in Vicon Nexus

4.5 Probandenkollektiv

Insgesamt haben 41 gesunde Probanden zwischen Juli und September 2021 am Hauptversuch teilgenommen. Laut Bubb (Bubb, 2003) ist eine Probandenzahl zwischen 30 und 50 erforderlich, "wenn unterschiedliche technische Auslegungsvarianten untereinander verglichen werden sollen" (S. 38). Die Körperhöhe der Probanden reichte vom 5. Perzentil der Frauen bis zum 95. Perzentil der Männer (Bezugsjahr 2025).

Die anthropometrischen Daten der Probanden wurden mithilfe eines Vitus XXL 3D Körperscanners (Human Solutions GmbH) in einer internen BMW-Datenbank erfasst. Die Basisinformationen der Probanden sind in Tabelle 12 aufgeführt, während Abbildung 55 die Verteilung des Alters und der Körpergröße in Perzentilen veranschaulicht.

Vor ihrer Teilnahme am Versuch verfügten alle Probanden über mindestens vier Jahre Fahre Erfahrung und hatten keine Verletzungen des Bewegungsapparates in den letzten 12 Monaten erlitten. Jeder Proband unterzeichnete vor dem Versuchsstart eine Einverständniserklärung (Anhang B) und das Protokoll wurde gemäß der Deklaration von Helsinki durchgeführt.

Tabelle 12: Basisinformationen der Probanden (N = 41)

	Alle	weiblich	männlich
N	41	16	25
Alter (Jahre alt)	41 ± 10	42 ± 9	41 ± 11
Körpergröße (cm)	177 ± 12	166 ± 7	184 ± 7
Gewicht (kg)	72 ± 16	57 ± 7	84 ± 10
BMI (kg/m ²)	23 ± 3	21 ± 2	25 ± 2
AROM Flexion Hüftgelenkwinkel (°)	131,0 ± 7,5	133,0 ± 7,8	130,7 ± 7,4
AROM Dorsiflexion Sprunggelenkwinkel (°)	16,3 ± 6,5	14,7 ± 6,2	16,4 ± 6,4
AROM Plantarflexion Sprunggelenkwinkel (°)	53,7 ± 12,0	62,9 ± 9,7	52,9 ± 12,1

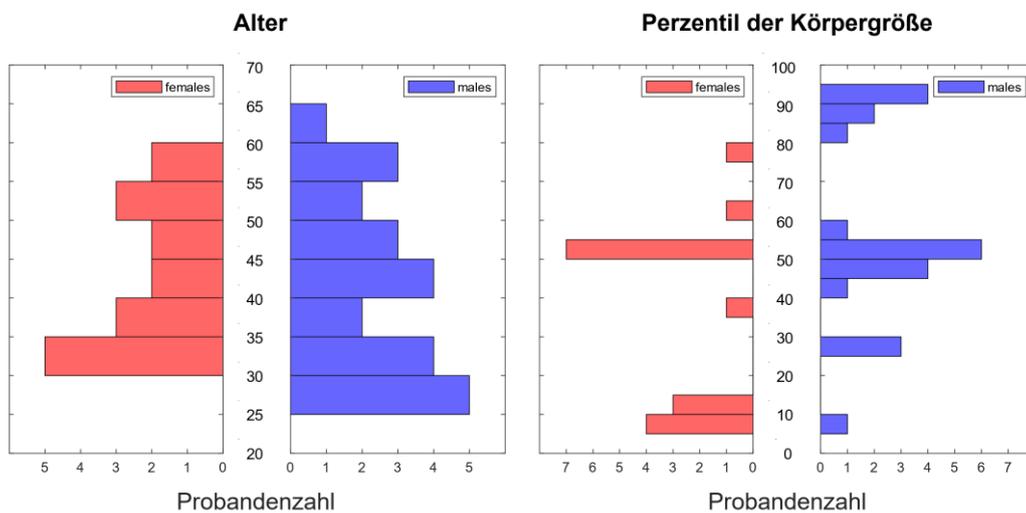


Abbildung 55: Verteilung des Alters und der Perzentile der Körpergrößen (N = 41)

4.6 Datenverarbeitung

Alle Vicon-Daten wurden zunächst mithilfe von MATLAB R2018b (Mathworks Inc.) und dem Biomechanical Toolkit (Tanaka et al., 2013) für weitere Verarbeitung aufbereitet. Die Datenkategorien, die zur Datenaufzeichnung verwendete Software und die Datenformate sind in Tabelle 13 aufgelistet. Der detaillierte Datenverarbeitungsprozess ist schematisch in Abbildung 56 dargestellt.

Die Datenverarbeitung entsprach größtenteils der Pilotstudie bis auf die folgenden Unterschiede:

- Normalisierung der EMG-Daten: Die Rohdaten der MVC-Messungen wurden analog zu den EMG-Daten verarbeitet und die Referenz zur Normalisierung der EMG-Daten war der Maximalwert der jeweiligen MVC-Messungen.
- Zeitfensterauswahl: Zum Vergleich der EMG- und Gelenkwinkel-Daten musste sichergestellt werden, dass Unterschiede in den Messwerten tatsächlich auf die Änderung der Körperhaltung zurückzuführen sind und nicht durch Variationen in der Pedalposition verursacht werden. Deshalb wurde das Zeitfenster so festgelegt, dass der RMSE des Pedalsignals im Vergleich zur

Zielkurve 5 % der Pedalbetätigung nicht überschritt. Es wurde festgestellt, dass das Zeitfenster zwischen der fünften und der achten Sekunde des jeweiligen Plateaus diese Anforderung am wahrscheinlichsten erfüllte.

Tabelle 13: Basisinformationen der Rohdaten zur Datenverarbeitung

	Software zum Aufzeichnen der Daten	Datenformat
EMG	Vicon Nexus	.c3d
Gelenkwinkel		
Pedalsignale		
Pedalsignale zum Synchronisieren	ProActive	.xlsx
Gelenkbewegungsumfang	Excel	
Diskomfortbewertung		
Anthropometrische Daten		

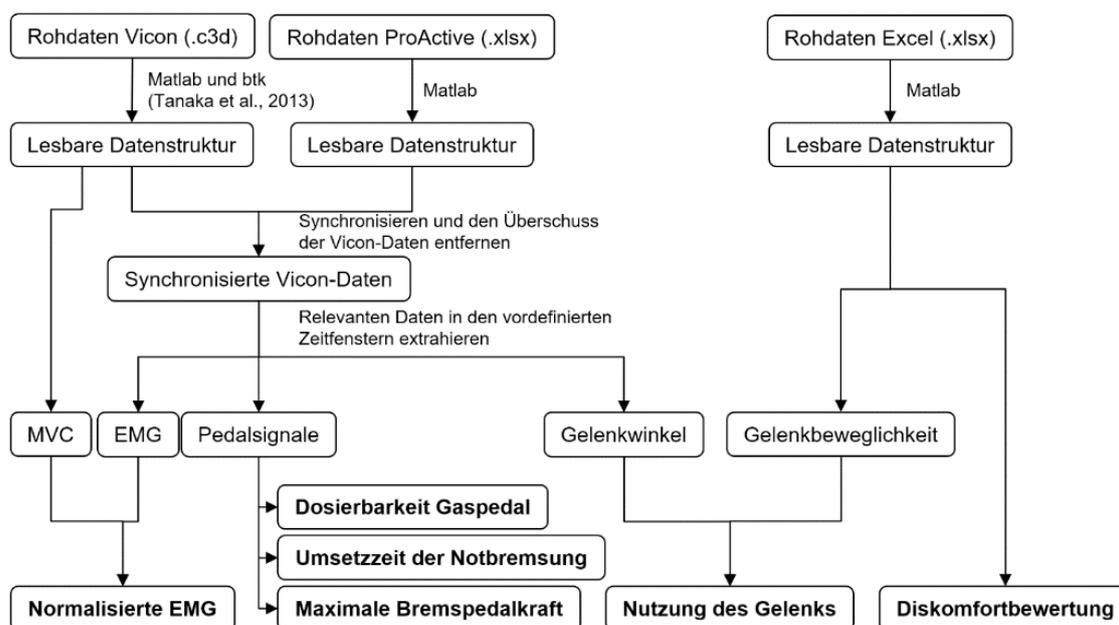


Abbildung 56: Flussdiagramm der Datenverarbeitung im Hauptversuch

4.7 Statistik

Die statistische Datenauswertung erfolgte mit SPSS Statistic 26 (IBM Corp., 2019) und mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ für alle Analysen.

rmANOVA

Für alle Messungen der verschiedenen Sitzpositionen wurde eine Zwei-Faktoren-ANOVA mit wiederholten Messungen (rmANOVA) angewendet. Im Vorfeld wurden unzumutbare Ausreißer ausgeschlossen, indem Werte, die mehr als das Dreifache der Standardabweichung betragen, entfernt

wurden. Zur Überprüfung der Normalverteilung wurde der Shapiro-Wilk-Test verwendet. Falls die Annahme der Sphärizität verletzt war, wurde eine Greenhouse-Geisser-Korrektur angewendet. Für paarweise Vergleiche wurde die Bonferroni-Korrektur angewendet. Wenn eine signifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren festgestellt wurde, wurden die einfachen Haupteffekte analysiert.

Neben F-Wert, Freiheitsgrad und p -Wert ergibt SPSS auch die Effektstärke η_p^2 (Partielles Eta-Quadrat). Die Formel zur Berechnung der Effektstärke lautet wie folgt:

$$\eta_p^2 = \frac{SS_{Effekt}}{SS_{Effekt} + SS_{Fehler}}$$

SS bezeichnet die Quadratsummen von Effekt und Fehler. Nach Cohen (1988) wurde die Effektstärke nach den folgenden Faustregeln kategorisiert:

- klein: $0,01 \leq \eta_p^2 < 0,06$
- mittel: $0,06 \leq \eta_p^2 < 0,14$
- groß: $0,14 \leq \eta_p^2$

Verallgemeinerte Schätzungsgleichung für die binären Rohdaten der lokalen Diskomfortbewertung

Da die Ergebnisse der Diskomfortbewertung für lokale Körperzonen binär waren (Diskomfort: "Ja" oder "Nein"), wurde statt M und SD die prozentualen Häufigkeiten des Diskomforts dargestellt. Da diese Daten nicht für eine rmANOVA geeignet sind (Bolker et al., 2009), wurde stattdessen eine verallgemeinerte Schätzungsgleichung (Engl.: Generalized Estimating Equations oder GEE) in SPSS (IBM Corp., 2019) für die statistische Analyse verwendet.

Die GEE-Methode analysiert, wie sich der Durchschnitt der AV eines Probanden mit den Prädiktorvariablen ändert, wobei die Korrelation zwischen wiederholten Messungen desselben Probanden im Laufe der Zeit berücksichtigt wird. GEE-Modelle eignen sich für die statistische Analyse korrelierter Daten, insbesondere für Messwiederholungen innerhalb eines Probanden, mit binären oder diskreten Ergebnissen (Zeger et al., 1988, zitiert nach Homish et al., 2010). Zur Durchführung einer GEE-Analyse in SPSS müssen die folgenden Schritte definiert werden (Stokes, 1999, zitiert nach Ballinger, 2004):

1. Verknüpfungsfunktion definieren: Für die AV „Diskomfortempfindung“ (Binomialverteilung) wurde die Logit-Verknüpfungsfunktion ausgewählt.
2. Arbeitskorrelationsstruktur wählen: Die Arbeitskorrelationsstruktur beschreibt die Beziehung zwischen den Beobachtungen, insbesondere die Messwiederholungen der Probanden. Hierbei wurden „austauschbare Korrelationsstruktur“ gewählt. Es bedeutet, dass die Korrelation zwischen den Beobachtungen gleich ist. Diese Arbeitskorrelationsstruktur wird empfohlen, solange keine "dramatischen Unterschiede" zwischen den Korrelationen bestehen (Agresti, 2002, S. 468). Unabhängig von der gewählten Korrelationsstruktur sind GEE-Modelle auch bei einer Fehlspezifikation robust genug (Agresti, 2002; Homish et al., 2010; Zeger & Liang, 1986).
3. Messwiederholung definieren: Hier nach Kniewinkel und H30.
4. Referenzkonfiguration definieren: Normalerweise kann entweder die erste Konfiguration oder die letzte Konfiguration als Referenz in SPSS definiert werden. Theoretisch ist es auch möglich, die Konfigurationen neu zu codieren und eine beliebige Konfiguration als Referenz festzulegen. In diesem Fall wurde der kleinste Kniewinkel von 110° und die kleinste H30 mit 205 mm als

Referenzkonfiguration definiert, mit denen die Effekte anderer Konfigurationen verglichen wurden. Die Kniewinkel (k) und die H30 (h) wurden wie folgt festgelegt: k0 = 110°, k1 = 120°, k2 = 130° und k3 = 140°, h0 = 205 mm, h1 = 255 mm und h2 = 315 mm.

Die Logit-Verknüpfungsfunktion modelliert die Eintrittswahrscheinlichkeit p des Ereignisses, in diesem Fall des Diskomforts, mit den jeweiligen Variablen Kniewinkel (k), H30 (h) und ihren Interaktionen (k*h) wie folgt:

$$\ln\left(\frac{p}{1-p}\right) = \beta_0 + \sum_{i=1}^3 \beta_{1i}k_i + \sum_{j=1}^2 \beta_{2j}h_j + \sum_{l=1}^3 \beta_{3l}k_l * h_1 + \sum_{m=1}^3 \beta_{4m}k_m * h_2$$

In einer anderen Notation:

$$p = \frac{\exp(\beta_0 + \sum_{i=1}^3 \beta_{1i}k_i + \sum_{j=1}^2 \beta_{2j}h_j + \sum_{l=1}^3 \beta_{3l}k_l * h_1 + \sum_{m=1}^3 \beta_{4m}k_m * h_2)}{1 + \exp(\beta_0 + \sum_{i=1}^3 \beta_{1i}k_i + \sum_{j=1}^2 \beta_{2j}h_j + \sum_{l=1}^3 \beta_{3l}k_l * h_1 + \sum_{m=1}^3 \beta_{4m}k_m * h_2)}$$

In diesem Fall bedeutet $p/(1-p)$ die Chance (Engl.: Odds). Es ist zu beachten, diesen Begriff von der Eintrittswahrscheinlichkeit p abzugrenzen. Ein weiterer wichtiger Begriff in der SPSS-Auswertung ist das Chancenverhältnis (Engl.: Odds Ratio oder OR), wenn die Chancen von zwei Konfigurationen miteinander verglichen werden.

Für die Inferenzstatistik der GEE werden zunächst die Signifikanz der Modelleffekte der Prädiktorvariablen präsentiert. Es folgt eine detaillierte Darstellung des OR und des p-Werts. Das OR beschreibt in diesem Fall das Verhältnis des Risikos für Diskomfort in einem bestimmten Körperbereich bei einer Konfiguration (Kniewinkel, H30 oder die Interaktion) im Vergleich zur Referenzkonfiguration (Kniewinkel = 110° oder H30 = 205 mm). Ein OR-Wert größer als eins bedeutet, dass die aktuelle Konfiguration eine höhere Chance für Diskomfort aufweist, im Gegensatz dazu und ein Wert kleiner als eins das Gegenteil.

5 Ergebnisse der Hauptstudie

Die Datenauswertung der Hauptstudie ist in drei Kapitel unterteilt, die sich mit der physischen Beanspruchung (Abschnitt 5.1), der subjektiven Diskomfortbewertung (Abschnitt 5.2) und der Leistung bei der Pedalbetätigung (Abschnitt 5.3) befassen. Abschließend wird die statistische Signifikanz der Auswirkungen von Kniewinkel und H30 auf alle AV zusammengefasst (Abschnitt 5.4).

In Tabelle 14 wird zunächst ein Überblick über die zu berichtenden AV gegeben. Die Ergebnisse werden durch den Einsatz von deskriptiver und inferenzieller Statistik präsentiert und anschließend kurz zusammengefasst.

Tabelle 14: Überblick der AV, der Einheit und der entsprechenden Hypothese

	Einheit	Hypothese
Gelenkwinkel	°	H1.1
Genutzter AROM	% AROM	H1.2
Normalisierte EMG-Aktivität	% MVC	
Globale Diskomfort-Empfindung	-	H1.3
Auftretenswahrscheinlichkeit des lokalen Diskomforts	%	
Bediengenaugigkeit des Gaspedals	%	H2.1
Umsetzzeit bei der Notbremsung	ms	H2.2
Maximale Bremspedalkraft	N	H2.3

Um die Darstellung der zwölf Sitzhaltungen (vier Kniewinkel \times drei Sitzhöhen) zu vereinfachen, werden diese durch spezifische Präfixe gekennzeichnet. Dabei steht "K" für Kniewinkel, gefolgt vom entsprechenden Winkelwert und "H" für H30-Werte, gefolgt vom entsprechenden H30-Wert, z. B. "K110" für einen Kniewinkel von 110° und "H205" für einen H30-Wert von 205 mm. Die kombinierte Konfiguration von Kniewinkel und H30-Wert wird durch einen Bindestrich verbunden, z. B. "K110-H205". Bevor die Ergebnisse präsentiert werden, ist es notwendig, die Ist-Kniewinkel bei der 1/3 Gaspedalposition mit den Soll-Kniewinkeln zu überprüfen. Im Gegensatz zur programmierten und vom VEMO exakt justierten Sitzhöhe wurde der Kniewinkel vor jedem Versuch manuell über die Sitzlängsverstellung eingestellt, wobei eine Toleranz von $\pm 1^\circ$ akzeptiert wurde (vgl. Abschnitt 4.4, Versuchsphase). Außerdem bewegt sich der Proband während des Versuchs im Sitz, was zu Änderungen der Gelenkwinkel führen kann.

In Tabelle A - 2 im Anhang werden die M und SD der Ist-Kniewinkel beim 1/3 getretenen Gaspedal dargestellt. Die größte Abweichung zwischen dem Ist- und Soll-Kniewinkel kann bei K140-H315 (M = 138,7°, SD = 3,9°) mit -1,3° festgestellt werden, während die kleinste Abweichung bei K140-H205 (M = 140,0°, SD = 3,1°) und K120-H255 (M = 120,0°, SD = 3,2°) bei 0° liegt.

Die durchgeführte zweifaktorielle rMANOVA ergibt einen signifikanten Unterschied im Ist-Kniewinkel mit hoher Effektstärke zwischen den vier Soll-Kniewinkeln, $F(2,18, 78,38) = 2648,23$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,99$. Es kann zudem ein signifikanter Unterschied mit geringerer Effektstärke zwischen den drei H30 festgestellt werden, $F(2, 72) = 9,12$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,20$. Es gibt keinen signifikanten Interaktionseffekt zwischen Kniewinkel und H30, $F(4,42, 158,95) = 0,88$, $p = 0,49$, $\eta_p^2 = 0,02$.

Paarweise Vergleiche zeigen (Tabelle A - 3), dass die Unterschiede der Ist-Kniewinkel zwischen allen vier Soll-Kniewinkeln signifikant sind ($p < 0,001$). Es kann daher bestätigt werden, dass die vorgegebenen Kniewinkel erreicht wurden und der Kniewinkel als UV betrachtet werden kann (Abbildung 57).

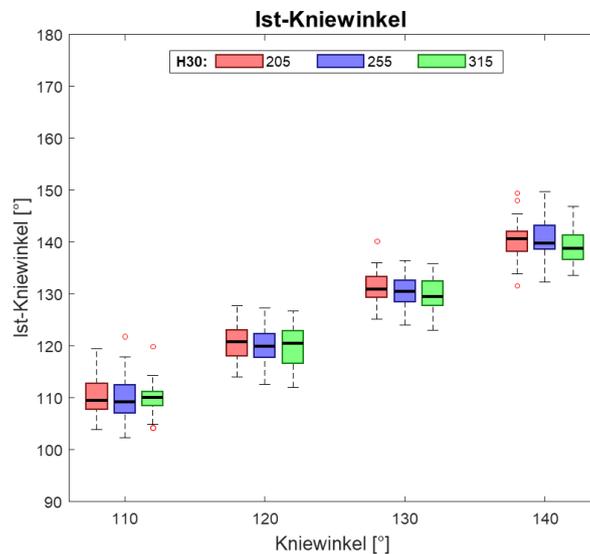


Abbildung 57: Ist-Kniewinkel in allen Sitzhaltungen (N = 37)

5.1 Physische Beanspruchungen

5.1.1 Gelenkwinkel und ausgenutzter Bewegungsumfang

Ein Überblick der M und SD der Hüft- und Sprunggelenkwinkel sowie der Ausnutzung der AROM bei 33 % Gaspedalposition ist in Tabelle A - 4 und Tabelle A - 5 im Anhang dargestellt. Im Folgenden wird nur der ausgenutzte AROM des Hüft- und Sprunggelenks ausführlich dargestellt.

Hüftgelenk

Der durchschnittlich größte ausgenutzte AROM des Hüftgelenkwinkels beträgt 61,8 % bei K110-H205 (SD = 8,1 %). Der durchschnittlich kleinste ausgenutzte AROM beträgt 42,9 % bei K140-H315 (SD = 9,7 %).

Die Ergebnisse der rMANOVA (Abbildung 58) zeigen einen signifikanten Unterschied im ausgenutzten AROM des Hüftgelenkwinkels zwischen den Kniewinkeln mit großer Effektstärke, $F(2,22, 82,02) = 405,18, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,92$ und einen signifikanten Unterschied zwischen den H30 mit großer Effektstärke, $F(1,68, 62,01) = 107,03, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,74$. Es gibt keinen signifikanten Interaktionseffekt zwischen Kniewinkel und H30 ($p = 0,76$).

Insgesamt deutet dies darauf hin, dass eine höhere und weiter hinten positionierte Sitzhaltung dazu führt, dass der AROM der Hüftgelenkflexion weniger beansprucht wird.

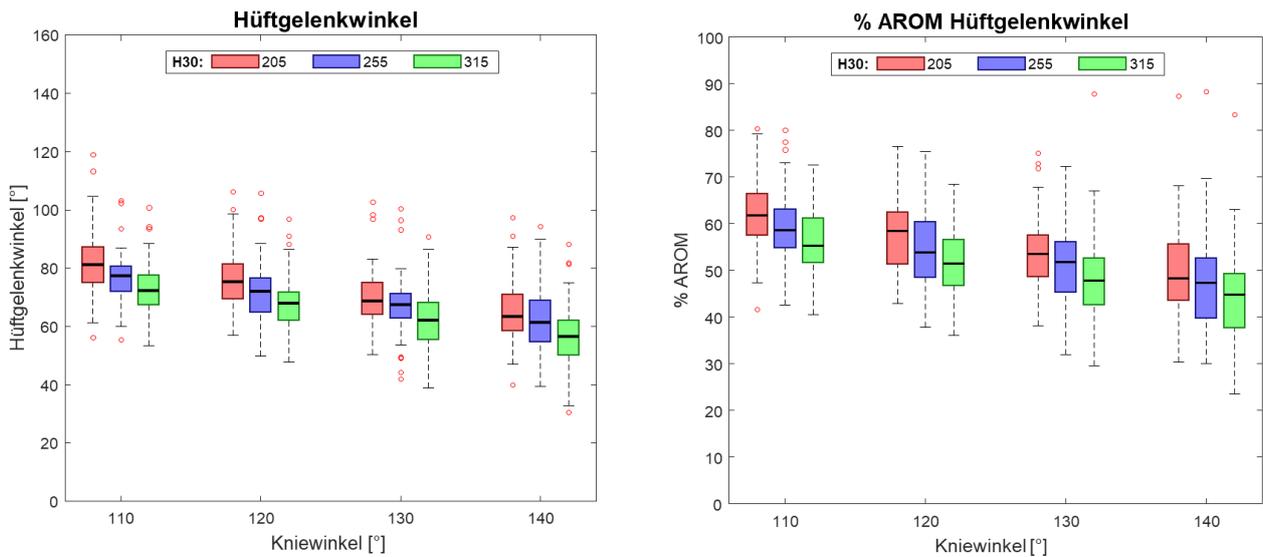


Abbildung 58: Hüftgelenkwinkel (links) und ausgenutzter AROM der Hüftgelenkflexion (rechts) in allen Sitzhaltungen (N = 38)

Sprunggelenk

Der Sprunggelenkwinkel wurde in Bezug auf die neutrale Fußposition gemessen, bei der der Sprunggelenkwinkel 0° beträgt. Ein positiver Wert zeigt Dorsiflexion an, während ein negativer Wert Plantarflexion bedeutet.

Der durchschnittlich am meisten ausgenutzte AROM des Sprunggelenkwinkels beträgt 105,9 % (SD = 55,9 %) des AROM der Dorsiflexion bei K110-H255. Der durchschnittlich am wenigsten ausgenutzte AROM ist -0,4 % (Plantarflexion) bei K140-H315 (SD = 19,6 %). Es ist wichtig zu beachten, dass fast die Hälfte der Probanden bei K110 mehr als 100 % AROM ausgenutzt hat und einige sogar mehr als 200 % AROM, was unrealistisch sein sollte. Es scheint, dass ein systematischer Fehler in der AROM-Messung vorliegt, der dazu führt, dass der tatsächliche AROM der Dorsiflexion in den Fahrerhaltungen größer ist als in der Messposition. Dies wird in Abschnitten 6.1 und 6.8 detailliert diskutiert.

Die Ergebnisse der rmANOVA (Abbildung 59) zeigen einen signifikanten Haupteffekt des Kniewinkels auf den ausgenutzten AROM des Sprunggelenks, $F(1,24, 44,63) = 169,59, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,82$. Es kann jedoch kein signifikanter Effekt von H30 festgestellt werden ($p = 0,51$). Dennoch ergibt sich eine signifikante Interaktion zwischen Kniewinkel und H30, $F(3,03, 109,18) = 3,04, p = 0,03, \eta_p^2 = 0,08$. Dies deutet darauf hin, dass die Auswirkungen der H30-Werte vom Kniewinkel abhängig sind. Die post-hoc-Vergleiche der einfachen Effekte zeigen, dass der ausgenutzte AROM der Dorsiflexion auf allen H30-Niveaus mit steigendem Kniewinkel abnimmt und sich in Richtung Plantarflexion bewegt. Aufgrund der signifikanten Interaktion hat H30 nur bei K140 eine signifikante Auswirkung auf den ausgenutzten AROM des Sprunggelenks.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass ein größerer Kniewinkel die Dorsiflexion des Sprunggelenks reduziert. Bei K140 resultiert dies auf H255 und H315 in einer neutralen Fußposition bis hin zu leichter Plantarflexion.

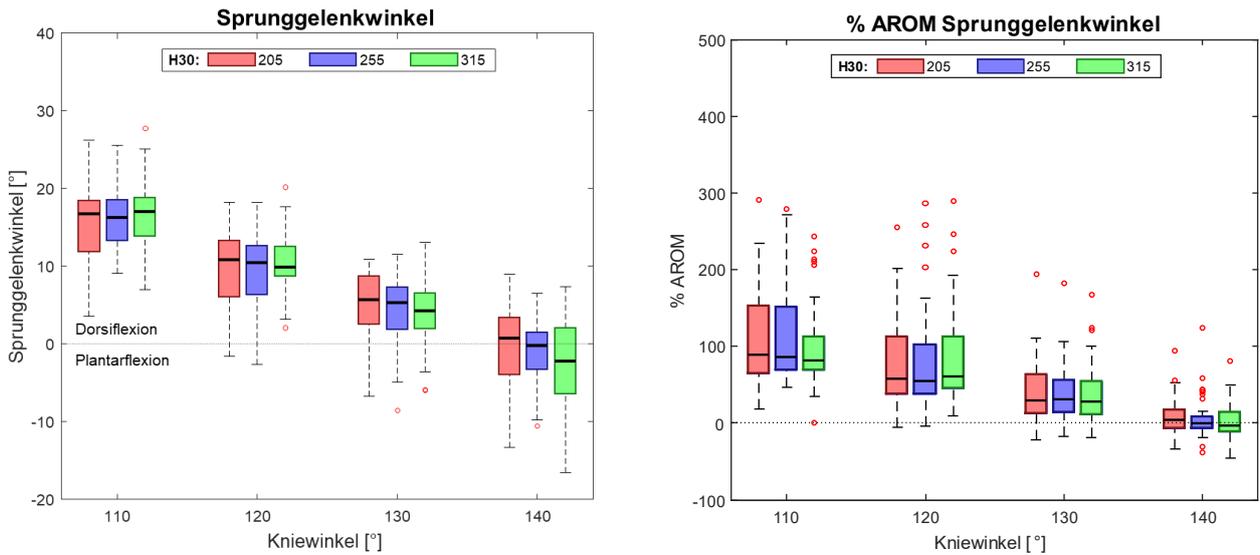


Abbildung 59: Sprunggelenkwinkel (links) und ausgenutzter AROM (rechts) des Sprunggelenks in allen Sitzhaltungen (N = 37). Positive Werte bedeuten Dorsiflexion und negative Werte Plantarflexion

5.1.2 Muskelaktivitäten

Die Muskelaktivitäten von RF, VL, VM, TA, GL und GM wurden in vier Szenarien analysiert: Fahren bei einem 33 % und 66 % getretenen Gaspedal sowie Bremsmanöver mit einer Pedalkraft von 45 N und 90 N. Tabelle A - 6 und Tabelle A - 7 im Anhang geben einen Überblick der normalisierten EMG-Aktivität (% MVC) der sechs Muskeln im jeweiligen Szenario.

Gaspedal 33 % getreten

Tabelle 15 veranschaulicht die durchschnittliche Muskelaktivität bei verschiedenen Sitzhaltungen bei einer 33 % Gaspedalweg. In Tabelle 16 sind die Ergebnisse der rmANOVA aufgeführt. In Abbildung 60 ist zu erkennen, dass die Sitzhaltungen die größte Auswirkung auf TA haben, was auch durch die rmANOVA-Ergebnisse bestätigt wird. Die Interaktion zwischen Kniewinkel und H30 ist in allen Muskeln nicht signifikant.

Tabelle 15: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (in Prozent der MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei 33 % Gaspedalweg

	RF	VL	VM	GL	GM	TA
M (%)	3,15	3,19	3,28	5,82	2,67	5,81
SD (%)	1,80	1,70	1,98	3,47	1,55	4,07

Tabelle 16: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihre Interaktion bei 33 % Gaspedalweg

Muskel	n	Faktoren	df	F	p	Sig,	η_p^2	Effektgröße
RF	36	Kniewinkel	(1,52, 53,26)	1,02	0,350		0,03	
		H30	(1,49, 52,06)	2,37	0,117		0,06	
		Kniewinkel × H30	(2,27, 79,37)	0,49	0,638		0,01	
VL	40	Kniewinkel	(2,04, 79,54)	0,65	0,527		0,02	
		H30	(2,00, 78,00)	4,21	0,018	*	0,10	mittel
		Kniewinkel × H30	(3,00, 116,82)	1,79	0,154		0,04	
VM	39	Kniewinkel	(3,00, 114,00)	3,26	0,024	*	0,08	mittel
		H30	(1,69, 64,18)	0,93	0,385		0,02	
		Kniewinkel × H30	(3,49, 132,68)	0,69	0,579		0,02	
GL	38	Kniewinkel	(1,80, 66,70)	4,79	0,014	*	0,11	mittel
		H30	(1,15, 42,63)	0,87	0,371		0,02	
		Kniewinkel × H30	(3,19, 117,98)	0,94	0,426		0,02	
GM	38	Kniewinkel	(2,13, 78,88)	1,60	0,206		0,04	
		H30	(1,18, 43,68)	0,27	0,645		0,01	
		Kniewinkel × H30	(2,30, 85,13)	1,02	0,373		0,03	
TA	40	Kniewinkel	(1,30, 50,59)	54,84	0,000	***	0,58	groß
		H30	(2,00, 78,00)	0,69	0,507		0,02	
		Kniewinkel × H30	(4,48, 174,68)	1,82	0,119		0,04	

* für $p < 0,05$, ** für $p < 0,01$ und *** für $p < 0,001$

Auf die TA-Aktivität hat der Kniewinkel einen signifikanten Einfluss ($p < 0,001$) und weist eine große Effektstärke auf ($\eta_p^2 = 0,58$). Die paarweisen Vergleiche nach der Bonferroni-Korrektur bestätigen, dass die Unterschiede in der TA-Aktivität zwischen allen Kniewinkeln signifikant sind ($p < 0,001$). Dies bedeutet, dass je größer der Kniewinkel ist, desto geringer wird der TA-Muskel aktiviert. Außerdem zeigt Abbildung 60 auch, dass die Varianz der TA-Aktivität bei steigendem Kniewinkel zunimmt.

Weiterhin können statistisch signifikante Unterschiede in der Aktivierung von VM ($p = 0,024$, $\eta_p^2 = 0,079$) und GL ($p = 0,014$, $\eta_p^2 = 0,115$) in Abhängigkeit vom Kniewinkel festgestellt werden. Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche von VM-Aktivitäten zeigen keine signifikanten Unterschiede in den MD zwischen den verschiedenen Kniewinkeln ($p > 0,05$). Die GL-Aktivitäten bei K110 sind zwar signifikant größer als bei K130, jedoch nur mit einem geringfügigen Unterschied (MD = 0,420 %, $p = 0,027$).

Der Einfluss von H30 ist nur auf VL signifikant mit mittlerer Effektstärke ($p = 0,018$, $\eta_p^2 = 0,10$). Die Differenz in der VL-Muskelaktivität zwischen den Sitzhöhen H205 und H315 ist signifikant, jedoch geringfügig (MD = 0,14 %, $p = 0,05$).

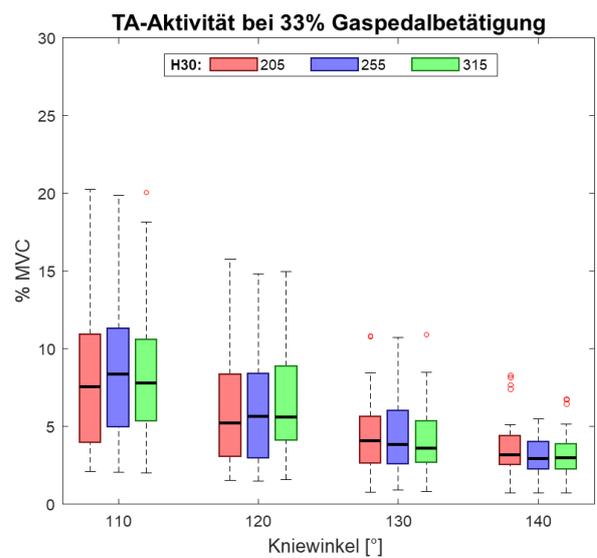
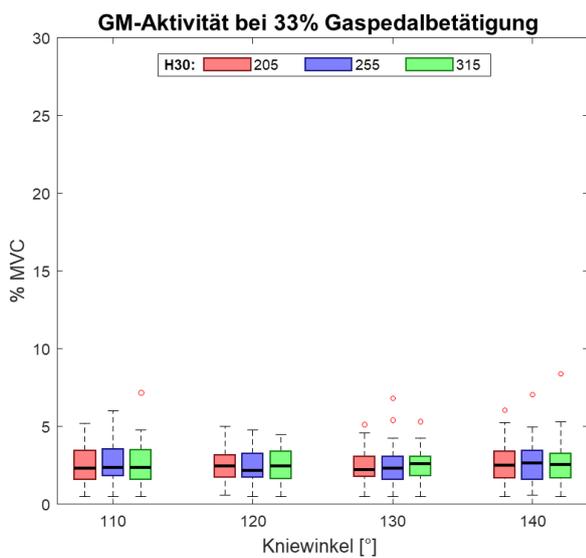
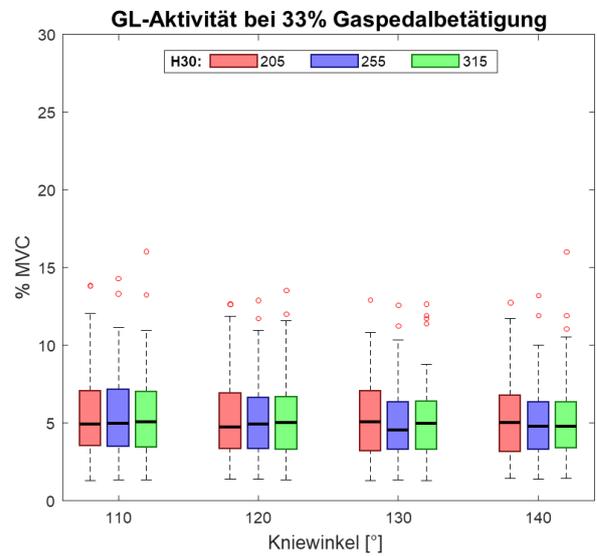
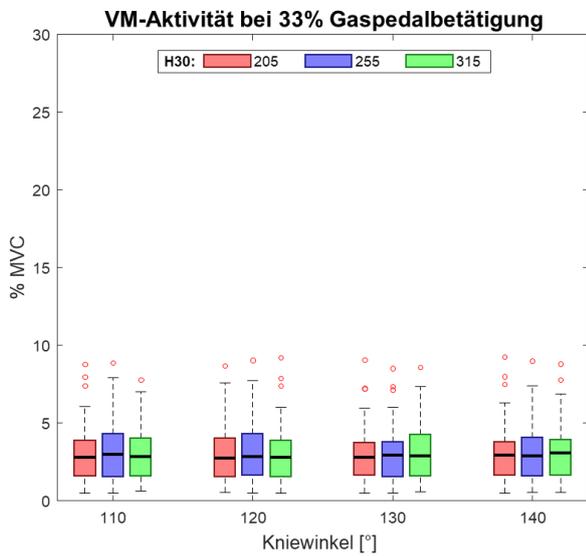
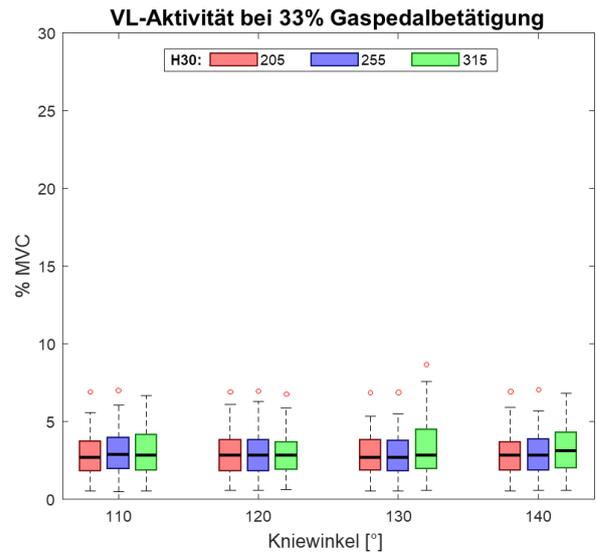
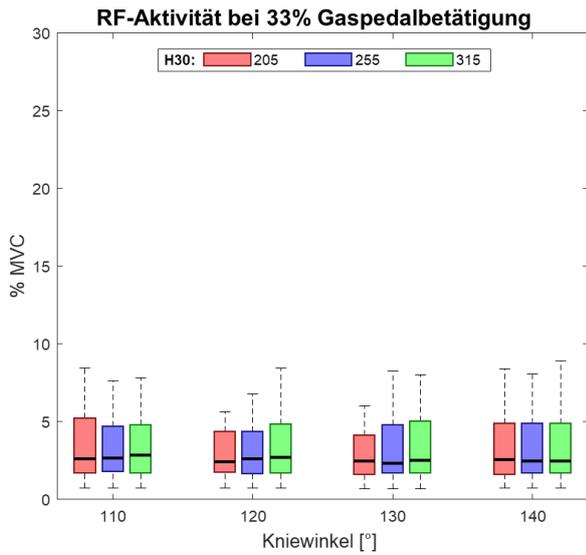


Abbildung 60: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 33 % Gaspedalweg. RF: N = 36; VL: N = 40; VM: N = 39; GL: N = 38; GM: N = 38; TA: N = 40

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass der Kniewinkel einen signifikanten Einfluss mit großer Effektstärke auf die TA-Aktivitäten hat. Der TA wird stärker aktiviert, wenn der Kniewinkel kleiner ist. Ebenso zeigen sich signifikante Effekte des Kniewinkels auf VM und GL, sowie von H30 auf VL. Allerdings sind die Effektgrößen eher mittelgroß.

Gaspedal 66 % getreten

Tabelle 17 veranschaulicht die durchschnittliche Muskelaktivität bei verschiedenen Sitzhaltungen bei einer 66 % Gaspedalweg. In Tabelle 18 sind die Ergebnisse der rmANOVA aufgeführt. Wie bei 33 % Gaspedalweg ist in Abbildung 61 zu erkennen, dass die Sitzhaltungen die größte Auswirkung auf TA haben. Allerdings sind die TA-Aktivitäten bei 66 % Gaspedalweg in allen Sitzhaltungen niedriger. Die Interaktion zwischen Kniewinkel und H30 ist in allen Muskeln nicht signifikant.

Die Ergebnisse zeigen, dass es signifikante Unterschiede in der TA-Aktivität bei unterschiedlichen Kniewinkeln mit großer Effektstärke gibt ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,36$). Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zeigen, dass die TA-Aktivität bei K110 signifikant höher ist als bei den anderen drei Winkeln ($p < 0,01$). Darüber hinaus ist sie bei K120 signifikant höher als bei K130 und K140 ($p < 0,05$).

Des Weiteren gibt es auch einen signifikanten Effekt vom Kniewinkel auf VM ($p = 0,040$, $\eta_p^2 = 0,08$) und GM ($p = 0,035$, $\eta_p^2 = 0,09$). Obwohl die Effektgrößen mittelgroß sind, zeigen jedoch die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche, dass es in den Muskeln VM und GM keine signifikanten Unterschiede in den EMG-Werten zwischen den Kniewinkeln gibt ($p > 0,05$).

Weiterhin gibt es auch signifikante Unterschiede in der VL-Aktivität ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,18$) und VM-Aktivität ($p = 0,020$, $\eta_p^2 = 0,11$) bei unterschiedlichen H30. Die Effektgrößen sind jeweils groß und mittel, aber die Unterschiede in der Muskelaktivität sind relativ klein. Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass die VL-Aktivität bei H315 um 0,21 % der MVC höher ist als bei H205 ($p = 0,003$) und die VM-Aktivität bei H315 um 0,05 % höher als bei H255 ($p = 0,012$).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die TA-Aktivität bei den Kniewinkeln K110 und K120 signifikant höher ist als bei den beiden anderen Kniewinkeln. Zudem können auch signifikante Unterschiede in der VL- und VM-Aktivität bei verschiedenen H30-Werten festgestellt werden. Allerdings sind diese Unterschiede geringfügig.

Tabelle 17: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (% MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei 66 % Gaspedalweg

	RF	VL	VM	GL	GM	TA
M (%)	3,25	3,29	3,31	5,92	2,76	3,61
SD (%)	1,92	1,74	2,00	3,61	1,65	2,06

Tabelle 18: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihre Interaktion bei einer 66 % Gaspedalweg

Muskel	n	Faktor	df	F	p	Sig,	η_p^2	Effektgröße
RF	38	Kniewinkel	(1,216, 45,004)	0,07	0,836		0,00	klein
		H30	(1,138, 42,110)	2,16	0,146		0,06	mittel
		Kniewinkel × H30	(2,716, 100,475)	0,75	0,511		0,02	klein
VL	40	Kniewinkel	(1,846, 72,003)	2,74	0,075		0,07	mittel
		H30	(2, 78)	8,65	0,000	***	0,18	groß
		Kniewinkel × H30	(2,905, 113,306)	2,24	0,089		0,05	klein
VM	38	Kniewinkel	(2,468, 91,322)	3,09	0,040	*	0,08	mittel
		H30	(1,544, 57,112)	4,70	0,020	*	0,11	mittel
		Kniewinkel × H30	(3,336, 123,443)	1,66	0,174		0,04	klein
GL	37	Kniewinkel	(1,898, 68,333)	1,12	0,329		0,03	klein
		H30	(1,190, 42,828)	0,60	0,469		0,02	klein
		Kniewinkel × H30	(2,339, 84,212)	0,70	0,522		0,02	klein
GM	38	Kniewinkel	(1,861, 68,874)	3,63	0,035	*	0,09	mittel
		H30	(1,223, 45,252)	0,43	0,554		0,01	klein
		Kniewinkel × H30	(2,577, 95,356)	0,43	0,705		0,01	klein
TA	35	Kniewinkel	(1,600, 54,387)	18,81	0,000	***	0,36	groß
		H30	(1,580, 53,732)	0,22	0,753		0,01	klein
		Kniewinkel × H30	(3,088, 105,005)	0,28	0,846		0,01	klein

* für $p < 0,05$, ** für $p < 0,01$ und *** für $p < 0,001$

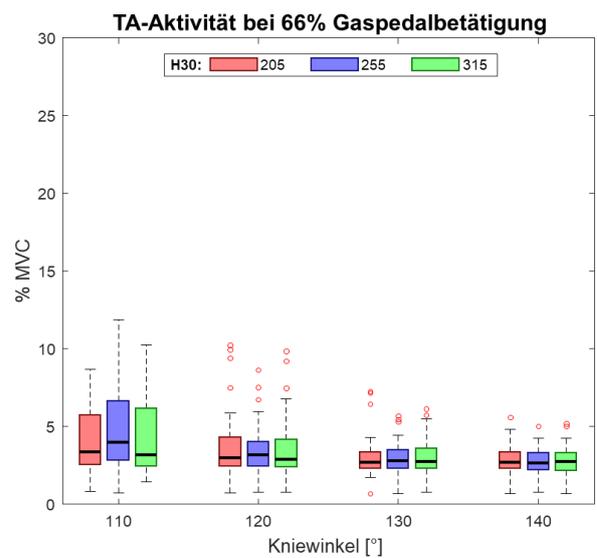
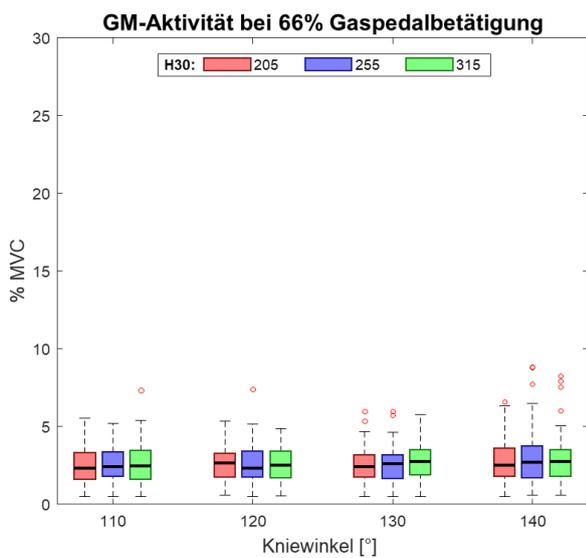
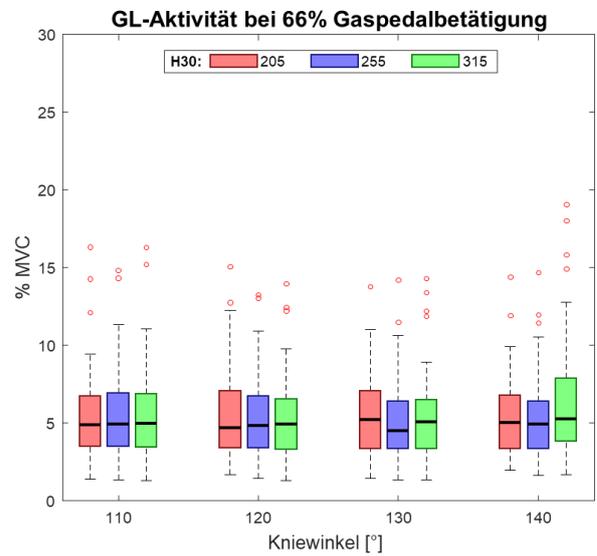
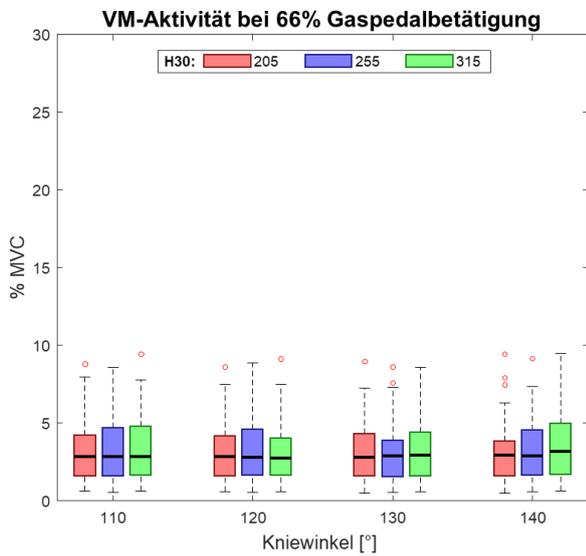
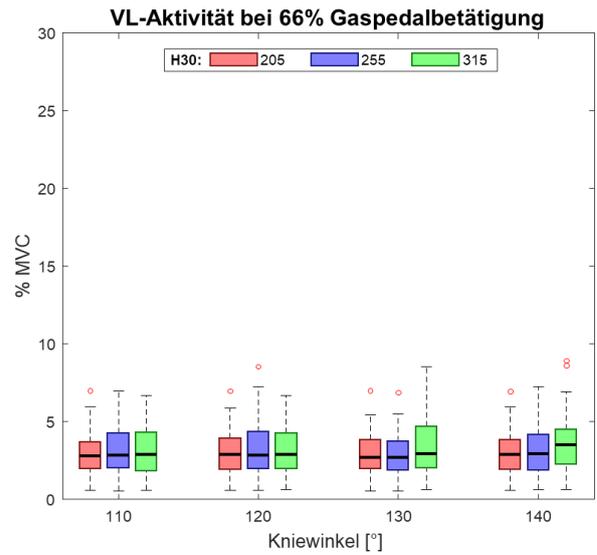
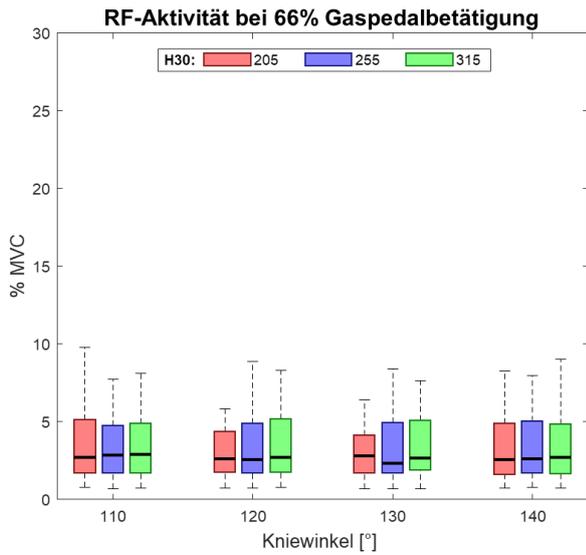


Abbildung 61: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 66 % Gaspedalweg. RF: N = 38; VL: N = 40; VM: N = 38; GL: N = 37; GM: N = 38; TA: N = 35

Bremspedalkraft 45 N

Die durchschnittlichen EMG-Werte der sechs Muskeln in allen Sitzhaltungen mit einer Bremspedalkraft von 45 N sind in Tabelle 19 dargestellt. In Tabelle 20 sind die Ergebnisse der rmANOVA aufgeführt. In Abbildung 62 ist zu erkennen, dass die Bremspedalbetätigung im Vergleich zur Gaspedalbetätigung eine stärkere Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur hervorruft, während der Muskel TA kaum aktiviert wurde. Diese Beobachtung kann auch durch die rmANOVA bestätigt werden.

Der Kniewinkel hat einen signifikanten Effekt auf die RF-Aktivität ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,40$). Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zeigen, dass die RF-Aktivität bei K110 jeweils um 1,08 %, 2,10 % und 2,95 % höher ist als bei K120 ($p = 0,02$), K130 ($p < 0,001$) und K140 ($p < 0,001$). Bei K120 ist die RF-Aktivität jeweils um 1,02 % und 1,87 % höher als bei K130 ($p = 0,003$) und K140 ($p < 0,001$). Bei K130 ist die RF-Aktivität um 0,85 % höher als bei K140 ($p = 0,009$).

Der Kniewinkel hat auch einen signifikanten Effekt auf die Muskelaktivitäten von VL ($p = 0,015$, $\eta_p^2 = 0,10$), VM ($p = 0,009$, $\eta_p^2 = 0,13$) und GM ($p = 0,035$, $\eta_p^2 = 0,11$). Zudem gibt es noch einen signifikanten Interaktionseffekt auf VL, was bedeutet, dass der Einfluss des Kniewinkels auf verschiedenen H30-Niveaus unterschiedlich ist. Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass die VL-Aktivität bei K110 jeweils um 0,26 % und 0,40 % größer als bei K120 ($p = 0,013$) und K130 ($p = 0,018$) ist und die VM-Aktivität bei K110 um 0,39 % größer als bei K130 ($p = 0,017$) ist. Jedoch gibt es bei GM keine signifikanten Unterschiede in den paarweisen Vergleichen zwischen den vier Kniewinkeln ($p > 0,05$).

Zusätzlich zeigen die Ergebnisse einen signifikanten Effekt von H30 auf die EMG-Werte von VL ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,22$) und VM ($p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,19$) mit großer Effektstärke. Jedoch sind die Unterschiede zwischen verschiedenen H30 klein. Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass die VL-Aktivität auf H315 um 0,53 % größer als auf H205 ($p = 0,001$) und um 0,30 % größer als auf H255 ($p = 0,017$) ist. Ähnlich ist die VM-Aktivität auf H315 um 0,38 % größer als auf H205 ($p = 0,003$) und um 0,29 % größer als auf H255 ($p = 0,021$).

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass der Kniewinkel einen signifikanten Effekt auf die RF-Aktivität hat. Ein kleinerer Kniewinkel wie 110° führt zu einer höheren Aktivität. Darüber hinaus wurden auch signifikante Auswirkungen von Kniewinkel und H30 auf die Aktivitäten von VL, VM und GM gefunden, jedoch sind diese Effekte geringfügig.

Tabelle 19: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (% MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei 45 N Bremspedalkraft

	RF	VL	VM	GL	GM	TA
M (%)	5,12	3,94	3,87	6,32	3,15	2,88
SD (%)	1,29	2,39	2,39	3,86	2,02	1,29

Tabelle 20: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion bei 45 N Bremspedalkraft

Muskel	n	Faktor	df	F	p	Sig,	η_p^2	Effektgröße
RF	33	Kniewinkel	(1,45, 46,36)	21,66	0,000	***	0,40	groß
		H30	(2,00, 64,00)	2,66	0,078		0,08	
		Kniewinkel × H30	(4,10, 131,21)	0,14	0,971		0,00	
VL	39	Kniewinkel	(2,06, 78,15)	4,38	0,015	*	0,10	mittel
		H30	(2,00, 76,00)	10,99	0,000	***	0,22	groß
		Kniewinkel × H30	(3,72, 141,32)	2,52	0,048	*	0,06	mittel
VM	36	Kniewinkel	(2,02, 70,81)	5,04	0,009	**	0,13	mittel
		H30	(2,00, 70,00)	8,42	0,001	***	0,19	groß
		Kniewinkel × H30	(1,74, 60,86)	0,58	0,541		0,02	
GL	40	Kniewinkel	(2,13, 82,92)	1,13	0,330		0,03	
		H30	(1,53, 59,59)	0,57	0,522		0,01	
		Kniewinkel × H30	(3,15, 122,93)	1,22	0,307		0,03	
GM	38	Kniewinkel	(1,17, 43,44)	4,45	0,035	*	0,11	mittel
		H30	(1,49, 55,30)	0,06	0,894		0,00	
		Kniewinkel × H30	(2,77, 102,44)	0,76	0,508		0,02	
TA	35	Kniewinkel	(2,27, 77,22)	2,26	0,104		0,06	
		H30	(1,47, 49,89)	1,27	0,281		0,0	
		Kniewinkel × H30	(2,87, 97,59)	1,59	0,199		0,04	

* für $p < 0,05$, ** für $p < 0,01$ und *** für $p < 0,001$

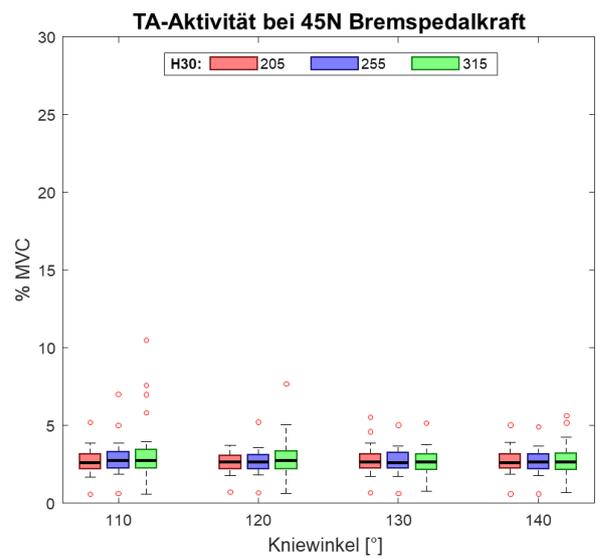
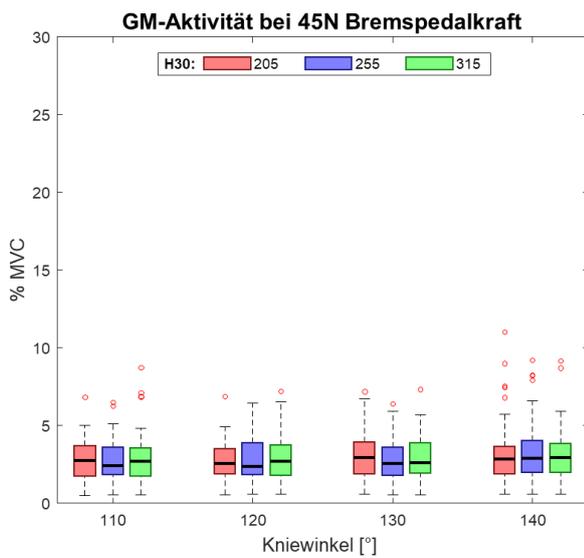
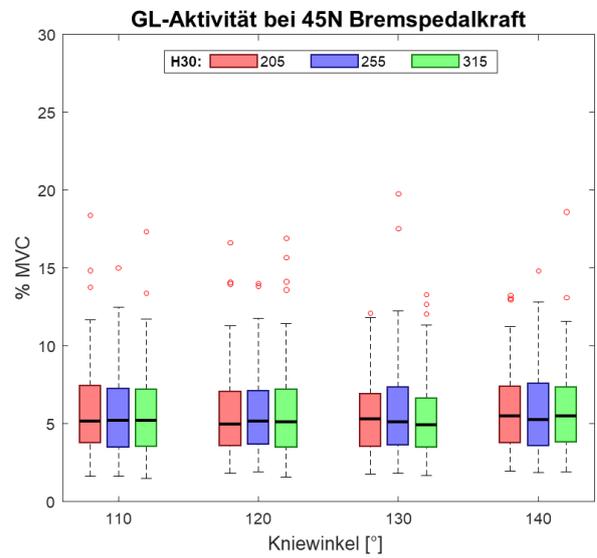
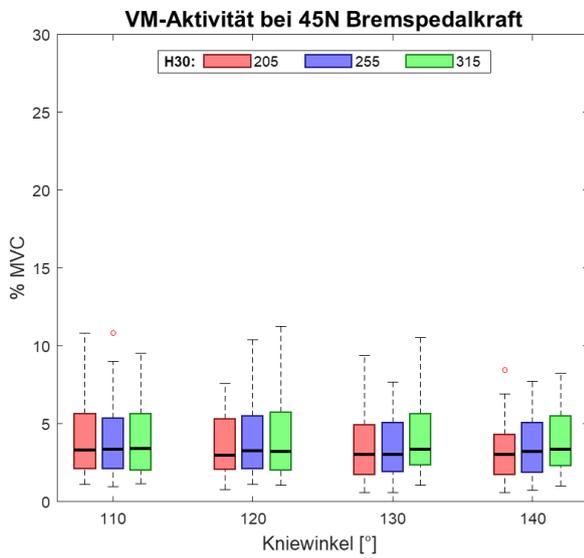
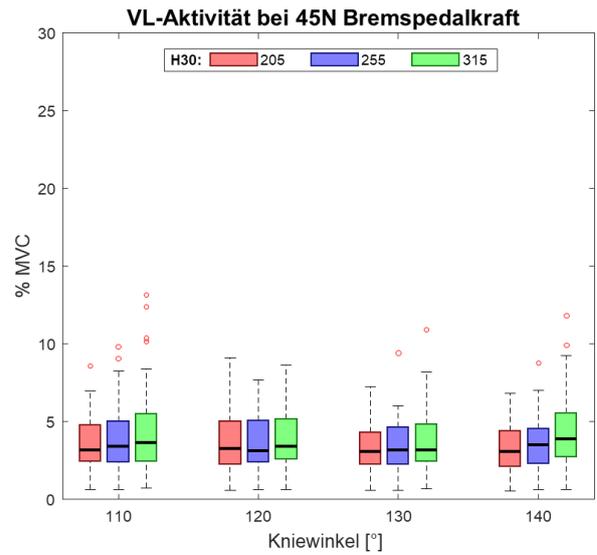
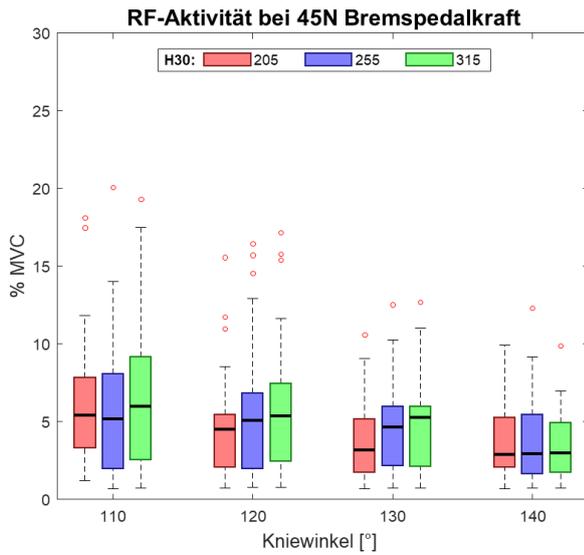


Abbildung 62: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 45 N Bremspedalkraft. RF: N = 33; VL: N = 39; VM: N = 36; GL: N = 40; GM: N = 38; TA: N = 35

Bremspedalkraft 90 N

Die durchschnittlichen EMG-Werte der sechs Muskeln in allen Sitzhaltungen mit einer Bremspedalkraft von 90 N sind in Tabelle 21 dargestellt. In Tabelle 22 sind die Ergebnisse der rmANOVA aufgeführt. In Abbildung 63 ist zu erkennen, dass die Bremspedalkraft von 90 N mehr Muskelaktivitäten verursacht hat.

Der Kniewinkel hat einen signifikanten Effekt auf die RF-Aktivität ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,48$), wobei hier die Effektstärke am größten ist. Bei H30 kann kein signifikanter Effekt festgestellt werden ($p > 0,05$). Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zeigen, dass die RF-Aktivität bei K110 um 1,68 %, 2,40 % und 3,41 % höher ist als bei K120, K130 und K140 ($p < 0,001$). Im Vergleich zu K120 ist die Aktivität um 0,72 % und 1,73 % höher als bei K130 und K140 ($p < 0,05$). Bei K130 ist sie wiederum um 1,01 % höher als bei K140 ($p = 0,01$). Dies zeigt, dass die RF-Aktivität zunimmt, wenn der Kniewinkel kleiner wird.

Die Ergebnisse zeigen noch, dass der Kniewinkel einen signifikanten Effekt auf die VL-Aktivität hat ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,32$). Ebenso kann ein signifikanter Effekt von H30 beobachtet werden ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,44$). Es kann auch eine signifikante Interaktion zwischen dem Kniewinkel und H30 im VL festgestellt werden ($p = 0,011$, $\eta_p^2 = 0,09$), was darauf hindeutet, dass der Einfluss des Kniewinkels auf die verschiedenen H30-Niveaus unterschiedlich ist. Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zeigen, dass bei K120 die EMG-Aktivität beim einem H315 signifikant höher ist als bei H205 (MD = 0,76 %, $p = 0,001$). Bei K130 ist die EMG-Aktivität bei H315 signifikant höher als bei H205 (MD = 1,52 %, $p < 0,001$) und bei H255 (MD = 0,96 %, $p < 0,001$). Ähnlich ist bei K140 die EMG-Aktivität bei H315 signifikant höher als bei H205 (MD = 1,93 %, $p < 0,001$) und bei H255 (MD = 1,08 %, $p < 0,001$).

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Effekt der Sitzhöhe auf die VL-Aktivität stärker wird, wenn sich die Sitzposition weiter vom Bremspedal entfernt.

Der Kniewinkel hat einen signifikanten Effekt ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,45$) und H30 ebenfalls einen signifikanten Effekt ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,31$) auf die VM-Aktivität. Es kann eine signifikante Interaktion zwischen dem Kniewinkel und H30 auf die VM-Aktivität festgestellt werden ($p = 0,028$, $\eta_p^2 = 0,09$). Dies deutet darauf hin, dass die Auswirkung des Kniewinkels auf die VM-Aktivität bei verschiedenen H30-Werten unterschiedlich ist. Konkret zeigt es, dass die VM-Aktivität mit zunehmendem Kniewinkel (weiter hinten sitzen) abnimmt. Zusätzlich können bei H255 signifikante Unterschiede in der VM-Aktivität zwischen allen vier Kniewinkeln festgestellt werden ($p < 0,05$), mit Ausnahme des Vergleichs zwischen K130 und K140. Bei H315 ist die VM-Aktivität nur bei K110 signifikant größer als bei den anderen drei Kniewinkeln ($p < 0,05$).

Der Kniewinkel hat einen signifikanten Effekt auf die GL-Aktivität ($p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,24$). H30 zeigt jedoch keinen signifikanten Effekt ($p > 0,05$). Paarweise Vergleiche zeigen, dass die GL-Aktivität bei K140 deutlich höher ist als bei den anderen Winkeln. Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zeigen, dass diese Unterschiede im Vergleich zum EMG-Wert bei K110 (MD = 1,77 %, $p = 0,006$), K120 (MD = 1,85 %, $p = 0,004$) und K130 (MD = 1,59 %, $p = 0,018$) signifikant sind. Dies bedeutet eine deutlich erhöhte GL-Aktivität bei K140.

Die rmANOVA zeigt einen signifikanten Effekt des Kniewinkels auf die GM-Aktivität ($p = 0,003$, $\eta_p^2 = 0,22$). H30 hat keinen signifikanten Effekt ($p > 0,05$). Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zeigen, dass die EMG-Werte bei K140 signifikant höher sind als bei K110 (MD = 2,27 %, $p = 0,024$),

bei K120 (MD = 2,39 %, $p = 0,014$) und bei K130 (MD = 1,94 %, $p = 0,015$). Dies deutet auf eine deutlich erhöhte GM-Aktivität bei K140 hin.

Zusammenfassend lässt sich beobachten, dass die EMG-Aktivität bei der Bremspedalkraft von 90 N höher liegt als bei der Bremspedalkraft von 45 N. Der Kniewinkel hat signifikante Effekte auf die Aktivitäten von RF, VL, VM, GL und GM. H30 hat signifikante Auswirkungen auf die Aktivitäten von VL und VM, aufgrund des Interaktionseffekts eher mit größeren Kniewinkeln. In der Oberschenkelmuskulatur führt ein kleinerer Kniewinkel zu höherer Muskelaktivität, im Wadenmuskel nur bei K140.

Tabelle 21: Durchschnittliche normalisierte EMG-Werte (% MVC) in allen zwölf Konfigurationen und Standardabweichungen der sechs gemessenen Muskeln bei Bremspedalkraft 90 N

	RF	VL	VM	GL	GM	TA
M (%)	5,25	5,71	5,42	7,16	4,09	3,05
SD (%)	3,88	3,29	3,22	4,63	3,57	1,56

Tabelle 22: Übersicht der Ergebnisse der rmANOVA von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion bei 90 N Bremspedalkraft

Muskel	n	Faktor	df	F	p	Sig.	η_p^2	Effektgröße
RF	35	Kniewinkel	(1,55, 52,56)	31,78	0,000	***	0,48	groß
		H30	(2,00, 68,00)	2,56	0,085		0,07	
		Kniewinkel × H30	(4,22, 143,44)	0,17	0,959		0,00	
VL	38	Kniewinkel	(1,83, 67,62)	17,14	0,000	***	0,32	groß
		H30	(2,00, 74,00)	28,51	0,000	***	0,44	groß
		Kniewinkel × H30	(3,86, 142,83)	3,44	0,011	*	0,09	mittel
VM	34	Kniewinkel	(1,28, 42,13)	27,37	0,000	***	0,45	groß
		H30	(1,91, 62,98)	14,50	0,000	***	0,31	groß
		Kniewinkel × H30	(2,54, 83,72)	3,40	0,028	*	0,09	mittel
GL	37	Kniewinkel	(1,27, 45,80)	11,28	0,001	***	0,24	groß
		H30	(1,31, 47,24)	0,30	0,647		0,01	
		Kniewinkel × H30	(1,48, 53,14)	1,35	0,264		0,04	
GM	36	Kniewinkel	(1,06, 37,02)	9,98	0,003	**	0,22	groß
		H30	(1,53, 53,66)	0,14	0,817		0,00	
		Kniewinkel × H30	(1,64, 57,46)	1,10	0,330		0,03	
TA	39	Kniewinkel	(2,57, 97,55)	1,48	0,229		0,04	
		H30	(1,63, 61,90)	1,19	0,304		0,03	
		Kniewinkel × H30	(2,54, 96,64)	1,18	0,320		0,03	

* für $p < 0,05$, ** für $p < 0,01$ und *** für $p < 0,001$

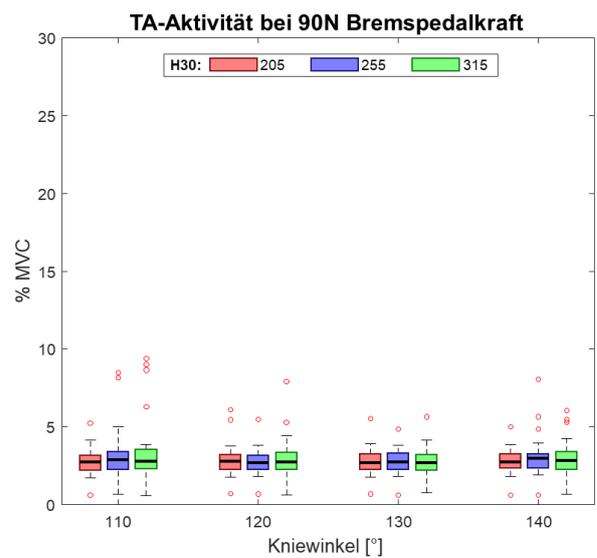
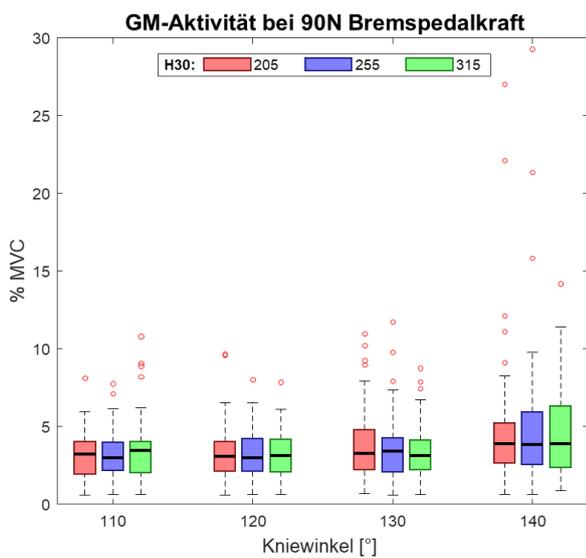
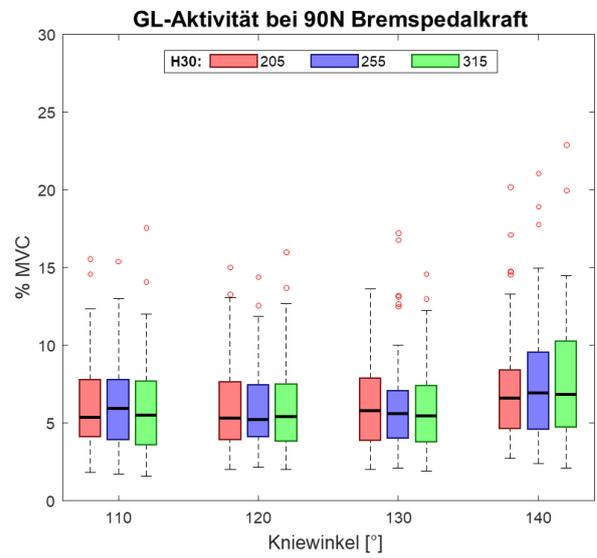
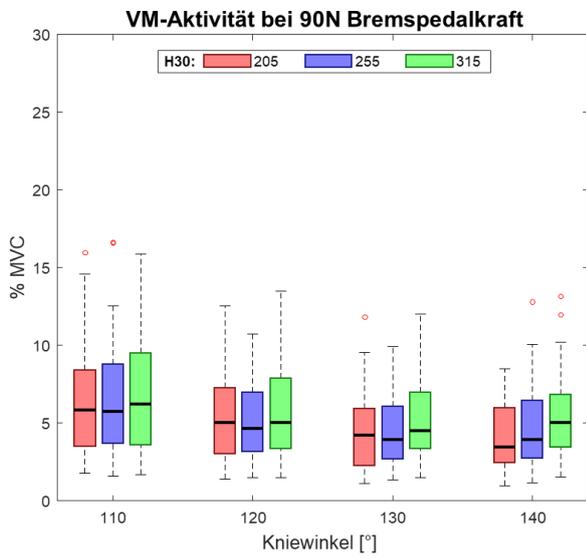
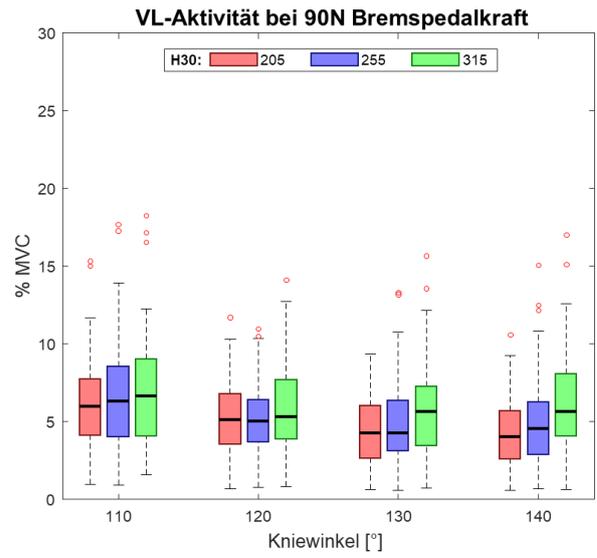
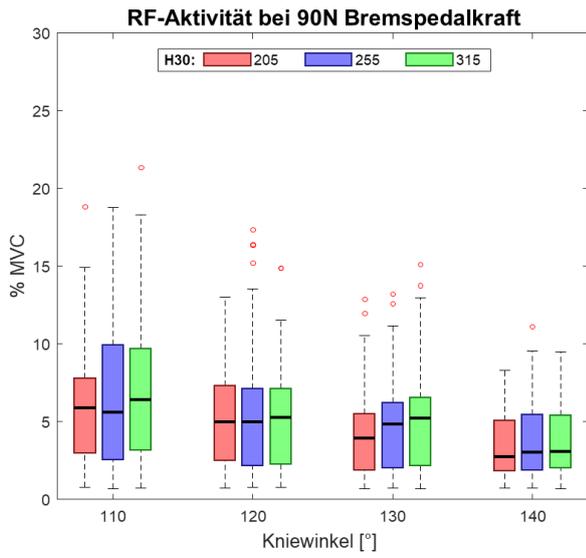


Abbildung 63: EMG-Werte der sechs untersuchten Muskeln bei 90 N Bremspedalkraft. RF: N = 35; VL: N = 38; VM: N = 34; GL: N = 37; GM: N = 36; TA: N = 39

5.2 Diskomfortempfindungen

5.2.1 Globale Diskomfortbewertung

Im Rahmen dieser Studie wurde die globale Diskomfortbewertung der rechten unteren Extremität inklusive des unteren Rückens untersucht. Die Ergebnisse sind in Tabelle A - 8 aufgeführt.

Abbildung 64 zeigt, dass die durchschnittlich schlechteste globale Diskomfortbewertung von 3,0 (SD = 1,3), also mittlerer Diskomfort, bei K110-H205 erreicht wurde. Die durchschnittlich beste globale Diskomfortbewertung von 1,0 (SD = 0,9), also sehr leichter Diskomfort, wurde bei K130-H205 erreicht. Dies kann durch die rmANOVA bestätigt werden.

Die Ergebnisse der rmANOVA zeigen, dass es einen signifikanten Effekt des Kniewinkels auf die globale Diskomfortbewertung gibt, $F(1,95, 76,11) = 28,42, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,42$. Es gibt keinen signifikanten Effekt des H30 ($p = 0,58$). Jedoch gibt es einen signifikanten Interaktionseffekt zwischen den beiden Faktoren, $F(6, 234) = 4,84, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,11$. Dies bedeutet, dass der Kniewinkel auf verschiedenen H30-Niveaus unterschiedliche Auswirkungen hat. Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass die durchschnittliche Diskomfortbewertung auf H205 bei K110 signifikant schlechter ist als bei K120 (MD = 1,59, $p < 0,001$), K130 (MD = 2,00, $p < 0,001$) und K140 (MD = 1,14, $p = 0,007$). Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Bewertungen bei K120 und K130 ($p > 0,05$). Weiterhin ist die Bewertung bei K140 signifikant schlechter als bei K130 (MD = 0,86, $p < 0,001$).

Die durchschnittliche Diskomfortbewertung auf H255 bei K110 ist signifikant schlechter als bei K120 (MD = 1,74, $p < 0,001$), K130 (MD = 1,48, $p < 0,001$) und K140 (MD = 0,81, $p = 0,047$). Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Bewertungen bei K120 und K130. Jedoch ist die Bewertung bei K140 signifikant schlechter als bei K120 (MD = 0,93, $p = 0,010$) und K130 (MD = 0,66, $p = 0,041$). Dies bestätigt auch den Interaktionseffekt, mit zunehmender Sitzhöhe wurde der Bewertungsunterschied zwischen K140 und K120 größer.

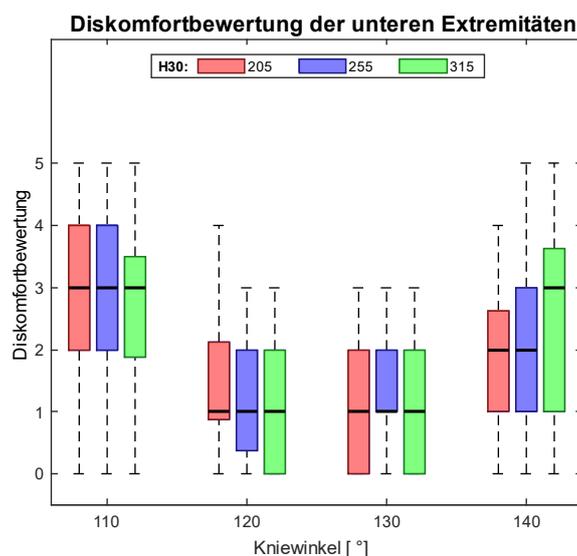


Abbildung 64: Globale Diskomfortbewertungen der unteren Extremitäten einschließlich des unteren Rückens in allen Sitzhaltungen (N = 41). Bedeutung der Diskomfortbewertung: 0 = „Kein Diskomfort“; 1 = „Sehr leichter Diskomfort“; 2 = „Leichter Diskomfort“; 3 = „Mittlerer Diskomfort“; 4 = „Starker Diskomfort“; 5 = „Sehr starker Diskomfort“

Die durchschnittliche Diskomfortbewertung auf H315 bei K110 ist signifikant schlechter als bei K120 (MD = 1,49, $p < 0,001$) und K130 (MD = 1,51, $p < 0,001$). Aber anders als auf H205 und H255 gibt es keinen signifikanten Bewertungsunterschied zwischen K110 und K140, was auch dem Interaktionseffekt entspricht.

Insgesamt lässt sich zusammenfassen, dass der Kniewinkel einen signifikanten Einfluss auf die globale Diskomfortbewertung hat, der jedoch von der Sitzhöhe abhängt. Je höher man sitzt, desto stärkerer Diskomfort wird bei K140 verursacht.

5.2.2 Lokale Diskomfortbewertung

Die lokale Diskomfortbewertung der verschiedenen Körperbereiche wurde binär erfasst („Diskomfort aufgetreten“ oder „kein Diskomfort aufgetreten“; vgl. Abschnitt 4.7) und wird daher in Prozentangaben anstatt Mittelwert und Standardabweichung dargestellt. Abbildung 65 zeigt als Heatmap die Auftretenswahrscheinlichkeit des Diskomforts in den einzelnen Körperbereichen für alle Sitzhaltungen. Durch die Kombination von Body-Map und Heatmap in Abbildung 66 wird diese Auftretenswahrscheinlichkeit des Diskomforts in den jeweiligen Körperzonen für alle Sitzhaltungen veranschaulicht.

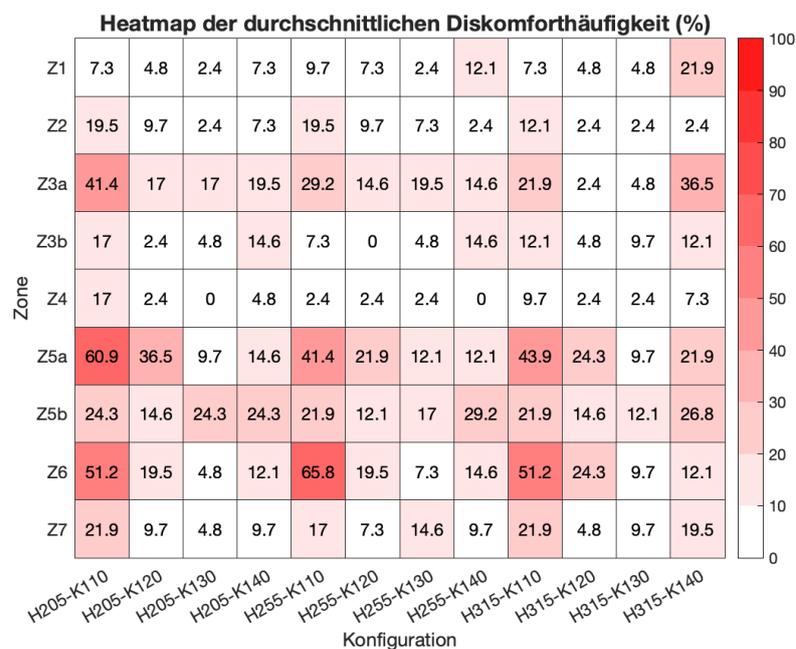


Abbildung 65: Heatmap der jeweiligen Körperzonen, eingefärbt mit den durchschnittlichen Diskomfort-Häufigkeiten aller Konfigurationen (N = 41)

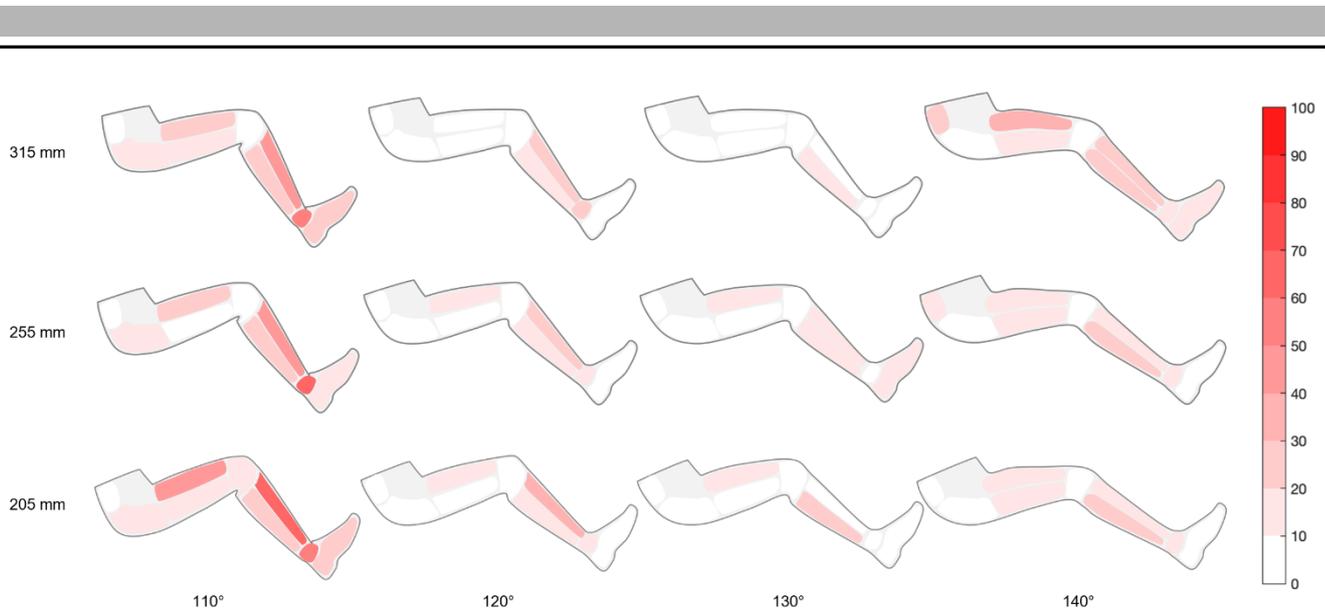


Abbildung 66: Veranschaulichung der Auftretenswahrscheinlichkeiten des Diskomforts in der jeweiligen Körperzone durch Body-Map kombiniert mit Farbcodierung von Heatmap. Irrelevante Bereiche sind in einem leichten Grauton ausgefüllt

Tabelle 23 präsentiert die M und SD der Auftretenswahrscheinlichkeiten von Diskomfort für alle zwölf Sitzhaltungen. Die höchsten Mittelwerte wurden am Schienbein ($M = 25,8 \%$, $SD = 16,4 \%$) und Sprunggelenk ($M = 24,4 \%$, $SD = 20,2 \%$) gefunden. Die geringste Wahrscheinlichkeit trat am Kniegelenk auf ($M = 4,5 \%$, $SD = 4,9 \%$).

Um die Auswirkungen des Kniewinkels und der Sitzhöhe auf die Auftretenswahrscheinlichkeit von Diskomfort zu untersuchen, wurden zusätzlich eine GEE-Analyse durchgeführt (Abschnitt 4.7). Die Ergebnisse der GEE für die Modelleffekte des Kniewinkels, der Sitzhöhe und ihrer Interaktion auf den lokalen Diskomfort sind in Tabelle A - 10 dargestellt. Im Folgenden werden die detaillierten Ergebnisse der GEE für jede Körperzone berichtet.

Tabelle 23: Überblick der M und SD von Auftretenswahrscheinlichkeiten des Diskomforts aller zwölf Konfigurationen ($N = 41$)

	Z1	Z2	Z3a	Z3b	Z4	Z5a	Z5b	Z6	Z7
M (%)	7,7	8,1	19,9	8,7	4,5	25,8	20,3	24,4	12,6
SD (%)	5,3	6,4	11,4	5,4	4,9	16,4	5,9	20,2	6,2

Z1: Unterer Rücken

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine signifikante Verbindung zwischen dem Kniewinkel und dem Auftreten von Rückenschmerzen besteht ($p = 0,042$). Jedoch ist diese Beziehung sehr schwach und es kann kein spezifischer Kniewinkel identifiziert werden, der eine bedeutende Auswirkung auf das Empfinden von Rückenschmerzen hat ($p > 0,05$). Es kann auch keine Auswirkungen von H30 festgestellt werden und es gibt keine Interaktionen ($p > 0,05$).

Z2: Gesäß

Der Kniewinkel hat eine signifikante Auswirkung auf den Diskomfort im Gesäßbereich ($p = 0,003$). Zusätzlich kann eine signifikante Interaktion zwischen dem Kniewinkel und H30 festgestellt werden

($p = 0,032$). Die Ergebnisse auf verschiedenen Niveaus von H30 zeigen, dass bei einer niedrigen Sitzposition H205 eine Körperhaltung bei K130 im Vergleich zu K110 zu einer signifikant geringeren Wahrscheinlichkeit von Gesäß-Diskomfort führt (OR = 0,10, $p = 0,042$). Ebenso reduziert eine Körperhaltung auf mittlerer Sitzhöhe H255 bei K140 die Wahrscheinlichkeit signifikant (OR = 0,10, $p = 0,018$). Im Gegensatz dazu zeigen die Ergebnisse für H315 keinen signifikanten Effekt des Kniewinkels auf den Diskomfort ($p > 0,05$). Dies legt nahe, dass eine vordere Sitzposition mit K110 häufiger zu Gesäß-Diskomfort führen kann, besonders in niedrigen Sitzpositionen.

Z3a: Oberschenkelvorderseite

Der Kniewinkel hat einen signifikanten Einfluss auf das Auftreten von Diskomfort an der Vorderseite des Oberschenkels ($p < 0,001$). Ebenso hat H30 eine signifikante Auswirkung ($p = 0,005$). Es kann außerdem eine signifikante Interaktion zwischen Kniewinkel und H30 festgestellt werden ($p = 0,001$). Die Ergebnisse zeigen, dass bei H205 eine Körperhaltung bei K110 eine signifikant höhere Wahrscheinlichkeit hat als bei K120 (OR = 0,29, $p = 0,002$), K130 (OR = 0,29, $p = 0,006$) und K140 (OR = 0,34, $p = 0,017$), Diskomfort auf der Oberschenkelvorderseite zu verursachen. Ähnlich ist auf H255 eine signifikant höhere Wahrscheinlichkeit für Diskomfort bei K110 als bei K120 (OR = 0,41, $p = 0,029$), aber keine Differenz zu K130 und K140. Bei H315 ist der Diskomfort bei K110 wahrscheinlicher als bei K120 (OR = 0,09, $p = 0,013$) und K130 (OR = 0,18, $p = 0,026$), hat aber keinen Unterschied zu K140. Es lässt sich schließen, dass eine Kniestellung von K110 in niedriger Sitzposition die Wahrscheinlichkeit für Diskomfort an der Vorderseite des Oberschenkels erhöht. Die Wahrscheinlichkeit nimmt bei K140 in höherer Sitzposition wieder zu.

Z3b: Oberschenkelhinterseite

Die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort auf der Hinterseite der Oberschenkel wird signifikant von Kniewinkel und H30 beeinflusst ($p < 0,001$). Es gibt keine Interaktion zwischen den beiden Faktoren ($p > 0,05$). In diesem Körperbereich ist die Häufigkeit bei K120 signifikant geringer als bei K110 (OR = 0,12, $p = 0,027$). Darüber hinaus hat dieser Bereich bei H255 eine signifikant geringere Chance auf Diskomfort (OR = 0,38, $p = 0,043$).

Z4: Kniegelenk

Die Wahrscheinlichkeit des Diskomforts im Knie ist in allen Sitzhaltungen niedrig. Die Auswirkung von Kniewinkel, H30 und deren Interaktion sind alle signifikant ($p < 0,001$). Auf H205 ist die Chance einer Diskomfortempfindung bei K120 und K130 signifikant geringer als bei K110 (OR = 0,12, $p = 0,027$; OR = $1,91e-12$, $p < 0,001$). Bei H255 hat nur die Körperhaltung bei K140 eine signifikant niedrigere Chance auf Diskomfort im Vergleich zu K110 (OR = $1,57e-11$, $p < 0,001$). Zu beachten ist, dass kein Diskomfort im Knie bei K130-H205 und K140-H255 berichtet wurde, was die zwei sehr kleinen OR-Werte der Ergebnisse erklärt. Bei H315 hat der Kniewinkel keine signifikante Auswirkung mehr.

Z5a: Schienbein

Im Schienbeinbereich wurde Diskomfort am häufigsten berichtet. Dabei hat der Kniewinkel einen signifikanten Einfluss auf die Diskomfortempfindung ($p < 0,001$). Es gibt keine Wirkung von H30 und keine Interaktion zwischen den beiden Faktoren. Die Sitzhaltung bei K120, K130 und K140 hat eine

signifikant geringere Wahrscheinlichkeit, Diskomfort zu empfinden (OR = 0,37, $p = 0,009$; OR = 0,07, $p < 0,001$; OR = 0,11, $p < 0,001$).

Z5b: Waden

Weder der Kniewinkel noch die Sitzhöhe haben signifikante Auswirkungen auf die Diskomfortempfindung in den Waden ($p > 0,05$).

Z6: Sprunggelenk

Sowohl der Kniewinkel als auch H30 haben signifikanten Einfluss auf die Diskomfortempfindung im Sprunggelenk ($p < 0,001$). Es gibt keine Interaktion zwischen den beiden Faktoren ($p > 0,05$). Eine Sitzhaltung mit K120, K130 und K140 hat signifikant niedrigere Wahrscheinlichkeit von Diskomfort im Sprunggelenk (OR = 0,23, $p < 0,001$; OR = 0,05, $p < 0,001$; OR = 0,13, $p < 0,001$). Im Vergleich zur Sitzhöhe von H205 zeigt H255 eine signifikant höhere Wahrscheinlichkeit von Diskomfort im Sprunggelenk (OR = 1,84, $p = 0,009$). Allerdings wurde kein signifikanter Unterschied zwischen H205 und H315 gefunden ($p > 0,05$).

Z7: Fuß

Es gibt signifikante Zusammenhänge zwischen dem Kniewinkel und dem Auftreten von Diskomfort im Fuß ($p < 0,001$). H30 hat keine signifikante Auswirkung auf den Diskomfort im Fuß, während eine signifikante Interaktion zwischen dem Kniewinkel und H30 festgestellt werden kann ($p = 0,003$). Bei H205 reduziert die Haltung bei K130 die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort im Vergleich zu K110 signifikant (OR = 0,18, $p = 0,026$). Bei H255 reduzierte die Haltung bei K120 signifikant die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort im Fuß (OR = 0,38, $p = 0,043$). Bei H315 reduzierte die Haltung bei K120 signifikant die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort im Fuß (OR = 0,18, $p = 0,010$).

Zusammenfassung

Insgesamt zeigen die Ergebnisse der lokalen Auftretenswahrscheinlichkeit des Diskomforts mithilfe von GEE, dass der Kniewinkel signifikante Auswirkungen auf die Diskomfort-Empfindung in fast allen Körperzonen hat, mit Ausnahme der Waden (Z5b). Es wurde festgestellt, dass eine vordere Sitzposition bei K110 häufiger zu Diskomfort führen kann, insbesondere in den Bereichen Gesäß (Z2), Oberschenkel (Z3a und Z3b), Schienbein (Z5a), Sprunggelenk (Z6) und Fuß (Z7). Wegen der Interaktion mit H30 hat der Kniewinkel auf unterschiedlichen Sitzhöhen unterschiedliche Auswirkungen auf die Diskomfort-Empfindung in den Bereichen Gesäß (Z2), Oberschenkelvorderseite (Z3a), Kniegelenk (Z4) und Fuß (Z7). Weitere Analysen der einfachen Wirkungen zeigen, dass eine höhere Sitzposition wie im SUV das Diskomfort-Risiko bei K110 im Gesäß (Z2) und in der Oberschenkelvorderseite (Z3a) reduzieren kann, jedoch das Risiko in der Oberschenkelvorderseite (Z3a) bei K140 erhöhen kann.

5.3 Leistung bei der Pedalbetätigung

5.3.1 Genauigkeit der Gaspedalbetätigung

Die Genauigkeit der Gaspedalbetätigung wird durch den RMSE zwischen der Ziel-Gaspedalkurve und dem realen Gaspedalsignal dargestellt. Ein höherer RMSE bedeutet eine größere Abweichung und somit eine geringere Betätigungsgenauigkeit.

Wie Tabelle A - 13 zeigt, liegen die Mittelwerte der RMSE bei allen Sitzhöhen und Kniewinkeln zwischen 4,4 % (K120-H205) und 4,7 % (K110-H315), mit Standardabweichungen zwischen 0,7 % (K120-H315) und 1,1 % (K120-H255). Abbildung 67 zeigt den Boxplot der Ergebnisse.

Die Ergebnisse der rmANOVA zeigen, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den vier Kniewinkeln gibt ($p = 0,21$). Ebenfalls kann kein signifikanter Unterschied zwischen den drei untersuchten H30-Werten festgestellt werden ($p = 0,17$). Es gibt auch keine signifikante Interaktion zwischen Kniewinkel und H30 ($p = 0,41$). Dies deutet drauf hin, dass die Sitzpositionen keinen Einfluss auf die Bediengenauigkeit des Gaspedals haben.

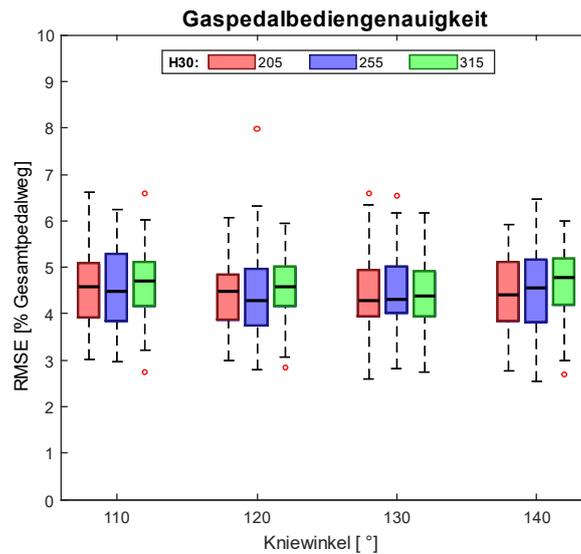


Abbildung 67: RMSE bei der Gaspedalbetätigung in allen Sitzhaltungen (N = 41)

5.3.2 Umsetzzeit bei der Notbremsung

Wie Tabelle A - 14 darstellt, beträgt die durchschnittlich längste Umsetzzeit 214,8 ms bei K140-H255 (SD = 46,4 ms), die durchschnittlich kürzeste 196,7 ms bei K120-H315 (SD = 44,6 ms). Abbildung 68 zeigt den Boxplot der Ergebnisse.

Die Ergebnisse der rmANOVA zeigen einen signifikanten Unterschied in der Umsetzzeit in Abhängigkeit des Kniewinkels mit mittlerer Effektstärke, $F(3, 117) = 4,96$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,11$. Es zeigt sich kein signifikanter Unterschied in der Umsetzzeit in Bezug auf H30 ($p = 0,15$), ebenso keine signifikante Interaktion zwischen Kniewinkel und H30 ($p = 0,26$). Die paarweisen Vergleiche verdeutlichen, dass die Umsetzzeit bei K140 signifikant höher ist als bei K120 (MD = 8,5 ms, $p = 0,014$) und K130 (MD = 6,6 ms, $p = 0,024$). Zusätzlich ist die durchschnittliche Umsetzzeit auf H315 bei K140 im Vergleich zu K120 um 13,0 ms länger ($p = 0,007$). Allerdings sind diese Unterschiede gering, daher bedarf es einer weiteren Diskussion.

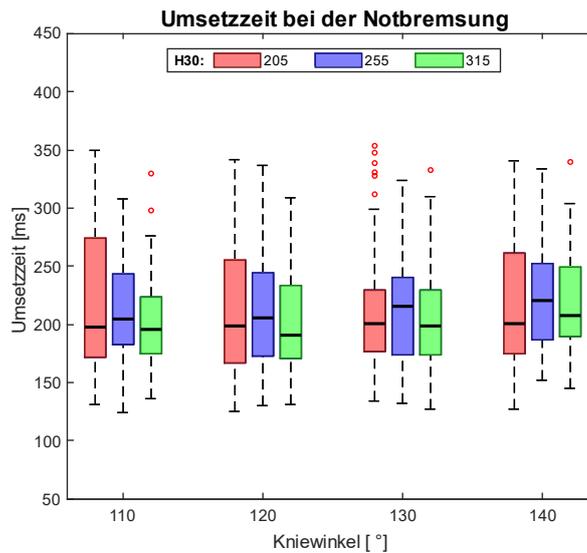


Abbildung 68: Umsetzzeit Gas- zum Bremspedal bei der Notbremsung in allen Sitzhaltungen (N = 40)

5.3.3 Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung

Wie Tabelle A - 15 im Anhang zeigt, beträgt die durchschnittlich höchste maximale Bremspedalkraft 428,3 N bei K110-H255 (SD = 149,6 N). Die durchschnittlich niedrigste maximale Bremspedalkraft beträgt 320,8 N bei K140-H315 (SD = 111,6 N). Abbildung 69 zeigt den Boxplot der Ergebnisse.

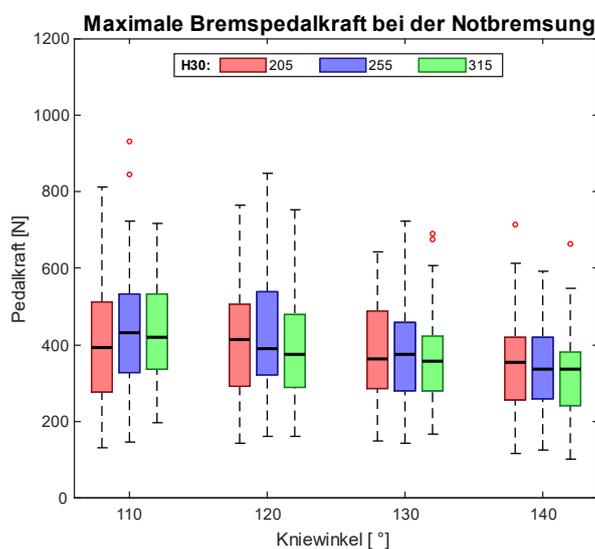


Abbildung 69: Die Maximale Bremspedalkraft in allen Sitzhaltungen (N = 38)

Die *rmANOVA*-Ergebnisse zeigen einen signifikanten Effekt des Kniewinkels auf die maximale Bremspedalkraft mit großer Effektstärke, $F(2,10, 77,63) = 38,54, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,51$. Es kann jedoch kein signifikanter Unterschied in der Bremskraft zwischen den drei H30 festgestellt werden ($p > 0,05$). Zwischen Kniewinkel und H30 gibt es jedoch eine signifikante Interaktion, $F(6, 222) = 3,24, p < 0,001, \eta_p^2 = 0,08$. Dies deutet darauf hin, dass der Einfluss des Kniewinkels auf die maximale Bremspedalkraft bei verschiedenen H30 unterschiedlich ist.

Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass bei H205 die durchschnittliche Maximale Bremspedalkraft bei K140 signifikant niedriger ist als bei K110, K120 und K130 ($p < 0,01$). Bei H255 ist die durchschnittliche maximale Bremspedalkraft bei K130 und K140 signifikant niedriger als bei K110 und K120 ($p < 0,001$), jedoch gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen K130 und K140. Bei H315 sind die Unterschiede zwischen allen Kniewinkeln signifikant ($p < 0,05$). Dies deutet darauf hin, dass der Einfluss des Kniewinkels auf die maximale Bremspedalkraft bei einer höheren Sitzposition größer ist als bei einer niedrigeren Sitzposition.

5.4 Überblick

Für einen besseren Überblick sind die Auswirkungen von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion auf die jeweiligen AV in Tabelle 24 zusammengefasst.

Tabelle 24: Überblick der Signifikanz von Kniewinkel, H30 und ihrer Interaktion auf die jeweiligen AV

	AV	Effekt Kniewinkel	Effekt H30	Interaktions- effekt
33 % Gaspedalweg	Ausgenutzter AROM Hüftgelenk	***	***	
	Ausgenutzter AROM Sprunggelenk	***	***	
33 % Gaspedalweg	RF-Aktivität			
	VL-Aktivität		*	
	VM-Aktivität	*		
	GL-Aktivität			
	GM-Aktivität			
	TA-Aktivität	***		
66 % Gaspedalweg	RF-Aktivität			
	VL-Aktivität		***	
	VM-Aktivität	*	*	
	GL-Aktivität			
	GM-Aktivität	*		
	TA-Aktivität	***		
45 N Bremspedalkraft	RF-Aktivität	***		
	VL-Aktivität	*	***	*
	VM-Aktivität	**	***	
	GL-Aktivität			
	GM-Aktivität	*		
	TA-Aktivität			
90 N Bremspedalkraft	RF-Aktivität	***		
	VL-Aktivität	***	***	*
	VM-Aktivität			
	GL-Aktivität	***		
	GM-Aktivität	**		
	TA-Aktivität			
Allgemein	Diskomfortempfindung	***		***
Dynamische Gaspedalbetätigung	RMSE Gaspedalbetätigung			
Notbremsung	Umsetzzeit	***		
	Maximale Bremspedalkraft	**		***

* für $p < 0,05$, ** für $p < 0,01$ und *** für $p < 0,001$

6 Diskussion

In diesem Kapitel werden zunächst die Hypothesen dieser Arbeit anhand der Versuchsergebnisse überprüft und diskutiert (Abschnitte 6.1 ~ 6.6). Anschließend folgt eine allgemeine Diskussion über subjektive Messmethoden im Vergleich zu objektiven Methoden (Abschnitt 6.7) sowie über die Limitationen der Methodik der Hauptstudie (Abschnitt 6.8). Dann werden die Ergebnisse mit vorangegangenen Studien zu diesem Themengebiet verglichen (Abschnitt 6.9). Abschließend werden die Forschungsfragen beantwortet (Abschnitt 6.10).

6.1 Gelenkwinkel und ausgenutzter Bewegungsumfang

Hüftgelenk

Zunächst fällt auf, dass der Mittelwert des individuellen aktiven Bewegungsumfangs (AROM) der Hüftgelenkbeugung in der Hauptstudie ($131,0^\circ \pm 7,5^\circ$) um etwa 11° größer ist als $120,3^\circ \pm 8,3^\circ$ von Boone & Azen (1979) und $121,3^\circ \pm 6,4^\circ$ von Roaas & Andersson (1982). Die beiden Studien haben allerdings nur männliche Probanden gemessen. Die rmANOVA zeigt, dass die Hüftgelenkflexion bei einem kleineren Kniewinkel und einer höheren Sitzposition zunimmt, was darauf hindeutet, dass die Dehnung des m. gluteus maximus verstärkt wird, insbesondere bei K110. Dies könnte auch den häufig berichteten Diskomfort im Gesäßbereich bei K110 erklären.

Obwohl die m. ischiocruralis (hintere Oberschenkelmuskulatur) bei der Beinstreckung ebenfalls gedehnt wird, fällt diese Dehnung im Vergleich zum m. gluteus maximus geringer aus. Dies lässt sich dadurch erklären, dass sie mehrgelenkige Muskeln sind, die sowohl über das Hüft- als auch das Kniegelenk laufen. Die Ergebnisse zeigen, dass eine verstärkte Hüftflexion zu einer erhöhten Kniebeugung führt, was die Dehnung der hinteren Oberschenkelmuskulatur kompensieren kann. Daher ist bei den untersuchten Kniewinkeln keine kritische Dehnung der hinteren Oberschenkelmuskulatur festzustellen.

Sprunggelenk

Der gemessene AROM für die Dorsiflexion des Sprunggelenks ($16,3^\circ \pm 6,5^\circ$) liegt im Vergleich zur Literatur ($15^\circ \sim 25^\circ$) bei den niedrigen Werten, während der AROM für die Plantarflexion ($53,7^\circ \pm 12,0^\circ$) den Bereich der Literatur ($40^\circ \sim 49^\circ$) um etwa 5° überschreitet (Amereller, 2014; Lindel, 2006; Roaas & Andersson, 1982). Diese Ergebnisse weichen auch deutlich von den Ergebnissen der Pilotstudie ab ($28^\circ \pm 6^\circ$ Dorsiflexion, $29^\circ \pm 9^\circ$ Plantarflexion). Der ausgenutzte AROM übersteigt bei einigen Probanden bei K110 sogar 200 % des AROM, was unrealistisch ist. Es scheint einen systematischen Fehler bei der AROM-Messung zu geben, der bewirkt, dass die tatsächliche Dorsiflexion im Versuch größer ist als in der Messposition.

Ein möglicher Grund könnte die Messung in einer liegenden Position mit gestrecktem Bein sein, wodurch der aktive Bewegungsumfang (AROM) der Dorsiflexion im Vergleich zu einer Messung mit gebeugtem Knie verringert wird (Palmer et al., 1998). Die vollständige Streckung des Kniegelenks verlängert den m. gastrocnemius (ein Zweigelenkmuskel) und erhöht dadurch die passive Muskelspannung, was die Fußdorsiflexion stärker einschränkt als bei einem gebeugten Kniegelenk (vgl. Abschnitt 2.3.3). Obwohl die PROM in einer liegenden Position mit gestrecktem Bein gemessen werden kann, ist die AROM-Messung in dieser Position beeinträchtigt.

Dieses Ergebnis hatte einen erheblichen Einfluss auf die Umrechnung in der Ausnutzung des AROM. Obwohl die tatsächliche Ausnutzung des AROMs nicht mehr darstellbar ist, bleiben diese Ergebnisse dennoch relevant für den Vergleich der Sitzpositionen, da sie sich alle auf denselben AROM-Wert innerhalb der jeweiligen Probanden beziehen.

Vor diesem Hintergrund zeigen sich in der Hauptstudie ähnliche Ergebnisse wie in der Pilotstudie: Die Dorsiflexion nimmt mit der Kniebeugung zu (weiter vorne sitzend) und erreicht ihr Maximum bei K110. Dies verursacht eine verstärkte Dehnung in den Wadenmuskeln und kann auch die häufigeren Diskomfortbewertungen im Schienbein und Sprunggelenk belegen (vgl. Abschnitt 6.3). Nur bei K140 ist eine neutrale Fußposition bis hin zu leichter Plantarflexion festzustellen. Im Gegensatz zur Pilotstudie führt die höhere Sitzposition in der Hauptstudie nicht zu einer Erhöhung der Dorsiflexion, da die Pedalneigung mit dem Anstieg des H30-Wertes flacher wurde, anstatt konstant zu bleiben.

Daher kann H1.1 beibehalten werden:

Es gibt eine Fahrerhaltung, die die passive Muskelspannung bei der Pedalbetätigung reduziert.

6.2 Muskelaktivitäten

Bei einer Gaspedalbetätigung von 33 % des Pedalwegs hat der Kniewinkel einen signifikanten Einfluss auf die TA-Aktivität: Mit einem kleiner werdenden Kniewinkel (weiter vorne sitzend) steigt die durchschnittliche TA-Aktivität für die Dorsiflexion deutlich an, bis ca. 9 % MVC bei K110. Bei 66 % betätigtem Gaspedal kommt es aufgrund der Fußbewegung in Richtung Plantarflexion zu einer Reduzierung der TA-Aktivität um ca. 50 % bei K110 im Vergleich zum 33 % betätigten Gaspedal.

Das H30-Maß hat einen signifikanten Effekt bei der 66 % Gaspedalposition. Der mittlere Muskelaktivitätswert des VL liegt bei K140-H315 um 0,4 % MVC höher über dem Minimum. Es ist jedoch fraglich, ob dieser Unterschied zu einem spürbaren Unterschied im Diskomfort führen kann.

Es lässt sich schlussfolgern, dass eine hohe TA-Aktivität bei der Gaspedalbetätigung hauptsächlich bei der Dorsiflexion des Fußes entsteht, um dem Gewicht des Fußes bzw. eines Teils des rechten Beines entgegenzuwirken.

Im Kontrast zur Gaspedalbetätigung zeigt der TA keine signifikante Änderung in unterschiedlichen Sitzhaltungen für die Bremspedalbetätigung mit Kräften von 45 N und 90 N, während die anderen fünf Muskeln von den Sitzhaltungen unterschiedlich beeinflusst werden.

Die Ergebnisse bei einer Bremspedalkraft von 45 N zeigen, dass die Muskelaktivitäten von RF, VL und VM bei kleinerem Kniewinkel (weiter vorne sitzend) erhöht werden, insbesondere bei K110. Dabei steigert sich die RF-Aktivität im Durchschnitt um etwa 1 % der MVC pro 10° Flexion des Kniewinkels bis zum Maximum bei K110. Darüber hinaus sind die VL- und VM-Aktivitäten bei K110 im Vergleich bis zu 0,4 % der MVC höher als in anderen Sitzhaltungen. Eine mögliche Ursache besteht darin, dass der Oberschenkel bei kleinerem Kniewinkel weniger Unterstützung von der Sitzfläche bekommt. Um den Oberschenkel zu stabilisieren und die Pedalkraft zu kontrollieren, muss der Fahrer die Oberschenkelmuskulatur stärker kontrahieren.

Darüber hinaus sind die Aktivitäten von VL und VM bei H315 im Vergleich zu niedrigeren Sitzpositionen bis zu 0,53 % höher. Dies deutet darauf hin, dass bei höherer Sitzposition eine verstärkte Aktivierung von VL und VM erforderlich ist, um den Unterschenkel für die Bremspedalbetätigung zu strecken. Eine mögliche Erklärung dafür kann sein, dass das Sitzkissen das weitere Strecken des Oberschenkels

verhindern kann. Da die Unterschiede der Muskelaktivität geringer als 0,5 % sind, ist es für weitere Studien erforderlich zu prüfen, ob solche geringfügigen Veränderungen einen praktischen Einfluss auf Diskomfort haben.

Diese Phänomene sind bei einer Bremspedalkraft von 90 N noch deutlicher ausgeprägt als bei 45 N, da die entferntere Bremspedalposition mehr Streckung der gesamten rechten unteren Extremität erforderte und daher höhere Muskelaktivitäten. Im Gegensatz zur Bremspedalkraft von 45 N, bei der die Aktivitäten von RF, VL und VM mit größerem Kniewinkel sanken, nahm die VL- und VM-Aktivität auf H315 bei K130 nicht mehr ab, sondern stieg bei K140 sogar leicht an. Dies deutet darauf hin, dass bei einer weiter entfernten und höheren Sitzposition eine erhöhte Aktivität von VL und VM auftrat, während die RF-Aktivität abnahm.

Bei K140 ist die Aktivität der Wadenmuskulatur (GL und GM) im Vergleich zu anderen Positionen signifikant höher, um ca. 1,6 % bis 2,4 % MVC. Dies weist darauf hin, dass bei einer weiter entfernten Position wie bei K140 die Wadenmuskulatur für eine Plantarflexion des Fußes zum Durchtreten des Bremspedals stärker aktiviert werden musste. Allerdings ist diese Bewegung weniger effizient als die Hüft- oder Knieextension, da zum einen der m. gluteus maximus und die Oberschenkelmuskulatur stärker sind als die Wadenmuskulatur und zum anderen die Plantarflexion nun einer größeren Bremspedalkraft entgegenwirken musste als bei einem normalen Bremsvorgang.

Insgesamt führte ein kleinerer Kniewinkel (weiter vorne sitzend) bei der Bremspedalbetätigung zu einer erhöhten Aktivität der Oberschenkelmuskulatur, um ausreichend Pedalkraft zu erzeugen und das rechte Bein stabil zu halten. Bei einer höheren und weiter entfernten Position erhöhten sich die Aktivitäten von VL und VM signifikant, um eine Streckung des Unterschenkels zu ermöglichen. Bei K140 wurde eine erhöhte Aktivität der Wadenmuskulatur für die Plantarflexion des Fußes benötigt, um das Bremspedal ausreichend zu betätigen.

In der Literatur wurde berichtet, dass hohe TA-Aktivitäten Ermüdung verursachen können und vermieden werden sollten. Pannetier (2012) berichtete, dass die Probanden dazu neigten (N = 20), eine Kupplungspedalanordnung zu wählen, die die Dorsiflexion des Fußes beim Treten des Pedals reduzierte. Darüber hinaus zeigte Hwang (2011) in seiner Studie mit städtischen Busfahrern (N = 9), dass der TA besonders hoch aktiviert wurde, wenn die Probanden auf das nächste Fahrmanöver warteten und den Fuß am Pedal in Bereitschaft hielten, bspw. für Bremspedal- oder Kupplungspedalbetätigung. In der vorliegenden Hauptstudie gab es keine Aufgabe, die einen Bereitschaftszustand der Pedalbetätigung erforderte. Daher kann es sein, dass der TA im städtischen Verkehr noch häufiger bzw. stärker aktiviert werden muss als in der Hauptstudie. Nicht zuletzt stellten Kang et al. (2014) fest, dass Berufskraftfahrer ein signifikant reduziertes Sprunggelenk-AROM hatten (N = 30), was darauf hindeutet, dass sie noch empfindlicher auf eine Dorsiflexion reagieren könnten. Es ist daher wichtig, starke Dorsiflexion bei der Pedalbetätigung zu vermeiden.

Andererseits war die Sitzposition mit einem Kniewinkel von 140° für manche Probanden für die Bremsaufgabe so weit entfernt, dass das weit ausgestreckte Bein zu einer höheren Wadenmuskelaktivität führte. Vergleichbare Ergebnisse gibt es auch in der Literatur (Hwang, 2011; N. K. Khamis, 2018). Insbesondere für Fahrer, die beim Bremsen den Fuß nicht vom Boden abheben, sondern den Fuß um die Ferse drehen und den Fuß so einsetzen, wird in dieser Sitzposition eine Ermüdung im Wadenmuskel noch schneller auftreten (Hwang, 2011).

Außerdem würden VL und VM sowie die Wadenmuskulatur in einer höheren Sitzposition noch stärker aktiviert, wenn das Sitzpolster die Streckung des Oberschenkels beim Bremsen verhindert und der Fahrer daher Unterschenkel und Fuß stärker ausstrecken müsste.

Daher kann H1.2 beibehalten werden:

Es gibt eine Fahrerhaltung, die die erforderliche Muskelaktivität bei der Pedalbetätigung reduziert.

6.3 Diskomfortempfindungen

Insgesamt wurden die Positionen bei K120 und K130 mit nur "sehr leichtem Diskomfort" durchschnittlich am besten bewertet. Bei K110 ist der durchschnittliche Diskomfort von ca. 3,0 ("mittlerer Diskomfort") signifikant höher als bei K120 und K130, etwa um zwei Stufen. Auf der anderen Seite ist der Diskomfort bei K140 signifikant geringer als bei K110, aber eine Stufe höher als bei K130. Darüber hinaus wurde aufgrund der Interaktion zwischen Kniewinkel und H30 nur bei K140 in einer höheren Sitzposition ein höherer Diskomfort angegeben.

Die lokale Diskomfortbewertung trug dazu bei, mögliche Ursachen des Diskomforts besser zu verstehen. Nicht zu vergessen ist, dass die lokalen Bewertungen lediglich die Häufigkeiten des Auftretens beinhalten, nicht aber die Intensitäten des Diskomforts.

Im unteren Rückenbereich ist Diskomfort bei K140 und einer höheren Sitzposition öfter zu beobachten, insbesondere bei H315 (21,9 %). Es kann sein, dass diese Positionen für manche Probanden möglicherweise zu weit entfernt waren, sodass sich die Hüfte nach vorne bewegte, um die Pedalerie zu erreichen und der untere Rücken damit weniger Stützung erhielt und instabiler wurde. Dies kann eine mögliche Ursache für den Diskomfort in diesem Bereich sein (Grandjean & Hünting, 1977). Allerdings bedarf diese Aussage weiterer Forschung mit objektiven Messdaten.

Die Ergebnisse für den Gesäßbereich zeigen, dass bei K110 und einer niedrigeren Sitzposition eine größere Wahrscheinlichkeit für Diskomfort im Gesäßbereich besteht (19,5 %). Je kleiner der Kniewinkel ist, desto kleiner wird die Kontaktfläche zwischen dem Oberschenkel und dem Sitzkissen, was den Druck auf das Gesäß erhöhen kann, insbesondere im Bereich des Sitzbeins. Außerdem kann auch die Muskeldehnung im m. gluteus maximus diesen Effekt verstärken (vgl. Abschnitt 6.1).

Auch auf der Vorderseite des Oberschenkels sind bei K110 und einer niedrigeren Sitzhöhe öfter Beschwerden zu beobachten, insbesondere bei H205 (41,4 %). Dies stimmt mit den RF-Aktivitäten bei der Bremsbetätigung (45 N und 90 N) überein. Bei der Betätigung des Gaspedals zeigt sich bei K140-H315 eine signifikante Zunahme der Muskelaktivität von VL und VM. Ähnliche Trends lassen sich bei der Veränderung der Muskelaktivität des Oberschenkels während des Bremsens beobachten, wie im letzten Abschnitt diskutiert.

Auf der Rückseite des Oberschenkels ist die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort insgesamt gering (0 % bis 17 %). Allerdings ist die Wahrscheinlichkeit bei K110 und K140 höher als bei K120. Es kann sein, dass die Muskulatur in diesem Bereich bei K110 stärker aktiviert wurde, um den Oberschenkel zu stabilisieren und es bei K140 einen erhöhten Druck vom Sitzkissen auf diesen Körperbereich gab. Allerdings wurden weder EMG-Werte noch die Druckverteilung in diesem Bereich gemessen, so dass weitere Untersuchungen nötig sind.

Die Bewertungen für das Knie zeigen, dass die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort in diesem Bereich insgesamt gering ist. Nur bei K110-H205 ist sie signifikant höher (17 %), während sie in den anderen

Sitzhaltungen immer unter 10 % lag. Auch diese Beobachtung soll in der Zukunft weiter untersucht werden.

An der Vorderseite des Unterschenkels trat bei K110 Diskomfort am häufigsten auf und bei K130 am seltensten. Wie in der Pilotstudie lässt sich der Diskomfort in diesem Bereich durch die TA-Aktivität erklären. Im Vergleich zur Pilotstudie ergab die Hauptstudie aber keine signifikanten Unterschiede in der Dorsiflexion zwischen den Sitzhöhen aufgrund der mitverstellten Pedalneigung. Es bleibt jedoch unklar, warum das Auftreten von Diskomfort bei H205 (60,9 %) im Vergleich zu H255 (41,4 %) und H315 (43,9 %) häufiger ist, obwohl bei der niedrigeren Sitzhöhe die TA-Aktivierung nicht höher ist. Weiterhin fällt auf, dass die Wahrscheinlichkeit für Diskomfort bei K140 etwas höher ist als bei K130, was nicht durch die TA-Aktivität erklärt werden kann.

Auf der Rückseite des Unterschenkels gab es keine signifikanten Veränderungen des Diskomforts. Es besteht jedoch eine Tendenz, dass der Diskomfort bei K140 im Vergleich zu K120 und K130 etwas höher ist. Ein möglicher Grund könnte sein, dass K140 bei Bremsvorgängen, insbesondere bei einer tieferen Betätigung, eine höhere Aktivierung des Wadenmuskels erforderte, was auch die Muskelaktivität bestätigte. Allerdings war die Dauer der Bremsbetätigung im Experiment kurz (ca. 20 Sekunden und drei Notbremsungen pro Körperhaltung). Es kann der Grund sein, dass diese Auswirkung nicht signifikant war.

Ähnlich wie an der Vorderseite des Unterschenkels variiert die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort im Bereich Sprunggelenk stark. Bei K110 tritt Diskomfort am häufigsten auf, bei K130 am seltensten. Das Auftreten von Diskomfort im Bereich des Sprunggelenks kann ebenfalls auf die Dorsiflexion zurückgeführt werden. Des Weiteren trat auch Diskomfort im Fuß am häufigsten bei K110 auf und kann ebenfalls mit der notwendigen Dorsiflexion des Fußes zusammenhängen.

Schließlich fällt auf, dass eine Haltung mit einem hohen Diskomfortsniveau mehr Körperzonen aufweist, die häufiger mit Diskomfort bewertet wurden. Diese Beobachtung stimmt mit den Erkenntnissen von Corlett & Bishop (1976) überein. Sie haben festgestellt, dass die globale Diskomfortbewertung weniger von einem hohen lokalen Diskomfort, sondern vielmehr von der Anzahl der Körperbereiche mit Beschwerden abhängt.

Basierend auf der Gesamtbewertung des Diskomforts und der Wahrscheinlichkeit von Diskomfort in verschiedenen Körperbereichen lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

- **Kniewinkel 110°:** Die Gesamtbewertung des Diskomforts ist am höchsten und die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort ist ebenfalls höher, insbesondere bei niedriger Sitzhöhe (vgl. Abbildung 66). Diese Sitzkonfiguration kann öfter zu Diskomfort im Gesäß, an der Vorderseite des Oberschenkels, an der Vorderseite des Unterschenkels, am Sprunggelenk und am Fuß führen, was auch ein insgesamt höheres Diskomfortsniveau verursacht hat. Dies kann auf unzureichende Unterstützung durch das Sitzkissen und erhöhte Muskelaktivitäten aufgrund der Dorsiflexion zurückzuführen sein.
- **Kniewinkel 120°:** Die Gesamtbewertung des Diskomforts und die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort ist mit diesem Kniewinkel niedrig. Es wurden jedoch Beschwerden über Diskomfort an der Vorderseite des Unterschenkels und am Sprunggelenk geäußert, was mit der immer noch erforderlichen Dorsiflexion zusammenhängt.

- **Kniewinkel 130°:** Die Gesamtbewertung des Diskomforts und die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort ist ebenfalls niedrig. Insbesondere bei Diskomfort an der Vorderseite des Unterschenkels, bei dem die Wahrscheinlichkeit am niedrigsten ist.
- **Kniewinkel 140°:** Die Gesamtbewertung des Diskomforts ist höher als bei K120 und K130, aber niedriger als bei K110 und die Wahrscheinlichkeit von Diskomfort ist ebenfalls niedriger. Bei H315 führte er öfter zu Diskomfort im unteren Rückenbereich und an der Vorderseite des Oberschenkels.

Daher kann die H1.3 beibehalten werden:

Es gibt eine Fahrerhaltung, die den empfundenen Diskomfort entsprechend der physischen Beanspruchung reduziert.

Aus der oberen Diskussion lässt sich schließen, dass sowohl Gelenkwinkel als auch Muskelaktivität Einfluss auf den Diskomfort haben können. Im Vergleich zu den Gelenkwinkeln lieferten die EMG-Daten der sechs Muskeln für die Fahraufgaben mehr Informationen, die mit der subjektiven Diskomfortbewertung verglichen werden konnten. Allerdings muss beachtet werden, dass keine einzelne Muskelaktivität in der Hauptstudie die Diskomfortbewertung der Probanden vollständig erklären konnte. Durch die Visualisierung der durchschnittlichen EMG-Werte, die signifikant von Kniewinkel oder Sitzhöhe beeinflusst wurden und der mittleren Diskomfortbewertung zusammen lässt sich zeigen, dass bestimmte Veränderungen der Muskelaktivität den Diskomfort bei K110 erklären können, während andere Veränderungen der Muskelaktivität den Diskomfort bei K140 erklären können (Abbildung 70). Andererseits wäre es ohne die subjektiven Diskomfortbewertungen schwer gewesen, die Haltungen allein anhand objektiver Messdaten mit „optimal“, „akzeptabel“ oder „schlecht“ zu bewerten und zu unterscheiden. Dazu müssten die entsprechenden Schwellenwerte vorab definiert werden.

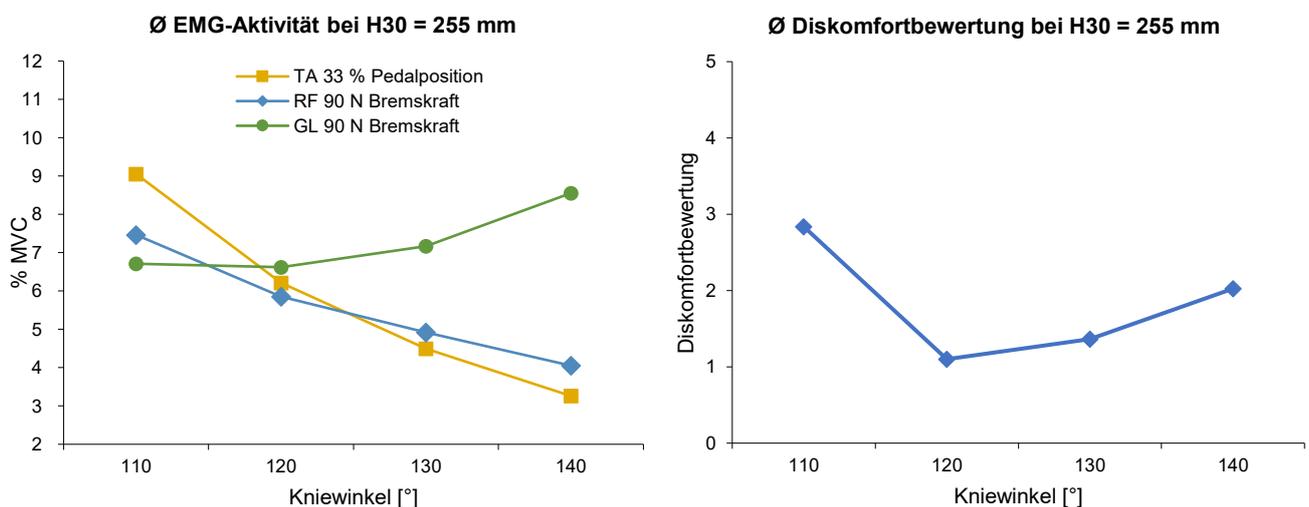


Abbildung 70: Beispiele der Änderungstendenzen von durchschnittlichen EMG-Aktivitäten sowie Diskomfortbewertungen in den vier Sitzpositionen auf H255. Bedeutung der Diskomfortbewertung: 0 = „Kein Diskomfort“; 1 = „Sehr leichter Diskomfort“; 2 = „Leichter Diskomfort“; 3 = „Mittlerer Diskomfort“; 4 = „Starker Diskomfort“; 5 = „Sehr starker Diskomfort“

Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse, dass ein durchschnittlicher EMG-Wert zwischen 5 % und 10 % MVC bereits zu mittlerem Diskomfort führen kann, insbesondere bei der Betätigung des Gaspedals beim TA und bei der Bremsung mit einer Pedalkraft von 90 N bei RF, VL, VM, GL und GM. Dieser Wert liegt

deutlich unterhalb der theoretischen Dauerleistungsgrenze von 15 % MVC (Rohmert, 1960) und entspricht auch nicht um eine statische Haltearbeit. Wie von Sato et al. (1984) festgestellt wurde, ist die Dauer bis zum Auftreten von Ermüdung bei gleicher Muskelaktivität kürzer als die Dauer bis zur maximalen Haltezeit (vgl. Abschnitt 2.5.3). Dies bedeutet auch, dass die Muskelaktivität, die zur Ermüdung führt, geringer ist als die Muskelaktivität bei der Dauerleistungsgrenze. Es ist daher naheliegend anzunehmen, dass die Muskelaktivität, die zu Diskomfort führt, noch niedriger ist. Weitere Untersuchungen zur Bestimmung von MVC-Schwellenwerten für die Wahrnehmung des Diskomforts sind daher empfehlenswert.

6.4 Genauigkeit der Gaspedalbetätigung

Selbst bei der erhöhten Aufgabenschwierigkeit wurde in der Hauptstudie die Genauigkeit der Gaspedalsteuerung weder durch den Kniegelenkwinkel noch durch die Sitzhöhe signifikant beeinflusst. Ein möglicher Grund dafür ist, dass die Betätigung des Gaspedals im Vergleich zu anderen Fahrtätigkeiten wie dem Lenken eine einfache Bewegung ist, bei der die Ferse als stabiler Stützpunkt für die Fußbewegung dienen kann. Darüber hinaus erfordert die Gaspedalbetätigung nur eine geringe Kraft. Durch die Analyse der Muskelaktivität lässt sich feststellen, dass die Gaspedalbetätigung hauptsächlich den TA belastet, was keine komplexe Koordination der Muskulatur erfordert. In den meisten Positionen kann das Gaspedal allein durch das Eigengewicht des Fußes betätigt werden. Auf der anderen Seite betrug die durchschnittliche Fahrerfahrung der Probanden 22 Jahre (mindestens 4 Jahre). Es kann sein, dass ihre persönliche Erfahrung, Koordinationsfähigkeit sowie Reaktionsfähigkeit in diesem Fall einen entscheidenden Einfluss auf die Bediengenauigkeit haben.

Daher muss H2.1 abgelehnt werden:

Es gibt keine Fahrerhaltung, die eine präzisere Gaspedalbetätigung ermöglicht.

6.5 Umsetzzeit bei der Notbremsung

Die Körperhaltung kann die Umsetzzeit vom Gas- zum Bremspedal bei einer Notbremsung beeinflussen, jedoch nur mit einer mittleren Effektstärke. Ein Kniewinkel von 140° führte im Vergleich zu K120 zu einer um 8,5 ms längeren Umsetzzeit und im Vergleich zu K130 zu 6,6 ms Verlängerung. Dies entspricht einer Bremswegdifferenz von 0,12 m bzw. 0,09 m bei einer Geschwindigkeit von 50 km/h. Es ist jedoch wichtig zu beachten, dass der Bremsweg bei 50 km/h normalerweise im Bereich von 25 m bis 35 m liegt (Erd et al., 2018; Hichim, 2020; Lyubenov, 2011; Nowosielski et al., 2021). Daher macht der Unterschied weniger als 0,5 % des üblichen Bremsweges aus. Die größte Zeitdifferenz zwischen K120-H315 und K140-H255 betrug 18,1 ms, was einer Bremswegdifferenz von 0,25 m bei 50 km/h entspricht und weniger als 1 % des üblichen Bremswegs ausmacht. Die Bedeutung dieser einprozentigen Optimierung des Bremswegs ist jedoch eher als gering einzuschätzen.

Der Grund für die längere Umsetzzeit bei K140 lag möglicherweise an der ungünstigeren Biomechanik. Im Vergleich ist bei K140 mit einem ausgestreckten Bein die Beschleunigung bei der Beinbewegung mit dem gleichen Drehmoment am Hüftgelenk möglicherweise kleiner als bspw. bei K120. Weiterhin nimmt bei K120 die Wirkung der Antagonisten, wie z. B. des m. gluteus maximus, durch die Muskeldehnung bei der Beugung des Oberschenkels zu, sodass die Beugung schneller abgebremst und der Übergang in die Streckung beschleunigt werden könnte. Der m. gluteus maximus wird in diesem Moment zum

Agonisten. Bei K140 erfordert es möglicherweise etwas mehr Zeit, mit Muskelaktivität der Trägheit der Beinbewegung entgegenzuwirken. Allerdings konnte diese Analyse nicht durch die Hauptstudie bestätigt werden und soll weiter untersucht werden.

Obwohl die H2.2 beibehalten werden kann, muss betont werden, dass die Auswirkung in der Praxis eher gering ist:

Es gibt eine Fahrerhaltung, die ein schnelleres Fußumsetzen vom Gas- zum Bremspedal bei der Notbremsung ermöglicht.

6.6 Maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung

Die Durchschnittswerte der maximalen Bremspedalkraft liegen zwischen 320 N und 430 N, gleichzeitig ist die Standardabweichung sehr hoch (ca. 110 N ~ 160 N). Dies weist auf erhebliche Unterschiede zwischen den Fahrern hin.

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Kniewinkel einen signifikanten Einfluss auf die maximale Bremspedalkraft hatte und dieser Einfluss mit steigender Sitzhöhe zunahm. Die Abnahme der maximalen Bremspedalkraft bestätigt auch die Beschwerden mancher Probanden bei K140, dass sie sich unsicher fühlten, selbst wenn sie genügend Pedalkraft aufbringen konnten. Dies liegt daran, dass das Bremsgefühl mit der Körperbelastung und dem Feedback des Pedals zusammenhängt. Wenn man zu weit vom Bremspedal entfernt sitzt, wie bei K140-H315, wird die Wirkung des Oberschenkelstreckens durch den Widerstand der Sitzkissenvorderkante geschwächt. Um einen ausreichenden Bremsweg zu gewährleisten, muss der Wadenmuskel stärker aktiviert werden, um den Fuß zu strecken (vgl. Abschnitt 6.2). Die Muskelstärke der Wadenmuskulatur ist jedoch geringer als die der Oberschenkelmuskulatur, daher sind die Beanspruchungen in diesem Fall größer und damit die Effizienz des Bremsens durch Fußstreckung geringer. Trotz einer höheren Wadenmuskelaktivität kann es sein, dass nur eine geringere Pedalkraft erzeugt wird. Daher ist es wichtig, nicht zu weit vom Pedal entfernt zu sitzen (Kniewinkel $> 140^\circ$), insbesondere bei größeren Sitzhöhen.

Daher kann H2.3 beibehalten werden:

Es gibt eine Fahrerhaltung, die eine größere Bremspedalkraft bei der Notbremsung ermöglicht.

Insgesamt hat die Sitzhaltung unterschiedliche Auswirkungen auf die Leistung und auf die Beanspruchungen. Erstens hat die Sitzhaltung keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Bedienung gezeigt. Der Einfluss der Sitzhaltung auf die Fußumsetzzeit beschränkte sich auf K140. Es konnte jedoch keine erhöhte Muskelaktivität nachgewiesen werden. Im Gegenteil wurde bei der Gaspedalbetätigung mit 110° Kniewinkel die höchste TA-Aktivität gefunden, ebenso wie bei der Bremspedalbetätigung (90 N) erhöhte Aktivitäten von RF, VL und VM. Die einzige Ausnahme ist die Wadenmuskulatur bei 140° , wofür es keine offensichtliche Erklärung gibt. Es bedarf weiterer Untersuchungen.

Die Änderungstendenz der maximalen Bremspedalkraft in Abhängigkeit von Kniewinkel und H30 entsprach nicht den Aktivitäten aller Muskeln bei der Pedalbetätigung. Sie kann jedoch mit der Beanspruchung bei der Pedalbetätigung mit 90 N verglichen werden, die eine ähnliche Aufgabe für die Beinmuskulatur bedeutet. Die Muskelaktivitäten von RF, VL und VM nahmen bei der gleichen Bremskraft mit größerem Kniewinkel ab, während die Aktivitäten von GM und GL zunahmen. Dies bedeutet eine

Änderung des Muskeleinsatzes vom Quadriceps zur Wadenmuskulatur, wenn man weiter entfernt vom Bremspedal sitzt und das Bein mehr streckt. Daher lässt sich annehmen, dass die Wadenmuskulatur bei einer Notbremsung mit einem mehr gestreckten Bein stärker als der Quadriceps aktiviert wird. Dies kann auch die reduzierte maximale Bremspedalkraft auf der höheren Sitzposition erklären: Der Quadriceps ist stärker als der Wadenmuskel, hat normalerweise ca. 20 % mehr Typ-IIa-Fasern (Levangie & Norkin, 2011) (vgl. Abschnitt 2.3.3) und kann daher eine größere Kraft zur Bremspedalbetätigung beitragen. Damit ist es effizienter, sich näher an der Pedalerie zu befinden, besonders bei einer Notbremsung. Vor diesem Hintergrund kann nicht pauschal gesagt werden, dass eine höhere Leistung eine höhere Beanspruchung verursacht, sondern dies hängt von der (unterschiedlichen) Effizienz ab.

6.7 Subjektive versus objektive Messmethoden

Die Ergebnisse der Hauptstudie haben gezeigt, dass die subjektive Diskomfortbewertung in der Lage war, aus den vorgegebenen Haltungen die auch hinsichtlich physischer Beanspruchung günstigeren Fahrerhaltungen zu identifizieren. Die objektiven Messungen haben sachliche Beweise zusätzlich geliefert, sind in der Praxis aber nur mit viel Aufwand einsetzbar. Auf der anderen Seite kann die Diskomfortbewertung nichts über die Leistung bei der Notbremsung aussagen. Sie hat allerdings Hinweise auf die Leistungsabnahmen gegeben, wie z. B. die Umsetzzeit und die maximale Bremspedalkraft bei K140, die durch eine Haltung mit ungünstiger Biomechanik bzw. niedrigerer Effizienz verursacht wurde.

Wie in Abschnitt 2.5.3 erwähnt, bedeutet eine objektive Messung nicht automatisch bessere Ergebnisse, sondern es hängt von der Zielsetzung der Messung ab. Bei der Fahrzeugentwicklung würde für die Haltungsbewertung oft eine subjektive Messmethode ausreichen, während eine objektive Messmethode wichtig ist für die Entwicklung eines neuen Werkzeugs mit quantitativ bewertbaren Kriterien, bspw. für einen neuen Algorithmus zur Haltungsbewertung digitaler Menschmodelle. Das Entscheidende hierbei ist, dass eindeutige und nachvollziehbare Bewertungskriterien benötigt werden, wie ein Schwellenwert der Muskelaktivität in Bezug auf die MVC.

6.8 Limitationen

Im folgenden Abschnitt werden die methodischen Herausforderungen und Einschränkungen in der Hauptstudie beschrieben, die bei der Ergebnisinterpretation berücksichtigt werden müssen.

Versuchsaufbau

Es gab leichte Abweichungen im Versuchsaufbau im Vergleich zu einem Serienfahrzeug. Das Bremspedalmodul hatte keine Verbindung zum Bremskraftverstärker und der Widerstand wurde durch ein parabelförmiges Gummielement und eine Rückholfeder dargestellt. Obwohl die Pedalkraft-Weg-Kurve auf dem Prüfstand ähnlich der Serien-Kennlinie des Bremspedals war, kann das Bremsgefühl Abweichungen zum Serienfahrzeug aufweisen. Insbesondere war das Rückfedern des Bremspedals bei der Notbremsung deutlich spürbar aufgrund der fehlenden Dämpfung. Darüber hinaus wurde das Fußhebelwerk nicht an der Stirnwand befestigt, sondern an einem Aluprofil. Daher könnte die gesamte Steifigkeit des Fußhebelwerks niedriger sein als im Serienfahrzeug.

Da ein Teil der Messungen mithilfe von MoCap durchgeführt wurde, mussten zwangsläufig die Mittelkonsole und die Tür entfernt werden, um eine vollständige Sicht des Vicon-Systems auf alle Marker

zu ermöglichen. Dies führt dazu, dass die Probanden ihre Beine in bestimmten Positionen nicht wie häufig gewohnt an der Mittelkonsole oder an der Tür abstützen konnten. Dadurch könnten die Bewegungen zur Pedalbetätigung, die Muskelaktivitäten und die Diskomfortbewertung beeinflusst worden sein.

Eine weitere Abweichung von Serienfahrzeugen war, dass die Sitzschiene horizontal ausgelegt wurde, damit die Sitzhöhe bei der manuellen Vorwärts- und Rückwärtsverstellung unverändert bleibt. Die Sitzkissenfläche hatte eine Neigung von 13° zur Horizontalen, was dem Wert von Fahrzeugtypen mit einem H30 über 300 mm entspricht (Horiue et al., 2012) und für Limousine und Sportwagen zu flach sein kann. Eine Nebenwirkung dieser Änderung war, dass der Oberschenkel weniger Unterstützung vom Sitzkissen erhielt. Dies könnte sowohl die physische Beanspruchung als auch die Diskomfortbewertung beeinflusst haben.

AROM

Es gibt einen systematischen Fehler bei der AROM-Messung des Fußgelenks aufgrund des ausgestreckten Unterschenkels. Obwohl der Vergleich zwischen den zwölf Sitzhaltungen grundsätzlich möglich ist, gehen die Informationen über die individuelle Beanspruchung im AROM des Sprunggelenkes in den jeweiligen Sitzpositionen verloren. In Zukunft muss der AROM eines Gelenks, der von einem mehrgelenkigen Muskel verbunden bzw. abhängig von der Stellung eines anderen Gelenks ist, in einer ähnlichen Haltung gemessen werden, wie sie auch bei der entsprechenden Aufgabe ausgeführt wird.

Muskelaktivitäten

Da die sechs gemessenen Muskeln nicht alle Muskeln des rechten Beines repräsentieren können, spiegeln die Ergebnisse der EMG nicht die muskuläre Beanspruchung des gesamten rechten Beines wider und müssen daher vorsichtig interpretiert und angewendet werden. Einige Muskeln der unteren Extremitäten konnten nicht gemessen werden, obwohl sie ebenfalls zur Pedalbetätigung beitragen, wie bspw. der größte Gesäßmuskel oder der Beinbeuger. Es ist schwer realisierbar, Elektroden unter dem Gesäß oder Oberschenkel zu positionieren, ohne die Diskomfortbewertung zu beeinträchtigen.

Weiterhin hat die Studie von Hwang (2011) gezeigt, dass der TA signifikant hoch beansprucht wurde, wenn der Fuß während des Wartens auf das nächste Fahrmanöver vor dem Pedal gehalten wurde. Dieses Phänomen wurde in dieser Arbeit nicht betrachtet und kann in Zukunft weiter untersucht werden, insbesondere in einer Simulation oder einem Feldversuch im städtischen Verkehr.

Darüber hinaus müssen die EMG-Ergebnisse in % MVC vorsichtig interpretiert werden. Zum einen wurde die MVC-Messung nach einer Standard-Prozedur jeweils nur einer Haltung durchgeführt. Allerdings ändert sich die maximale Spannung eines Muskels je nach Muskellänge (Winter, 2009), was bedeutet, dass die MVC der Muskeln theoretisch in allen zwölf Haltungen gemessen werden sollten. Dies war in der Hauptstudie mit bereits langer Versuchsdauer nicht machbar. Zum anderen waren die Probanden nicht darauf trainiert, maximale Muskelkontraktionen in den drei vorgegebenen Haltungen durchzuführen. Dies könnte trotz der fünfsekündigen Übungsphase vor der Messung zu einer um bis zu 30 % niedrigeren MVC führen (Merletti & Di Torino, 1999).

Nicht zuletzt muss beachtet werden, dass die Muskelermüdung in dieser Arbeit nicht kontrolliert wurde. Die Fahraufgaben pro Sitzposition dauerten nur 230 Sekunden, aber die gesamte Fahrdauer über alle Positionen betrug bereits 46 Minuten. Obwohl die Permutation der Sitzposition, die Haltungsverwechsel

und die Entspannungsphasen potenzielle Ermüdungseffekte reduzieren, ist eine Muskelermüdung nicht auszuschließen.

Diskomfort

Wegen des Zeitaufwands der Versuchsdurchführung konnte die lokale Diskomfortempfindung nicht individuell mittels der Diskomfortskala bewertet werden, sondern nur über die Häufigkeiten. Für eine weitergehende Haltungsoptimierung wäre es sinnvoll, betroffene Körperbereiche einzeln zu bewerten und die Beziehung zwischen dem globalen und dem lokalen Diskomfort zu ermitteln. Außerdem kann es auch sein, dass die kurze Fahrdauer pro Sitzhaltung die subtilen Diskomfort-Unterschiede zwischen verschiedenen Haltungen nicht erkennen lässt, diese sich jedoch mittel- bis langfristig verstärken könnten, bspw. im Bereich Gesäß bzw. Oberschenkel aufgrund unterschiedlicher Druckverteilung. Die Ermittlung des Zeiteinflusses bei langen Fahrdauern für ausgewählte Körperhaltungen wäre ebenfalls eine sinnvolle Weiterentwicklung dieser Studie.

Fahraufgaben

Bedingt durch die Art des Laborversuchs (kein reales Fahrzeug, keine Dynamik und Vibration, keine reale Umgebung, keine reale Notsituation usw.) konnte die tatsächliche Reaktion bzw. Handlung bei der Betätigung des Gaspedals und der Notbremsung nicht authentisch dargestellt werden. Die Fahraufgaben wurden mithilfe einer Biofeedback-Software künstlich konstruiert, wobei darauf geachtet wurde, Vergleichbarkeit zu erreichen, anstatt eine Simulation mit Verkehr und realistischen Fahrmanövern durchzuführen. Es bleibt interessant, Leistung und Beanspruchung bei der Pedalbetätigung im Feld zu untersuchen.

6.9 Vergleich mit der Literatur

Im folgenden Abschnitt werden die wesentlichen Unterschiede zwischen der Hauptstudie und sechs Studien aus der Literatur (vgl. Abschnitt 2.5.5) im Hinblick auf den Forschungsbedarf diskutiert (vgl. Abschnitt 2.6).

Ansatz

Anders als in den anderen sechs Studien wurden in dieser Arbeit nicht von den Probanden bevorzugte Haltungen zur Pedalbetätigung untersucht, sondern zwölf vordefinierte Haltungen. Erstens vermied dies die Verwechslung der Begriffe "optimale Haltung" und "bevorzugte Haltung", bevor bewiesen werden kann, dass diese identisch sind. Zweitens wurde dadurch das Defizit zwischen den intra- und interindividuellen Bandbreiten von "bevorzugten" Haltungen in der Literatur gelöst, da alle Probanden in der Hauptstudie über die gleiche Testbandbreite der Sitzhaltungen untersucht wurden. Das Resultat war eine deutlich kleinere Bandbreite der zu empfehlenden (ergonomischen) Knie- und Fußwinkel. Drittens konnte dadurch der Einfluss des Versuchsaufbaus auf die Auswahl der bevorzugten Sitzhaltungen eliminiert werden, bspw. die zufällige Auswahl der Sitzhöhe (vgl. Abbildung 27).

Neben den Unterschieden im Versuchsaufbau (Abmessungen, Verstellbarkeit, Feldversuch versus Simulator usw.) ist noch anzumerken, dass nicht alle Studien den gleichen Fokus auf die Betätigung von Gas- und Bremspedal in ihrem Versuchsdesign gelegt haben. Zum Beispiel haben Park et al. (2000) eine Holzplatte verwendet, um die Pedalerie anzudeuten und der Fuß lag nur passiv darauf; Peng et al. (2018) haben nur die Kupplungspedalbetätigung untersucht. Dies könnte einen Unterschied in der

muskulären Beanspruchung verursacht haben, was sich auch auf die subjektive Präferenz der Sitzhaltung auswirken konnte. In der Hauptstudie wurden repräsentative Gas- und Bremspedalbetätigungen einschließlich Notbremsungen betrachtet, wenn auch mit einigen Einschränkungen (vgl. Abschnitt 6.8). Allerdings gibt es einen wesentlichen Unterschied in den Bewertungskriterien zwischen der Hauptstudie und den anderen Studien (Tabelle 25). In zwei Studien (Park et al., 2000; Porter & Gyi, 1998) wurden außer den Gelenkwinkeln keine weiteren Bewertungskriterien für die Sitzhaltung erfasst, während in den anderen vier Studien auch entsprechende (Dis-)Komfortbewertungen und/oder andere bezogene Fragen erfasst wurden (Hanson et al., 2006; Krist, 1994; Kyung & Nussbaum, 2009; Park et al., 2000). Hingegen wurden in der Hauptstudie neben den subjektiven Kriterien auch viele objektive Kriterien (AROM, Gelenkwinkel, Muskelaktivität und Leistung bei der Pedalbetätigung) untersucht. Dies hat dazu beigetragen, Ursachen für Diskomfort zu erkennen und ein besseres Verständnis dafür zu ermöglichen.

Tabelle 25: Vergleich der Hauptstudie dieser Arbeit mit der Literatur

Literatur	Sitzhöhe (mm)	Aufbau der Pedalerie	Sitzhaltung	Erfassungsmethode der Sitzhaltung	Pedalbetätigung als Fahraufgabe	Fahrdauer	Haltungsbewertungsmethoden außer Gelenkwinkel	Stichprobengröße	Rechter Kniewinkel (°)	Bandbreite (°)	Rechter Fußwinkel (°)	Bandbreite (°)
RAMSIS (Seidl, 1994; Krist, 1994)	Sportwagen, Limousine und Lkw	Einteilige Platte mit Drucksensor als Andeutung von Gas und Bremspedal	Bevorzugte	3D-Haltungsanalyzesystem mit 4 Kameras	Gas- und Bremspedalbetätigung mit Fahrsimulation	3x 10 Min.	Komfort und Persönlichkeitsfragebogen	47	119 (neutral)	0	103 (neutral)	
Porter und Gyi (1998)	301,1 ± 11,3	Gas und Bremspedal	Bevorzugte	Goniometer auf der rechten Seite	Pedalbetätigung nach vorausgenommenem Video	150 Min.	-	55	99 ~ 138	39	80 ~ 113	33
Park et al. (2000)	-	Holzplatte als Andeutung Gaspedal	Bevorzugte	Vicon MoCap-System auf der rechten Seite	Fuß passiv auf einer fixierten Fläche auflegen	-	-	43	120 ~ 152	32	91 ~ 124	33
Hanson et al. (2006)	181 ± 22	Gas und Bremspedal	Bevorzugte	3D-Posenrekonstruktion durch 2 Kameras, beidseitig	Gas- und Bremspedalbetätigung mit Fahrsimulation	25 Min.	Schriftliche Beschreibung der Sitzhaltung mit fünf Adjektiven	38	109 ~ 157	48	90 ~ 111	21
Kyung and Nussbaum (2009)	Limousine und SUV	Realfahrzeug: Gas und Bremspedal; Simulator: keine Angabe	Bevorzugte	3D-Haltungsrekonstruktion mittels Koordinatenmessgerät, beidseitig	Feldversuch mit Pedalbetätigung und keine Angabe mit Fahrsimulation	20 Min.	Komfort- und Diskomfortskala und Body-Map	38	Limousine: 93 ~ 110, 123 ~ 142; SUV: 97 ~ 111, 136 ~ 139	Limousine: 77 ~ 91, 108 ~ 112; SUV: 36; 17	Limousine: 80 ~ 86, 108 ~ 116	14
Peng et al. (2018)	324,1 ± 56,0	Gaspedal und Kupplungspedal	Bevorzugte	3D-Bewegungserfassung, beidseitig	Einmalige Kupplungspedalbetätigung	-	Diskomfortskala	61	87 ~ 129	42	-	-
Die Hauptstudie dieser Arbeit	205, 255 und 315	Seriengaspedal und Serienbremspedal mit Drucksensor hinter dem Fußhebelwerk	12 Vorgegebene Sitzhaltungen	3D-Bewegungserfassung, beidseitig	Vordefinierte Gas- und Bremspedalbetätigung und Notbremsung	230 s	EMG, Diskomfortskala und Body-Map, Leistung bei der Pedalbetätigung	41	120 ~ 130	10	80 ~ 85	5

bereits im Versuchsdesign der Pilotstudie mit einer breiteren Inklusion von Literatur angezeigt (vgl. Abbildung 31).

RAMSIS gibt lediglich einen Kniewinkel für die neutrale Körperhaltung an. Der gesamte Winkelbereich von Porter und Gyi (1998) überlappt mit den vier anderen Studien. Park et al. (2000) und Hanson et al. (2006) beobachteten eher größere Kniewinkel. Sie sind auch die einzigen beiden Studien, die eine Präferenz für Kniewinkel über 140° festgestellt haben. Park et al. (2000) haben keine Sitzhöhe dokumentiert, während die Studie von Hanson et al. (2006) im Durchschnitt sehr niedrige Sitzpositionen aufwies ($H_{30} = 181 \pm 22$ mm). Es könnte sein, dass diese niedrigen Sitzpositionen zu den größeren Kniewinkeln geführt haben. In der Studie von Park et al. (2000) wurden keine spezifischen Pedalbetätigungsaufgaben durchgeführt, was möglicherweise dazu geführt hat, dass die Beanspruchung keine Rolle spielte und somit eine Position mit einem Kniewinkel von bspw. 150° möglich war, obwohl dieser Wert in der Hauptstudie nicht erreicht werden konnte. Der Winkelbereich von Kyung & Nussbaum (2009) weist eine Lücke in der Mitte auf, da sie das Diskomfortmodell von Zhang et al. (1996) verwendeten: Lediglich Haltungen mit niedrigem Diskomfort und hohem Komfort wurden als empfehlenswert identifiziert. Die Studie von Peng et al. (2018) ist die Einzige in der Liste, die präferierte Kniewinkel kleiner als 95° beobachtet hat. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Probanden durchschnittlich höher saßen ($H_{30} = 324,1$ mm \pm 56,0 mm) mit einer maximal bevorzugten Sitzhöhe von 418,3 mm, die deutlich größer als bei üblichen SUV ist und bereits zur Van-Kategorie gehört. Zusätzlich wurde der rechte Fuß lediglich auf das Gaspedal gesetzt, ohne es zu betätigen. Da weder die Neigung des Gaspedals noch der Fußwinkel angegeben wurden, ist es schwierig, diesen Kniewinkel mit anderen zu vergleichen.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass der Versuchsaufbau, insbesondere die Sitzhöhe sowie die Pedaleinstellung und die Fahraufgaben, einen erheblichen Einfluss auf die vom Fahrer gewählte Körperhaltung haben. Eine zentrale Frage ist, warum die Bandbreite der ergonomischen Kniewinkel in der Hauptstudie deutlich geringer ist als in anderen Studien. Da sich die körperliche Flexibilität der Probanden von der Hauptstudie und den anderen Studien nicht drastisch unterscheiden dürfte, könnte der Grund darin liegen, dass der Versuchsaufbau unterschiedlich flexibel gestaltet war. Im Gegensatz zu den anderen Studien konnten in der Hauptstudie außer dem Lenkrad keine Komponenten frei eingestellt werden. Alle Sitzpositionen und Pedalpositionen waren vordefiniert. Durch vollständig einstellbare Pedale und Sitze könnten lokaler Diskomfort möglicherweise durch entsprechende Anpassungen behoben werden, z. B. könnten Probleme mit dem Kniewinkel von 110° in der Hauptstudie aufgrund fehlender Abstützung vom Sitzkissen und starker Fußdorsiflexion möglicherweise durch eine höhere Sitzposition und/oder eine flachere Einstellung der Pedalerie gelöst werden. Oder in der Pilotstudie, in der Probanden mit einem Kniewinkel von 145° das Pedal aufgrund der Behinderung durch das Sitzkissen nicht erreichen konnten, hätte der Sitz noch tiefer und flacher und/oder die Pedalerie noch steiler eingestellt werden können. Da die Probanden in der Hauptstudie keine Möglichkeit hatten, solche individuellen Einstellungen vorzunehmen, was häufig auch in Serienfahrzeugen nicht möglich ist, traten Probleme auf, insbesondere hinsichtlich des Fußwinkels.

Fußwinkel

Ähnlich wie beim Kniewinkel haben die anderen Studien eine sehr breite interindividuelle Präferenzbandbreite vom Fußwinkel im Kontrast zu der Hauptstudie. Anders als beim Kniewinkel sitzt

der empfohlene Fußwinkelbereich der Hauptstudie nicht in der Mitte des Spektrums, sondern am kleineren Ende.

Vier Studien haben eine Bandbreite zwischen 91° und 112° empfohlen, was deutlich größer ist als die in der Hauptstudie beobachtete Bandbreite. Eine Ursache könnte darin liegen, dass das Gaspedal in der Hauptstudie fest installiert war, während es in den anderen Studien außer Park et al. (2000) verstellbar war. Nur zwei Studien berichteten von Fußwinkeln kleiner als 90° (Kyung & Nussbaum, 2009; Porter & Gyi, 1998) und haben Überschneidungen mit der Hauptstudie. Nur die Studie von Park et al. (2000) hat Fußwinkel größer als 113° und bis zu 124° beobachtet, was einer Plantarflexion von 23° bis 34° entspricht. Wenn weitere 5° bis 10° für die Gaspedalbetätigung dazukommen, würde diese von 28° bis 44° reichen, was laut der Literatur (Amereller, 2014; Lindel, 2006; Roaas & Andersson, 1982) wiederum 70 % bis 100 % des üblichen Bewegungsbereichs bei der Plantarflexion (40° ~ 49°) entsprechen würde und damit grenzwertig ist. Der Grund dafür könnte sein, dass die Pedalerie in der Studie von Park et al. (2000) nur mit einer statischen Holzplatte dargestellt wurde. Daher konnte die Pedalbewegung bis zum Anschlag nicht getestet werden. Wie beim Kniewinkel haben Kyung & Nussbaum (2009) auch im Winkelbereich des Sprunggelenks eine Lücke berichtet aufgrund der beiden Kriterien "maximaler Komfort und minimaler Diskomfort".

Eine wichtige Erkenntnis der Hauptstudie ist, dass die Dorsiflexion für die Beanspruchung des Schienbeins bei der Pedalbetätigung verantwortlich ist und bereits bei 10° spürbaren Diskomfort verursacht hat. Wie oben erwähnt, konnte die Pedalerie in der Hauptstudie jedoch nicht willkürlich verstellt werden, sondern hing einerseits von der Sitzhöhe und andererseits vom Kniewinkel ab, d. h. die Empfehlung des Fußwinkels in der Hauptstudie war mit dem Kniewinkel verbunden. Theoretisch könnte der "ergonomische" Fußwinkel der Hauptstudie noch größer sein, bis zu 90° bei einem Kniewinkel von 140°, bei dem auch keine Beschwerden im Schienbeinmuskel auftraten. Dies deutet darauf hin, dass die Neigung des Gaspedals in der Hauptstudie möglicherweise etwas zu steil war. Jedoch sollte der Fußwinkel, wie oben diskutiert, auch nicht zu groß werden, da dies wiederum zu einer übermäßigen Plantarflexion beim Bremsen führen kann, die eine erhöhte Wadenmuskelaktivierung verursacht. Dieser Schwellenwert konnte jedoch durch die Hauptstudie nicht festgelegt werden. Eine weitergehende Untersuchung zu diesem Thema wäre daher wünschenswert.

6.10 Beantwortung der Forschungsfragen

FF 1: Wie beeinflusst die Haltung der unteren Extremitäten die Pedalbetätigung hinsichtlich subjektiver und objektiver Bewertungskriterien?

Die Ergebnisse zeigen, dass eine vordere Sitzposition mit einem zu kleinen Kniewinkel (110°) und einem zu kleinen Fußwinkel (73° ~ 80°) spürbaren bis mittleren Diskomfort verursachen kann, insbesondere durch die erhöhte EMG-Aktivität im rechten vorderen Oberschenkel aufgrund unzureichender Abstützung vom Sitzkissen und durch die erhöhte EMG-Aktivität im Schienbein aufgrund starker Fußdorsiflexion. Eine hintere Sitzposition mit einem zu großen Kniewinkel (140°) kann ebenfalls spürbaren bis mittleren Diskomfort verursachen, insbesondere durch die erhöhte EMG-Aktivität im rechten vorderen Oberschenkel auf einer SUV Sitzhöhe (H30 = 315 mm) wegen möglicher Behinderung durch das Sitzkissen beim Beinstrecken und durch die erhöhte EMG-Aktivität in der rechten Wade aufgrund starker Plantarflexion. Darüber hinaus konnte beobachtet werden, dass die Fußumsetzzeit sowie die maximale Bremspedalkraft in einer hinteren Sitzposition mit zu großem Kniewinkel (140°) im

Vergleich zu anderen Positionen verschlechtert wurden. Insgesamt lässt sich zusammenfassen, dass eine zu weit vorne oder eine zu weit hinten liegende Sitzhaltung negative Auswirkungen auf die Diskomfortempfindung (subjektiv) und die physische Beanspruchung sowie die Leistung bei der Notbremsung (objektiv) haben kann.

FF 2: Stimmen die subjektiven Bewertungen der Fahrerhaltung in Bezug auf die Pedalbetätigung mit den objektiv erfassten physischen Beanspruchungen überein?

Ja. Im Rahmen dieser Arbeit konnten die globalen und lokalen Diskomfortbewertungen durch die Auswertung der Gelenkwinkel- und EMG-Daten bestätigt werden.

FF 3: Werden niedrigere physische Beanspruchungen bzw. Diskomfortempfindungen die Leistung bei der Pedalbetätigung begünstigen?

Nein. Die Ergebnisse zeigen, dass die Bediengenauigkeit des Gaspedals unabhängig von der Sitzhaltung und der physischen Beanspruchung war. Die Fußumsetzzeit wurde nur mit einem Kniewinkel von 140° im Vergleich zu einem Kniewinkel von 120° verschlechtert. Weiterhin nahm die maximale Bremspedalkraft mit größerem Kniewinkel und Sitzhöhe ab. Bei diesen Unterschieden konnte allerdings nicht nachgewiesen werden, dass sie wegen einer erhöhten Beanspruchung bei der Gas- oder Bremspedalbetätigung verursacht wurden.

FF 4: Welche Messmethoden sind geeignet, um die Haltung der unteren Extremitäten zur Pedalbetätigung zu beurteilen?

Die Ergebnisse zeigen, dass die Diskomfortskala in Kombination mit einer Body-Map die Beschwerden präzise und effektiv identifizieren konnte. Mit den Messergebnissen physischer Beanspruchungen, in diesem Fall Gelenkwinkel und Muskelaktivität, konnte die Sitzhaltung ebenfalls beurteilt werden, jedoch nur in Kombination mit der subjektiven Bewertung, denn zuvor wurden keine definierten Bewertungskriterien für Gelenkwinkel und Muskelaktivität der unteren Extremitäten gefunden. Die objektiven Daten allein können nicht zwischen einer optimalen und einer suboptimalen Sitzhaltung differenzieren.

Die Messmethoden physischer Beanspruchungen sind ähnlich effektiv wie die Diskomfortbewertung, jedoch aufwendiger wegen der Vorbereitung der Messtechnik sowie der Rohdatenverarbeitung nach der Messung. Weiterhin ist es weder praktisch noch möglich, alle Muskeln über EMG zu messen, z. B. die Muskulatur von Gesäß sowie hinterem Oberschenkel aufgrund der Beeinträchtigung der Diskomfortbewertung. In dieser Hinsicht können die physischen Beanspruchungen nie komplett evaluiert werden. Auf der anderen Seite sind die Messergebnisse von Gelenkwinkeln und Muskelaktivität nützlich, wenn diese in der Zukunft in einer Simulationssoftware als Bewertungskriterien integriert werden könnten.

Da die Gaspedaldosierbarkeit nicht von der Sitzhaltung abhängt, ist diese Messmethode nicht für die Haltungsbewertung geeignet. Bezüglich der Leistung bei einer Notbremsung konnte jedoch eine zu weit hinten liegende Sitzposition (mit einem Kniewinkel von 140°) erkannt werden, bei der die Fußumsetzzeit und die maximale Bremspedalkraft verschlechtert waren. Daher können diese für die Haltungsbewertung verwendet werden. Wie bei der physischen Beanspruchung sollten die beiden Messmethoden aber idealerweise definierte Bewertungskriterien haben.

Insgesamt lässt sich festhalten, dass die Diskomfortskala in Verbindung mit Body-Maps, MoCap, EMG und Erfassung der Fußumsetzzeit sowie der maximalen Bremspedalkraft für die Haltungsbewertung der unteren Extremitäten zur Pedalbetätigung geeignet sind.

FF 5: Wie definiert sich eine ergonomische Fahrerhaltung der unteren Extremitäten unter Berücksichtigung der Pedalbetätigung im Pkw?

Basierend auf der Definition der Ergonomie (IEA, 2022) bzw. den geprüften Hypothesen dieser Arbeit reduziert eine ergonomische Fahrerhaltung der unteren Extremitäten den ausgenutzten AROM sowie die Muskelaktivitäten und somit die Diskomfortempfindung bei der Gas- und Bremspedalbetätigung und ermöglicht zudem eine kürzere Fußumsetzzeit und eine größere maximale Bremspedalkraft bei der Notbremsung.

7 Fazit und Ausblick

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, eine ergonomische Fahrerhaltung hinsichtlich der Pedalbetätigung im Pkw zu ermitteln. Dazu wurde eine empirische Studie durchgeführt, um die physischen Beanspruchungen (ausgenutzter AROM und EMG-Aktivität), die Diskomfortempfindungen und die Leistung bei der Pedalbetätigungen (Genauigkeit der Gaspedalbetätigung sowie Umsetzzeit und maximale Bremspedalkraft bei einer Notbremsung) zu untersuchen.

In der empirischen Hauptstudie wurden insgesamt 41 Probanden in zwölf verschiedenen Sitzhaltungen untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass ein Kniewinkel von 110° zu einer stärkeren Dehnung der Gesäß- und Wadenmuskulatur führt und erhöhte Muskelaktivitäten in TA (für die Gaspedalbetätigung) sowie in RF, VL und VM (für die Bremspedalbetätigung) verursacht. Die Haltungen bei diesem Kniewinkel wurden mit einem stärkeren Diskomfort im Vergleich zu den Haltungen bei Kniewinkeln von 120° und 130° bewertet.

Auf der anderen Seite führte ein Kniewinkel von 140° zu erhöhten Muskelaktivitäten in VL, VM, GL und GM bei der Bremspedalbetätigung und verursachte auch dadurch einen stärkeren Gesamtdiskomfort. Zusätzlich war die Umsetzzeit bei der Notbremsung bei diesem Kniewinkel etwas langsamer im Vergleich zu einem Kniewinkel von 120°. Die maximale Bremspedalkraft war ebenfalls geringer als bei den anderen drei Kniewinkeln.

Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass es ergonomische Fahrerhaltungen für die unteren Extremitäten gibt, die eine geringere Ausnutzung des Gelenkbewegungsumfanges erfordert sowie eine niedrigere Muskelaktivität und einen geringeren Diskomfort ermöglichen und gleichzeitig eine schnelle Umsetzzeit und maximale Bremspedalkraft gewährleisten. Basierend auf den Erkenntnissen dieser Arbeit wird eine Sitzhaltung im Fahrzeug mit einem Kniewinkel zwischen 120° und 130° für H30-Werte zwischen 205 mm und 315 mm empfohlen.

Allerdings kann die Auslegung des Fahrerarbeitsplatzes, z. B. die Gestaltung der Pedale, die Ergebnisse wiederum beeinflussen, z. B. könnte ein flacheres Gaspedal die Dorsalflexion verringern und somit die Ergebnisse dieser Arbeit verändern.

Die Ergebnisse dieser Arbeit können hilfreich sein, wenn ein neuer Sitzverstellbereich unter Verwendung von digitalen Menschmodellen festgelegt wird. Mit den abgeleiteten Empfehlungen kann klar definiert werden, wo der optimale Bereich für die Fahrerhaltung liegt. In Kombination mit den Ergebnissen bezüglich der optimalen Haltungen für die oberen Extremitäten für die Lenkaufgaben könnte ein neues Haltungsmodell auf der Grundlage objektiver Daten entwickelt werden. In Zukunft wäre es dann möglich, diese Ergebnisse und eine verbesserte biomechanische Modellierung in eine DHM-Software wie RAMSIS einfließen zu lassen, um präzisere Aussagen bei der ergonomischen Auslegung von Fahrerarbeitsplatzkonzepten zu ermöglichen.

- Agresti, A. (2002). *Categorical data analysis* (2nd ed). Wiley-Interscience.
- Akgunduz, A., Rakheja, S., & Tarczay, A. (2014). Distributed occupant-seat interactions as an objective measure of seating comfort. *International Journal of Vehicle Design*, 65(4), 293–313.
- Amereller, M. (2014). *Die Gelenkbeweglichkeit des Menschen im Altersgang als Fokus wissenschaftlicher Forschung im automobilen Kontext*. Technische Universität München.
- Andersson, B., Ortengren, R., Nachemson, A., & Elfström, G. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. IV. Studies on a car driver's seat. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 6(3), 128–133.
- Annett, J. (2002). Subjective rating scales: Science or art? *Ergonomics*, 45(14), 966–987. <https://doi.org/10.1080/00140130210166951>
- Apostolico, A., Cappetti, N., D'Oria, C., Naddeo, A., & Sestri, M. (2014). Postural comfort evaluation: Experimental identification of range of rest posture for human articular joints. *Int J Interact Des Manuf*, 12.
- Bennett, L., Kavner, D., Lee, B., & Trainor, F. (1979). Shear vs pressure as causative factors in skin blood flow occlusion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 60(7), 309–314.
- Bhise, V. D. (2016). *Ergonomics in the Automotive Design Process*. CRC Press. <https://www.taylorfrancis.com/books/9781439842119>
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9(1), 75–118.
- Björkstén, M., & Jonsson, B. (1977). Endurance limit of force in long-term intermittent static contractions. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 3(1), 23–27. <https://doi.org/10.5271/sjweh.2795>
- Bolker, B. M., Brooks, M. E., Clark, C. J., Geange, S. W., Poulsen, J. R., Stevens, M. H. H., & White, J.-S. S. (2009). Generalized linear mixed models: A practical guide for ecology and evolution. *Trends in Ecology & Evolution*, 24(3), 127–135. <https://doi.org/10.1016/j.tree.2008.10.008>
- Boone, D. C., & Azen, S. P. (1979). Normal range of motion of joints in male subjects. *JBJS*, 61(5), 756–759.
- Borg, G. (1982a). A category scale with ratio properties for intermodal and interindividual comparisons. *Psychophysical Judgment and the Process of Perception*, 25–34.
- Borg, G. (1982b). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.
- Bortz, J., & Döring, N. (2006). Quantitative Methoden der Datenerhebung. In J. Bortz & N. Döring, *Forschungsmethoden und Evaluation* (pp. 137–293). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-33306-7_4
- Breuer, J., Faulhaber, A., Frank, P., & Gleissner, S. (2007). Real world safety benefits of brake assistance systems (07-0103). *Proceedings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles Conference (ESV)*. Lyon, France.
- Brückner, B. (2011). *Neue Ansätze für die Ergonomieabsicherung in der Fahrzeugentwicklung*. 3. Symposium Human Machine Interaction Design – Von der nutzergerechten bis zur energieeffizienten Gestaltung, Stuttgart.

-
- Bubb, H. (2003). Wie viele Probanden braucht man für allgemeine Erkenntnisse aus Fahrversuchen. *Fahrversuche Mit Probanden–Nutzwert Und Risiko*, 1, 26–39.
- Bubb, H. (2015). Menschmodelle. In H. Bubb, K. Bengler, R. E. Grünen, & M. Vollrath, *Automobilergonomie* (pp. 221–258). Springer Vieweg. http://link.springer.com/10.1007/978-3-8348-2297-0_5
- Bubb, H., Bengler, K., Breuninger, J., Gold, C., & Helmbrecht, M. (2015). Systemergonomie des Fahrzeugs. In H. Bubb, K. Bengler, R. E. Grünen, & M. Vollrath, *Automobilergonomie* (pp. 259–344). Springer Vieweg. https://doi.org/10.1007/978-3-8348-2297-0_6
- Bubb, H., Grünen, R. E., & Remlinger, W. (2015). Anthropometrische Fahrzeuggestaltung. In *Automobilergonomie* (pp. 345–470). Springer Vieweg.
- Bubb, H., Vollrath, M., Reinprecht, K., Mayer, E., & Körber, M. (2015). Der Mensch als Fahrer. In H. Bubb, K. Bengler, R. E. Grünen, & M. Vollrath, *Automobilergonomie* (pp. 67–162). Springer Vieweg. https://doi.org/10.1007/978-3-8348-2297-0_3
- Cappetti, N., Naddeo, A., Soldovieri, V. M., Vitillo, I., & Fiorillo, I. (2020). Perceived Comfort and Muscular Activity: A Virtual Assessment of Possible Correlations. In C. Rizzi, A. O. Andrisano, F. Leali, F. Gherardini, F. Pini, & A. Vergnano (Eds.), *Design Tools and Methods in Industrial Engineering* (pp. 59–70). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-31154-4_6
- Cardiff, P. (2012). *Development of the finite volume method for hip joint stress analysis* [PhD Thesis]. University College Dublin.
- Chaffin, D. B. (1973). Localized muscle fatigue—Definition and measurement. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 15(4), 346–354.
- Charness, G., Gneezy, U., & Kuhn, M. A. (2012). Experimental methods: Between-subject and within-subject design. *Journal of Economic Behavior & Organization*, 81(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jebo.2011.08.009>
- Chen, L., Li, W., Yang, Y., & Miao, W. (2020). Evaluation and optimization of vehicle pedal comfort based on biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, 234(5), 1402–1412.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Lawrence Erlbaum Associates. Hillsdale, NJ, 20–26.
- Corlett, E. N., & Bishop, R. P. (1976). A Technique for Assessing Postural Discomfort. *Ergonomics*, 19(2), 175–182. <https://doi.org/10.1080/00140137608939000>
- Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
- Cruse, H., Wischmeyer, E., Brüwer, M., Brockfeld, P., & Dress, A. (1990). On the cost functions for the control of the human arm movement. *Biological Cybernetics*, 62(6), 519–528. <https://doi.org/10.1007/BF00205114>
- Cvetkovic, M. (2020). *Influence of long-time driving on lower limbs musculoskeletal symptoms and physical control*.
- Darliana, M., Baba, M., Dian, D., & Ahmad, R. (2020). Muscle contraction during maneuvering steering wheel using surface electromyography. *Malaysian Journal of Public Health Medicine*, 20(Special1), 216–222.

- De Luca, C. J., & Basmajian, J. V. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Williams & Wilkins: Philadelphia, PA, USA.
- Defense, U. S. D. of. (1981). *Human Engineering Design Criteria for Military Systems, Equipment and Facilities*. Department of Defense.
- Deng, T.-M., Fu, J., Shao, Y.-M., Peng, J., & Xu, J. (2019). Pedal operation characteristics and driving workload on slopes of mountainous road based on naturalistic driving tests. *Safety Science*, 119, 40–49. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2018.10.011>
- Drummond, D. S., Narechania, R. G., Rosenthal, A. N., Breed, A. L., Lange, T. A., & Drummond, D. K. (1982). A study of pressure distributions measured during balanced and unbalanced sitting. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 64(7), 1034–1039. <https://doi.org/10.2106/00004623-198264070-00010>
- Duden. (2023). *Definition von "Komfort."* Duden. <https://www.duden.de/rechtschreibung/Komfort>
- El ahrache, K., Imbeau, D., & Farbos, B. (2006). Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(2), 99–108. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.08.003>
- Ellermeier, W., Westphal, W., & Heidenfelder, M. (1991). On the “absoluteness” of category and magnitude scales of pain. *Perception & Psychophysics*, 49(2), 159–166.
- Enev, M., Takakuwa, A., Koscher, K., & Kohno, T. (2016). Automobile Driver Fingerprinting. *Proceedings on Privacy Enhancing Technologies*, 2016(1), 34–50. <https://doi.org/10.1515/popets-2015-0029>
- Erd, A., Jaśkiewicz, M., Koralewski, G., Rutkowski, D., & Stokłosa, J. (2018). Experimental research of effectiveness of brakes in passenger cars under selected conditions. *2018 Xi International Science-Technical Conference Automotive Safety*, 1–5.
- Fitch, G. M., Blanco, M., Morgan, J. F., Rice, J. C., Wharton, A. E., Wierwille, W. W., Hanowski, R. J., & others. (2010). *Human performance evaluation of light vehicle brake assist systems*.
- Fitch, G. M., Blanco, M., Morgan, J. F., & Wharton, A. E. (2010). Driver Braking Performance to Surprise and Expected Events. *Th ANNUAL MEETING*, 5.
- Fritzsche, F. (2009). *Kraft- und haltungsabhängiger Diskomfort unter Bewegung – berechnet mit Hilfe eines digitalen Menschmodells*.
- Fröhmel, C. (2010). *Validierung des RAMSIS-Krafthaltungsmodells*. Technische Universität München. <http://mediatum.ub.tum.de/?id=807071>
- Fruth, S. J., & Fawcett, C. (2019). *Fundamentals of tests and measures for the physical therapist assistant*. Jones & Bartlett Learning.
- Garg, A., Hegmann, K. T., Schwoerer, B. J., & Kapellusch, J. M. (2002). The effect of maximum voluntary contraction on endurance times for the shoulder girdle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(2), 103–113. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(02\)00078-1](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(02)00078-1)
- Grandjean, E., & Hünting, W. (1977). Ergonomics of posture—Review of various problems of standing and sitting posture. *Applied Ergonomics*, 8(3), 135–140.
- Hagberg, M. (1981). Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, 51(1), 1–7. <https://doi.org/10.1152/jappl.1981.51.1.1>

- Hanson, L., Sperling, L., & Akselsson, R. (2006). Preferred car driving posture using 3-D information. *International Journal of Vehicle Design*, 42(1–2), 154–169.
- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (2000). Sitting biomechanics, part II: optimal car driver's seat and optimal driver's spinal model. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(1), 37–47.
- Hartung, J. (2006). *Objektivierung des statischen Sitzkomforts auf Fahrzeugsitzen durch die Kontaktkräfte zwischen Mensch und Sitz*. Technische Universität München.
- Heller, O. (1981). Theorie und Praxis des Verfahrens der Kategorienunterteilung (KU). *Forschungsbericht*, 1–15.
- Hertzberg, H. T. (1958). Seat comfort. *Dayton, OH: Wright-Patterson Airforce Base*, 297–300.
- Hettinger, T., & Wobbe, G. (1993). *Kompendium der Arbeitswissenschaft: Optimierungsmöglichkeiten zur Arbeitsgestaltung und Arbeitsorganisation*. Kiehl Ludwigshafen.
- Hichim, M. F. (2020). The Effects of Driver Age and Gender on Vehicle Stopping Distance Under Different Speeds. *European Transport/Trasporti Europei*, 80(ET.2020), 1–11. <https://doi.org/10.48295/ET.2020.80.1>
- Hiemstra-van Mastrigt, S., Groenesteijn, L., Vink, P., & Kuijt-Evers, L. F. (2017). Predicting passenger seat comfort and discomfort on the basis of human, context and seat characteristics: A literature review. *Ergonomics*, 60(7), 889–911.
- Hirao, A., Kato, K., Kitazaki, S., & Yamazaki, N. (2007). *Evaluations of Physical Fatigue during Long-term Driving with a New Driving Posture*. 2007-01–0348. <https://doi.org/10.4271/2007-01-0348>
- Hirose, T., Taniguchi, T., Hatano, T., Takahashi, K., & Tanaka, N. (2008). A Study on the Effect of Brake Assist Systems (BAS). *SAE International Journal of Passenger Cars - Mechanical Systems*, 1(1), 729–735. <https://doi.org/10.4271/2008-01-0824>
- Homish, G. G., Edwards, E. P., Eiden, R. D., & Leonard, K. E. (2010). Analyzing family data: A GEE approach for substance use researchers. *Addictive Behaviors*, 35(6), 558–563.
- Horiue, M., Tomonori, O., Okiyama, H., Tanaka, Y., & Tsuji, T. (2012). A Study on Design Factors of Gas Pedal Operation. *SAE International Journal of Passenger Cars - Mechanical Systems*, 5(1), 30–35. <https://doi.org/10.4271/2012-01-0073>
- Hosea, T. M., Simon, S. R., Delatizky, J., Wong, M. A., & Hsieh, C.-C. (1986). Myoelectric analysis of the paraspinal musculature in relation to automobile driving. *Spine*, 11(9), 928–936.
- HUMAN SOLUTIONS GmbH. (2012). *RAMSIS in CATIA V5—Handbuch—Version 3.8*.
- HUMAN SOLUTIONS GmbH. (2014). *RAMSIS in CATIA V5—User Guide—Version 3.8*.
- Huxley, H., & Hanson, J. (1954). Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173(4412), 973–976.
- Hwang, B.-H. (2011). *Analysis of Muscle Fatigue for Urban Bus Drivers using Electromyography*. SAE Technical Paper.
- IBM Corp. (2019). *IBM SPSS Statistics for Windows (26.0.)* [Computer software]. IBM Corp.
- IEA. (2022). *What Is Ergonomics? | The International Ergonomics Association is a global federation of human factors/ergonomics societies, registered as a nonprofit organization in Geneva, Switzerland*. <https://iea.cc/what-is-ergonomics/>

- ISO. (2015). *Footwear—Sizing—Conversion of sizing systems* (ISO/TS 19407:2015). <https://www.iso.org/standard/62349.html>
- Jammes, Y., Behr, M., Weber, J. P., & Berdah, S. (2016). Consequences of simulated car driving at constant high speed on the sensorimotor control of leg muscles and the braking response. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 37(6), 767–775. <https://doi.org/10.1111/cpf.12383>
- Jørgensen, K., Fallentin, N., Krogh-Lund, C., & Jensen, B. (1988). Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(3), 316–321. <https://doi.org/10.1007/BF00635990>
- Jung, E. S., & Choe, J. (1996). Human reach posture prediction based on psychophysical discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 18(2–3), 173–179. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(95\)00080-1](https://doi.org/10.1016/0169-8141(95)00080-1)
- Kang, S.-Y., Choung, S.-D., & Jeon, H.-S. (2014). Characteristics of Leg and Ankle in Taxi Drivers. *Physical Therapy Korea*, 21(1), 55–62. <https://doi.org/10.12674/ptk.2014.21.1.055>
- Kapandji, I. (2016). *Physiology of the Joints E-Book: Volume 2 Lower Limb*. Elsevier Health Sciences.
- Khamis, N., & Deros, B. (2018). *Amplitude analysis of lower leg muscle in car pedal operation in specific driving posture and duration*.
- Khamis, N. K. (2018). *An Integrated Model for Predicting Driver's Discomfort While Interacting With Car Seat and Car Controls* [PhD Thesis]. Universitaet Duisburg-Essen (Germany).
- Khamis, N. K., Derosa, B. M., Nuawia, M. Z., & Schramm, D. (2018). Pattern of muscle contraction in car pedal control. *Jurnal Kejuruteraan*, 30(1), 23–29. <https://doi.org/10/ggwp33>
- Kiguchi, K., Fujita, T., Yabunaka, S., Takeda, Y., & Hara, T. (2017). ANKLE MUSCLE SYNERGIES FOR SMOOTH PEDAL OPERATION UNDER VARIOUS LOWER-LIMB POSTURE. *Computer Science & Information Technology*, 71.
- Kimpara, H., Mbanisi, K. C., Fu, J., Li, Z., Prokhorov, D., & Gennert, M. A. (2020). Human Model-Based Active Driving System in Vehicular Dynamic Simulation. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 21(5), 1903–1914. <https://doi.org/10.1109/TITS.2019.2906294>
- Kishishita, Y., Tanaka, Y., & Kurita, Y. (2019). Force perceptual bias caused by muscle activity in unimanual steering. *PloS One*, 14(10), e0223930.
- Knoll, C. M. (2007). *Einfluss des visuellen Urteils auf den physisch erlebten Komfort am Beispiel von Sitzen*. [PhD Thesis]. Technische Universität München.
- Konrad, P. (2011). *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*.
- Krist, R. (1994). *Modellierung des Sitzkomforts: Eine experimentelle Studie*. Doctoral thesis.
- Kuijt-Evers, L. F. M., Bosch, T., Huysmans, M. A., De Looze, M. P., & Vink, P. (2007). Association between objective and subjective measurements of comfort and discomfort in hand tools. *Applied Ergonomics*, 38(5), 643–654. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.05.004>
- Kyung, G., & Nussbaum, M. A. (2009). Specifying comfortable driving postures for ergonomic design and evaluation of the driver workspace using digital human models. *Ergonomics*, 52(8), 939–953. <https://doi.org/10.1080/00140130902763552>

- Le, P., Rose, J., Knapik, G., & Marras, W. S. (2014). Objective classification of vehicle seat discomfort. *Ergonomics*, 57(4), 536–544. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.887787>
- Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444–446. [https://doi.org/10.1016/S0161-4754\(99\)70032-1](https://doi.org/10.1016/S0161-4754(99)70032-1)
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (Eds.). (2011). *Joint structure and function: A comprehensive analysis* (Fifth edition). F.A. Davis.
- Li, M., Gao, Z., Gao, F., & Zhang, T. (2021). Research on comfortable driving posture of car drivers based on muscle biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*. <https://doi.org/10.1177/09544070211055281>
- Liu, Y., Liu, Q., Ji, X., Hayama, R., Mizuno, T., & Nakano, S. (2017). A New Objective Evaluation Method for Vehicle Steering Comfort. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 139(9), 091013. <https://doi.org/10.1115/1.4036072>
- Looze, M. P. D., Kuijt-Evers, L. F. M., & Dieën, J. V. (2003). Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures. *Ergonomics*, 46(10), 985–997. [10.1080/0014013031000121977](https://doi.org/10.1080/0014013031000121977)
- Lorenz, S. (2011). *Assistenzsystem zur Optimierung des Sitzkomforts im Fahrzeug*. Technische Universität München.
- Lourenço, H. R., & Ackermann, M. (2015). *Passenger Vehicle Driver's Lower Limbs Ergonomics through the Development of Biomechanical Models*. SAE Technical Paper Series. <https://doi.org/10.4271/2015-36-0205>
- Lyubenov, D. (2011). Research of the stopping distance for different road conditions. *Transport Problems*, 6, 119–126.
- Mansfield, N. J., Mackrill, J., Rimell, A. N., & MacMull, S. J. (2014). Combined Effects of Long-Term Sitting and Whole-Body Vibration on Discomfort Onset for Vehicle Occupants. *ISRN Automotive Engineering, 2014*, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2014/852607>
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2007). *Human anatomy & physiology* (7th ed.). Pearson.
- Mastrigt, S. H. (2015). *Comfortable passenger seats: Recommendations for design and research*. <https://doi.org/10/ggr6cs>
- Mazda North American Operations. (2016, May 1). *Organ-Type Accelerator Pedal*. Inside Mazda. <https://insidemazda.mazdausa.com/the-mazda-way/cars-for-drivers/organ-type-accelerator-pedal/>
- McArdle, W. D., Katch, F. I., Katch, V. L., & McArdle, W. D. (2010). *Exercise physiology: Nutrition, energy and human performance*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Menache, A. (2011). *Understanding motion capture for computer animation*. Elsevier.
- Mergl, C. (2006). *Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts auf Automobilsitzen*. Technische Universität München.
- Merletti, R., & Di Torino, P. (1999). *Standards for Reporting EMG Data*. 4.
- Miyajima, C., Nishiwaki, Y., Ozawa, K., Wakita, T., Itou, K., Takeda, K., & Itakura, F. (2007). Driver Modeling Based on Driving Behavior and Its Evaluation in Driver Identification. *Proceedings of the IEEE*, 95(2), 427–437. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2006.888405>

-
- Moes, N. (2005). Analysis of sitting discomfort, a review. *Contemporary Ergonomics*, 2005, 200–204.
- Mühlstedt, J. (2016). Digitale Menschmodelle. In A. C. Bullinger-Hoffmann & J. Mühlstedt (Eds.), *Homo Sapiens Digitalis—Virtuelle Ergonomie und digitale Menschmodelle* (pp. 73–182). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-50459-8_4
- Mundale, M. O. (1970). The relationship of intermittent isometric exercise to fatigue of hand grip. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51(9), 532–539.
- Naddeo, A., Cappetti, N., & D’Oria, C. (2015). Proposal of a new quantitative method for postural comfort evaluation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 48, 25–35. <https://doi.org/10/ggr6dx>
- NASA. (2014). *Human Integration Design Handbook*. National Aeronautics and Space Administration; <http://www.nasa.gov/feature/human-integration-design>.
- Nowosielski, Y., Leitner, B., Rauchegger, T., Angermann, R., Psomiadi, A., Palme, C., Laimer, J., Liebensteiner, M., & Zehetner, C. (2021). Bilateral cataract surgery improves neurologic brake reaction time and stopping distance in elderly drivers. *Acta Ophthalmologica*, 99(7). <https://doi.org/10.1111/aos.14748>
- Oxford University Press. (2023). *Definition of “Comfort.”* Oxford Learner’s Dictionaries. https://www.oxfordlearnersdictionaries.com/definition/english/comfort_1?q=comfort
- Palmer, M. L., Epler, M. E., & Epler, M. F. (1998). *Fundamentals of musculoskeletal assessment techniques*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Palmertz, C., Jakobsson, L., & Karlsson, A.-S. (1998). Pedal use and foot positioning during emergency braking. *IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*, 135–146.
- Pannetier, R. (2012). *Developing biomechanical human models for ergonomic assessment of automotive controls: Application to clutch pedal* [PhD Thesis]. Université Claude Bernard-Lyon I.
- Pannetier, R., & Wang, X. (2012). Development of objective discomfort evaluation indicators for a task-oriented motion using less constrained motion concept: Application to automotive pedal clutching task. *Work*, 41, 1461–1465. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0338-1461>
- Pannetier, R., & Wang, X. (2014). A comparison of clutching movements of freely adjusted and imposed pedal configurations for identifying discomfort assessment criteria. *Applied Ergonomics*, 45(4), 1010–1018. <https://doi.org/10/gg4wsx>
- Park, S. J., Kim, C.-B., Kim, C. J., & Lee, J. W. (2000). Comfortable driving postures for Koreans. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 26(4), 489–497.
- Parkinson, M. B., & Reed, M. P. (2006). *Optimizing Vehicle Occupant Packaging*. 2006-01–0961. <https://doi.org/10.4271/2006-01-0961>
- Peng, J., Wang, X., & Denninger, L. (2017). Ranges of the least uncomfortable joint angles for assessing automotive driving posture. *Applied Ergonomics*, 61, 12–21. <https://doi.org/10/ggctrw>
- Peng, J., Wang, X., & Denninger, L. (2018). Effects of Anthropometric Variables and Seat Height on Automobile Drivers’ Preferred Posture With the Presence of the Clutch. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 60(2), 172–190. <https://doi.org/10.1177/0018720817741040>

- Pick, A. J., & Cole, D. J. (2006). Measurement of Driver Steering Torque Using Electromyography. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 128(4), 960–968. <https://doi.org/10.1115/1.2363198>
- Porter, J. M., & Gyi, D. E. (1998). Exploring the optimum posture for driver comfort. *International Journal of Vehicle Design*, 19(3), 255–266.
- Preuscken, V. G., & Dupuis, H. (1969). Körperhaltung und Sitzgestaltung des Kraftfahrzeugführers. *Ergonomics*, 12(2), 234–245.
- Rasmussen, J., Andersen, M. S., Rausch, J., Upmann, A., & Klocke, D. (2014). H-point simulation in musculoskeletal models of seating. *Proceedings of the 3rd International Digital Human Modeling Symposium*, 4.
- Rebiffé, R. (1969). Le Siège du Conducteur: Son Adaptation Aux Exigences Fonctionnelles et Anthropométriques. *Ergonomics*, 12(2), 246–261. <https://doi.org/10.1080/00140136908931051>
- Reed, M. P., Saito, M., Kakishima, Y., Lee, N. S., & Schneider, L. W. (1991). *An investigation of driver discomfort and related seat design factors in extended-duration driving* (pp. 130–159).
- Reed, M. P., Schneider, L. W., & Ricci, L. L. (1994). *Survey Of Auto Seat Design Recommendations For Improved Comfort* (p. 96).
- Reif, K. (Ed.). (2010). *Bremsen und Bremsregelsysteme* (1. Auflage). Vieweg + Teubner.
- Roaas, A., & Andersson, G. B. J. (1982). Normal Range of Motion of the Hip, Knee and Ankle Joints in Male Subjects, 30–40 Years of Age. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 53(2), 205–208. <https://doi.org/10.3109/17453678208992202>
- Roach, K. E., & Miles, T. P. (1991). Normal hip and knee active range of motion: The relationship to age. *Physical Therapy*, 71(9), 656–665.
- Rohmert, W. (1960). *Statische Haltearbeit des Menschen*. Beuth-Vertrieb.
- Rohmert, W. (1983). Formen menschlicher Arbeit. *Praktische Arbeitsphysiologie*, 3, 5–29.
- Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift Für Arbeitswissenschaft*, 38(4), 193–200.
- SAE. (1995). *J826: Devices for Use in Defining and Measuring Vehicle Seating Accommodation—SAE International*. https://www.sae.org/standards/content/j826_198004/
- SAE International. (2009). *Motor Vehicle Dimensions*.
- SAE International. (2022, December 13). *Ground Vehicle—Standards Development—SAE International*. <https://www.sae.org/site/standards/development/ground-vehicle>
- Sato, H., Ohashi, J., Iwanaga, K., Yoshitake, R., & Shimada, K. (1984). Endurance time and fatigue in static contractions. *Journal of Human Ergology*, 13(2), 147–154.
- Schlick, C., Bruder, R., & Luczak, H. (2018a). Arbeitsformen. In C. Schlick, R. Bruder, & H. Luczak, *Arbeitswissenschaft* (pp. 141–275). Springer Berlin Heidelberg. http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-56037-2_3
- Schlick, C., Bruder, R., & Luczak, H. (2018b). Arbeitspersonen. In C. Schlick, R. Bruder, & H. Luczak, *Arbeitswissenschaft* (pp. 59–139). Springer Berlin Heidelberg. http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-56037-2_2

- Schlick, C., Bruder, R., & Luczak, H. (2018c). Arbeitswissenschaft im Umriss: Disziplinen- und Konzeptstruktur. In C. Schlick, R. Bruder, & H. Luczak, *Arbeitswissenschaft* (pp. 1–58). Springer Berlin Heidelberg. http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-56037-2_1
- Schmidt, S., Amereller, M., Franz, M., Kaiser, R., & Schwirtz, A. (2014). A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture. *Applied Ergonomics*, *45*(2), 247–260. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.04.009>
- Schmidt, S., Seiberl, W., & Schwirtz, A. (2015). Influence of different shoulder-elbow configurations on steering precision and steering velocity in automotive context. *Applied Ergonomics*, *46 Pt A*, 176–183. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.07.017>
- Schmidtke, H., & Groner, P. (1989). *Handbuch der Ergonomie: Mit ergonomischen Konstruktionsrichtlinien und Methoden*.
- Schmidtke, H., & Rühmann, H. P. (1989). Kräfte an Fußstellteilen. In *Handbuch der Ergonomie: Mit ergonomischen Konstruktionsrichtlinien und Methoden: Vol. B* (2nd ed.). Carl Hanser Verlag.
- Scott, W., Stevens, J., & Binder–Macleod, S. A. (2001). Human Skeletal Muscle Fiber Type Classifications. *Physical Therapy*, *81*(11), 1810–1816. <https://doi.org/10.1093/ptj/81.11.1810>
- Seidl, A. (1994). *Das Menschmodell RAMSIS: Analyse, Synthese und Simulation dreidimensionaler Körperhaltungen des Menschen*. Technische Universität München.
- Seitz, T., Recluta, D., Zimmermann, D., & Wirsching, H.-J. (2005). *FOCOPP - An Approach for a Human Posture Prediction Model Using Internal/External Forces and Discomfort*. SAE International. <https://doi.org/10.4271/2005-01-2694>
- SENIAM. (2022). *The SENIAM project (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles)*. <http://www.seniam.org>
- Shen, W., & Parsons, K. C. (1997). Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *20*(6), 441–461. <https://doi.org/10/bfz9qc>
- Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K., & Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, *128*(3), 475–484. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1986.tb08002.x>
- Smerdu, V., Karsch-Mizrachi, I., Campione, M., Leinwand, L., & Schiaffino, S. (1994). Type IIx myosin heavy chain transcripts are expressed in type IIb fibers of human skeletal muscle. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, *267*(6), C1723–C1728. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.1994.267.6.C1723>
- Smith, J., Mansfield, N., Gyi, D., Pagett, M., & Bateman, B. (2015). Driving performance and driver discomfort in an elevated and standard driving position during a driving simulation. *Applied Ergonomics*, *49*, 25–33. <https://doi.org/10/gdcfmd>
- Society for Automotive Engineering. (1984). *SAE J1100: Motor Vehicle Dimensions*. 21.
- Souron, R., Voirin, A., Kennouche, D., Espeit, L., Millet, G. Y., Rupp, T., & Lapole, T. (2020). Task failure during sustained low-intensity contraction is not associated with a critical amount of central fatigue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *30*(12), 2329–2341. <https://doi.org/10.1111/sms.13815>
- Speyer, H. (1996). *Forschungsprojekt 3D-Softdummy/RAMSIS Schlußbericht* (p. 38).

- Stokes, M. E. (1999). Recent advances in categorical data analysis. *24th Annual Meeting of the SAS Users Group International*. SAS Institute Inc.
- Tanaka, Y., Narusue, M., Matsubara, H., Tsuji, T., Ohtsubo, T., Okiyama, H., Tanaka, M., & Miyawaki, S. (2013). Biomechanical and psychophysical evaluation of operating loads in vehicular driving. *2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 3687–3692.
- Thabane, L., Ma, J., Chu, R., Cheng, J., Ismaila, A., Rios, L. P., Robson, R., Thabane, M., Giangregorio, L., & Goldsmith, C. H. (2010). A tutorial on pilot studies: The what, why and how. *BMC Medical Research Methodology*, 10(1), 1. <https://doi.org/10.1186/1471-2288-10-1>
- Trapanese, S., Naddeo, A., & Cappetti, N. (2016). *A Preventive Evaluation of Perceived Postural Comfort in Car-Cockpit Design: Differences between the Postural Approach and the Accurate Muscular Simulation under Different Load Conditions in the Case of Steering-Wheel Usage*. SAE Technical Paper Series. <https://doi.org/10.4271/2016-01-1434>
- Uchida, T. K., Delp, S., & Delp, D. B. (2020). *Biomechanics of movement: The science of sports, robotics, and rehabilitation*. The MIT Press.
- Ulherr, A. D. J. (2019). *Bewertung des aktuellen Vorgehens bei Diskomfortuntersuchungen im Sitzen*. Technische Universität München.
- United Nations. (2021). *Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the arrangement of foot controls*. <https://unece.org/transport/documents/2021/07/standards/un-regulation-no-35-rev1-amend2>
- Van Zanten, A., & Kost, F. (2016). Brake-Based Assistance Functions. In H. Winner, S. Hakuli, F. Lotz, & C. Singer (Eds.), *Handbook of Driver Assistance Systems* (pp. 919–967). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-12352-3_40
- Vicon Motion Systems Ltd. (2021a). *Creating labeling skeleton templates (VSTs)*. <https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Create+a+labeling+skeleton+template>
- Vicon Motion Systems Ltd. (2021b). *Plug-in Gait Reference Guide*. Vicon Motion Systems Ltd.
- Vicon Motion Systems Ltd. (2021c). *Vicon Nexus User Guide*. Vicon Motion Systems Ltd.
- Vink, P., & Hallbeck, S. (2012). *Comfort and discomfort studies demonstrate the need for a new model*.
- Wang, J., Zhang, L., Zhang, D., & Li, K. (2013). An Adaptive Longitudinal Driving Assistance System Based on Driver Characteristics. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 14(1), 1–12. <https://doi.org/10.1109/TITS.2012.2205143>
- Wang, X., & Bulle, J. (2017). Identifying the factors affecting automotive driving posture and their perceived importance for seat and steering wheel adjustment. In *Advances in Applied Digital Human Modeling and Simulation* (pp. 35–44). Springer.
- Wang, X., Savonnet, L., Beurier, G., & Obadia, J. M. (2020). An Experimental Investigation of Preferred Seat Pressure Distribution. In D. N. Cassenti, S. Scataglini, S. L. Rajulu, & J. L. Wright (Eds.), *Advances in Simulation and Digital Human Modeling* (Vol. 1206, pp. 330–335). Springer International Publishing. http://link.springer.com/10.1007/978-3-030-51064-0_42
- Weaver, B., Ruberte, L., Khan, F., & Arndt, S. (2011). Normal Pedal Activation in Real World Situations. *SAE International Journal of Passenger Cars - Mechanical Systems*, 4(1), 364–369. <https://doi.org/10.4271/2011-01-0551>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Wiley.

-
- Wolf, P., Hennes, N., Rausch, J., & Potthast, W. (2022). The effects of stature, age, gender, and posture preferences on preferred joint angles after real driving. *Applied Ergonomics*, *100*, 103671. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103671>
- Wolf, P., Rausch, J., Hennes, N., & Potthast, W. (2021). The effects of joint angle variability and different driving load scenarios on maximum muscle activity – A driving posture simulation study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *84*, 103161. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2021.103161>
- Woodson, W. E., Tillman, B., & Tillman, P. (1992). *Human factors design handbook: Information and guidelines for the design of systems, facilities, equipment, and products for human use*.
- World Medical Association. (2013). *Declaration of Helsinki—Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects*. <https://www.wma.net/what-we-do/medical-ethics/declaration-of-helsinki/>
- Xi, Y., Brooks, J., Venhovens, P., Rosopa, P., DesJardins, J., McConomy, S., Belle, L., Drouin, N., Hennessy, S., Kopera, K., & others. (2018). *Understanding the Automotive Pedal Usage and Foot Movement Characteristics of Older Drivers*. SAE Technical Paper.
- Zeger, S. L., & Liang, K.-Y. (1986). Longitudinal data analysis for discrete and continuous outcomes. *Biometrics*, 121–130.
- Zeger, S. L., Liang, K.-Y., & Albert, P. S. (1988). Models for longitudinal data: A generalized estimating equation approach. *Biometrics*, 1049–1060.
- Zenk, R. (2008). *Objektivierung des Sitzkomforts und seine automatische Anpassung*. Technische Universität München.
- Zhang, L., Helander, M. G., & Drury, C. G. (1996). Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *38*(3), 377–389. <https://doi.org/10.1518/001872096778701962>

A Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung der Pilotstudie 2020

Objektive Haltungsbewertung von Betätigungen der Pedalerie

Datum _____.____.2020 Uhrzeit ____:____ VP _____

Teilnehmerinformation

Untersuchung:

„Objektive Haltungsbewertung von Betätigungen der Pedalerie“, Jan.-Feb. 2020.

Name, Vorname (in Druckbuchstaben): _____

Geburtsdatum : _____

Fühlen Sie sich im Augenblick gesund? Ja Nein

Hatten Sie während der letzten 12 Monate Krankheiten am Muskel-Skelett-Apparat oder anderweitige Krankheiten, die Sie beim Sitzen beeinträchtigten? Ja Nein

Hatten Sie während der letzten 7 Tage Beschwerden am Muskel-Skelett-Apparat oder anderweitige Krankheiten, die Sie beim Sitzen beeinträchtigen? Ja Nein

Einverständniserklärung

- ✓ Ich bestätige, dass meine Teilnahme an dieser Studie freiwillig ist und mir bewusst ist, dass ich meine Teilnahme jederzeit und ohne Angabe von Gründen beenden kann.
- ✓ Ich wurde für mich ausreichend mündlich und/oder schriftlich über die wissenschaftliche Untersuchung informiert.
- ✓ Ich erkläre mich bereit, dass im Rahmen der Studie Daten (inkl. Bildaufnahmen) über mich gesammelt und anonymisiert aufgezeichnet werden. Es wird gewährleistet, dass meine personenbezogenen Daten nicht an Dritte weitergegeben werden und nur intern im Kontext der BMW Forschung verwendet werden.
Bei der Veröffentlichung in einer wissenschaftlichen Arbeit oder Artikel wird aus den Daten nicht hervorgehen, wer an dieser Untersuchung teilgenommen hat. Meine persönlichen Daten unterliegen dem Datenschutzgesetz.
- ✓ Ich weiß, dass ich jederzeit meine Einverständniserklärung, ohne Angabe von Gründen, widerrufen kann, ohne dass dies für mich nachteilige Folgen hat.
- ✓ Mit der vorstehend geschilderten Vorgehensweise bin ich einverstanden und bestätige dies mit meiner Unterschrift.

München, _____.____.2020 _____

(Ort, Datum)

(Unterschrift)

Teilnehmerinformation | EG-236

B Aufklärungsbogen und Einverständniserklärung der Hauptstudie 2021

Teilnehmerinformation zur Ergonomie-Studie 2021: „Optimale Fahrerhaltung zur Pedalbetätigung“.

Name, Vorname (in Druckbuchstaben): _____

Alter: _____ Gewicht: _____ kg Körpergröße: _____ cm

Haben Sie ein Auto? Ja Nein.

Wenn Ja, welches Modell und Typ? z.B.: BMW X5, SUV: _____

Fahrerfahrung: _____Jahre

Fühlen Sie sich im Augenblick gesund? Ja Nein

Hatten Sie während der letzten 12 Monate
Krankheiten am Muskel-Skelett-Apparat oder
anderweitige Krankheiten, die Sie beim Sitzen
beeinträchtigten? Ja Nein

Hatten Sie während der letzten 7 Tage
Beschwerden am Muskel-Skelett-Apparat oder
anderweitige Krankheiten, die Sie beim Sitzen
beeinträchtigen? Ja Nein

Einverständniserklärung

- ✓ Ich bestätige, dass meine Teilnahme an dieser Studie freiwillig ist und mir bewusst ist, dass ich meine Teilnahme jederzeit und ohne Angabe von Gründen beenden kann.
- ✓ Ich wurde für mich ausreichend mündlich und/oder schriftlich über die wissenschaftliche Untersuchung informiert.
- ✓ Ich erkläre mich bereit, dass im Rahmen der Studie Daten (inkl. Bildaufnahmen) über mich gesammelt und anonymisiert aufgezeichnet werden. Es wird gewährleistet, dass meine personenbezogenen Daten nicht an Dritte weitergegeben werden und nur intern im Kontext der BMW-Forschung verwendet werden.
Bei der Veröffentlichung in einer wissenschaftlichen Arbeit oder Artikel wird aus den Daten nicht hervorgehen, wer an dieser Untersuchung teilgenommen hat. Meine persönlichen Daten unterliegen dem Datenschutzgesetz.
- ✓ Ich weiß, dass ich jederzeit meine Einverständniserklärung, ohne Angabe von Gründen, widerrufen kann, ohne dass dies für mich nachteilige Folgen hat.
- ✓ Mit der vorstehend geschilderten Vorgehensweise bin ich einverstanden und bestätige dies mit meiner Unterschrift.

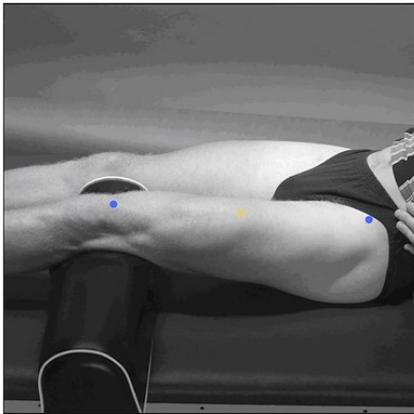
München, _____._____.2021 _____

(Ort, Datum)

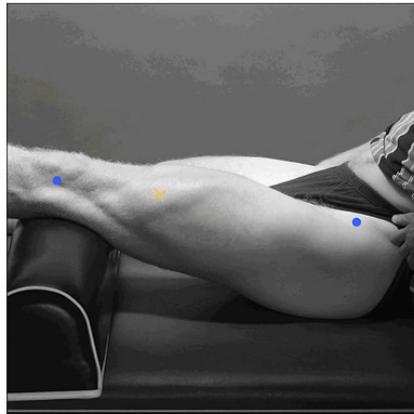
(Unterschrift)

Teilnehmerinformation | EG-236

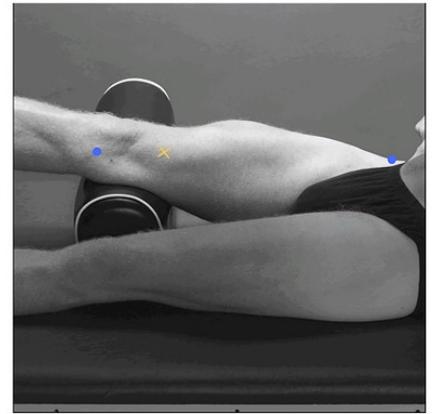
C Empfehlung der Positionierung der Elektroden zur EMG-Messung nach SENIAM (2022)



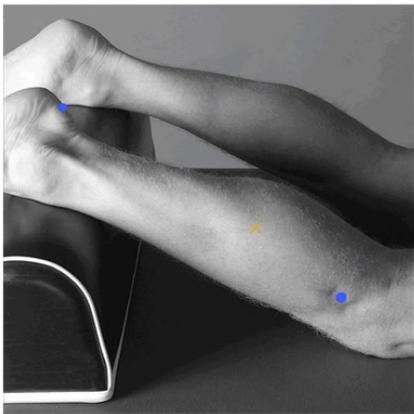
a



b



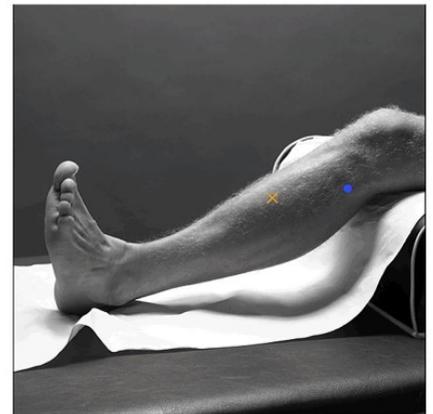
c



d



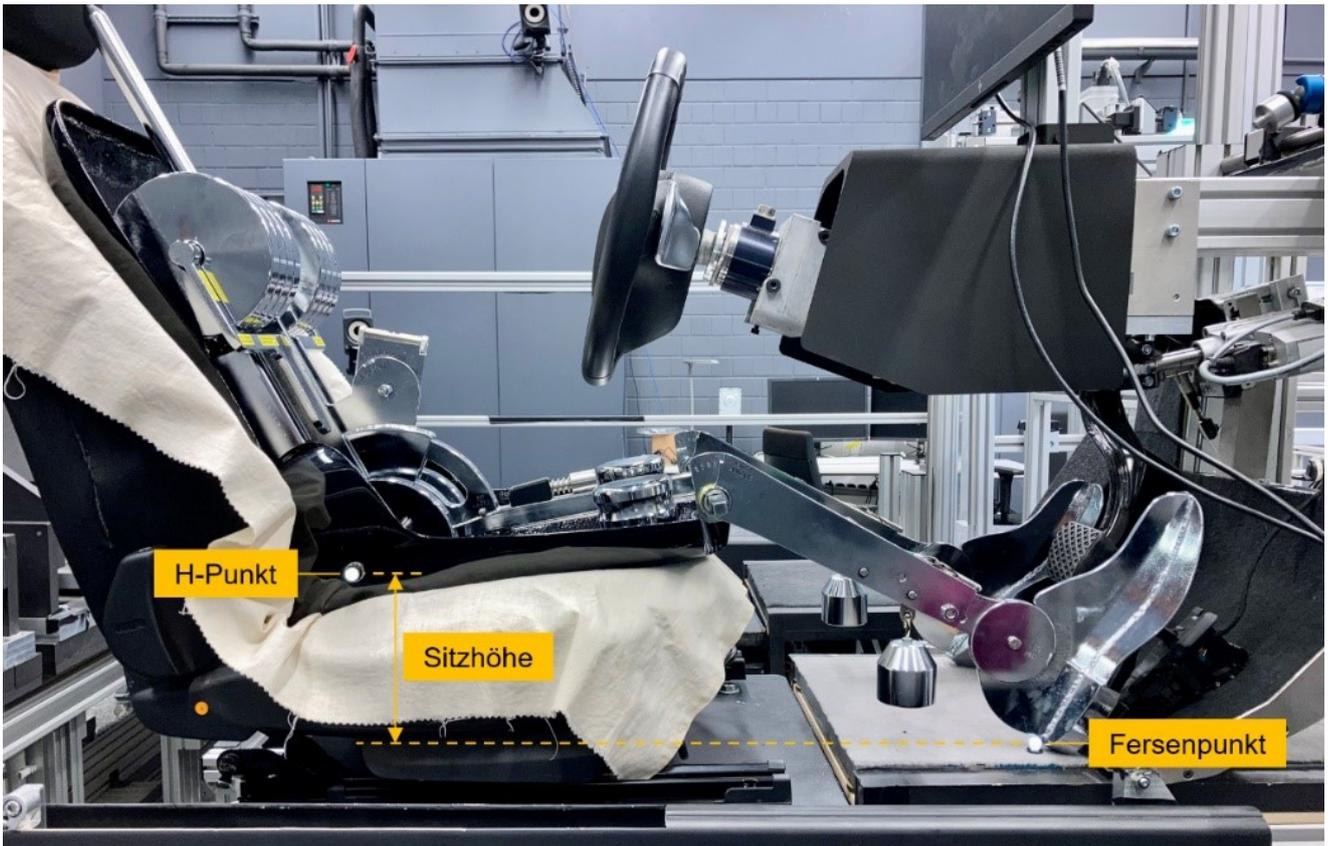
e



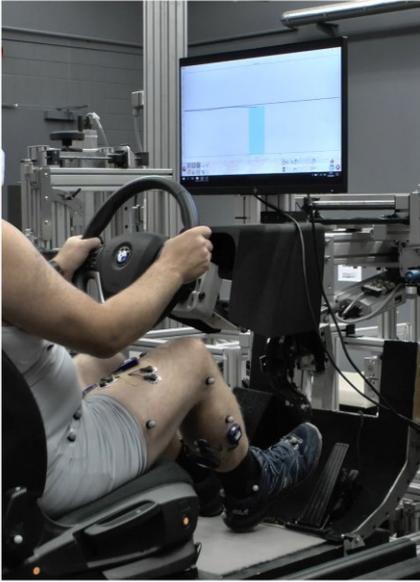
f

- a. RF: Die Elektroden müssen zu 1/2 auf der Linie platziert werden, die von der vorderen spina iliaca superior bis zum oberen Teil der patella verläuft.
- b. VL: Die Elektroden müssen zu 2/3 auf der Linie platziert werden, die von der vorderen spina iliaca superior zur lateralen Seite der patella verläuft.
- c. VM: Die Elektroden müssen zu 80 % auf der Linie platziert werden, die zwischen der vorderen spina iliaca superior und dem Gelenkraum vor der vorderen Grenze des medialen Bandes verläuft.
- d. GL: Die Elektroden müssen zu 1/3 auf der Linie platziert werden, die zwischen dem Kopf des Wadenbeins und der Ferse verläuft.
- e. GM: Die Elektroden müssen auf der Ausbuchtung des Muskels platziert werden.
- f. TA: Die Elektroden müssen zu 1/3 entlang der Linie zwischen der Spitze des Wadenbeins und der Spitze des Innenknöchels platziert werden.

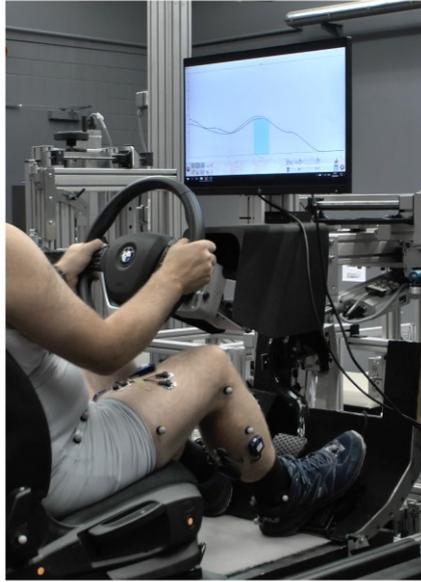
D Vermessung der Sitzhöhe mit zwei Markern und dem Vicon-System.



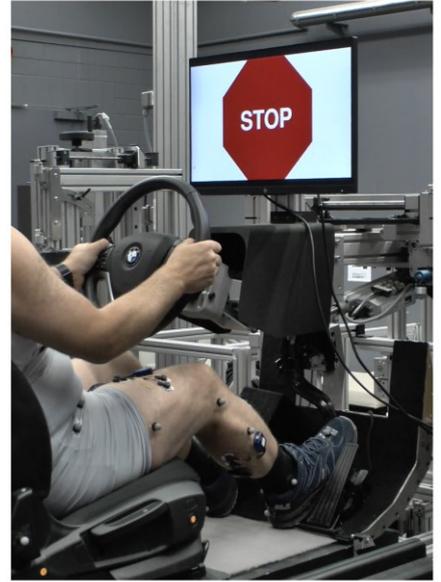
E Beispiele der Fahraufgaben in der Hauptstudie 2021



1. Dosiertes Bremsen



2. Dosierte Fahrpedalbetätigung



3. Notbremsung

F Weitere Tabellen

Tabelle A - 1 M und SD der AV in der Pilotstudie (N = 11)	18
Tabelle A - 2: Die M und SD des rechten Ist-Kniewinkels und der Abweichung zu den vorgegebenen Kniewinkeln beim 1/3 getretenen Gaspedal in allen Sitzhaltungen (N = 37)	19
Tabelle A - 3: Paarweise Vergleiche Ist-Kniewinkel nach vier Soll-Kniewinkeln (N = 37).....	19
Tabelle A - 4: Ergebnisse für die Hüft- und Sprunggelenkwinkel in der Hauptstudie.....	20
Tabelle A - 5: M und SD des ausgenutzten Bewegungsumfangs im rechten Hüftgelenk (n = 38) in allen Sitzhaltungen	20
Tabelle A - 6: Überblick der Muskelaktivitäten von RF (N = 36), VL (N = 40), VM (N = 39), TA (N = 40), GL (N = 38) und GM (N = 38) bei 33 % und 66 % getretenem Gaspedal in allen Sitzhaltungen	21
Tabelle A - 7: Überblick der Muskelaktivitäten von RF (N = 36), VL (N = 40), VM (N = 39), TA (N = 40), GL (N = 38) und GM (N = 38) bei einer Bremspedalkraft von 45N und von 90N in allen Sitzhaltungen.....	23
Tabelle A - 8: Überblick der globalen Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten mit unterem Rücken in allen Sitzhaltungen (N = 41).....	24
Tabelle A - 9: Paarweise Vergleiche der globalen Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten mit unterem Rücken.....	24
Tabelle A - 10: Ergebnisse der Wald-Chi-Quadrat-Tests der Modelleffekte in den evaluierten Körperzonen	26
Tabelle A - 11: Paarweise paarweise Vergleiche rechter Hüftgelenkwinkel nach Kniewinkel	27
Tabelle A - 12: Paarweise Vergleiche rechter Hüftgelenkwinkel nach H30	27
Tabelle A - 13: Die M und SD der RMSE der Gaspedalbetätigung (N = 41) in allen Sitzhaltungen	28
Tabelle A - 14: M Mittelwerte und SD der Umsetzzeit für Notbremsmanöver (N = 40) in Abhängigkeit von den Sitzhaltungen	28
Tabelle A - 15: Die M und SD der maximalen Bremspedalkraft (N = 38) in allen Sitzhaltungen.....	28

Tabelle A - 1 M und SD der AV in der Pilotstudie (N = 11)

Vordefinierte Kniewinkel (°)	H30 (mm)	110		125		135		145	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Sprunggelenkwinkel (°)*	200	8	3,9	2,1	3,0	-2,6	4,1	-8,6	4,3
	250	11	4,4	4,2	4,5	-0,7	4,3	-6,1	4,4
	300	13,6	4,5	6,4	5,0	1,6	4,7	-6	5,7
Ausnutzung des Sprunggelenks- AROM (%)*	200	29,6	16,1	7,8	11,8	-9,3	16,4	-31,9	16,3
	250	40,7	16,7	15,0	17,6	-2,6	15,9	-22,7	15,1
	300	49,0	14,6	22,9	18,2	6,0	16,0	-21,1	20,4
TA Aktivitäten (%)	200	73,9	19,0	55,2	9,2	49,5	12,6	35,7	9,0
	250	82,9	17,3	66,2	26,7	49,0	16,5	39,0	12,5
	300	100,0	0,0	62,9	16,5	48,0	9,9	35,3	12,7
Diskomfortbewertung	200	2,2	1,3	1,0	1,0	0,4	0,7	1,5	1,3
	250	2,8	1,0	1,2	1,1	0,9	1,0	1,5	1,4
	300	3,7	1,3	1,0	0,9	1,0	1,2	2,4	1,3
RMSE der Gaspedalbetätigung (%)	200	2,0	0,6	2,0	0,4	2,0	0,5	2,0	0,5
	250	2,0	0,4	1,9	0,4	1,9	0,4	1,9	0,4
	300	2,1	0,4	1,9	0,4	2,0	0,4	2,0	0,3
Umsetzzeit (ms)	200	179,6	39,9	189,5	48,5	195,5	47,9	199,5	38,6
	250	178,6	25,2	172,8	24,9	184,6	30,9	190,3	27,2
	300	188,8	48,0	184,4	42,8	196,8	22,0	198,7	41,9
Maximale Bremspedalkraft (N)	200	373,4	211,4	343,8	172,0	317,8	120,5	292,0	118,9
	250	309,3	134,0	306,9	148,8	293,9	102,3	254,0	103,0
	300	296,1	152,6	309,9	150,6	299,0	137,3	242,5	91,2

*Ein negativer Wert bedeutet Plantarflexion und ein positiver Wert bedeutet Dorsiflexion

Tabelle A - 2: Die M und SD des rechten Ist-Kniewinkels und der Abweichung zu den vorgegebenen Kniewinkeln beim 1/3 getretenen Gaspedal in allen Sitzhaltungen (N = 37)

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Ist-Kniewinkels (°)	205	110,1	3,5	120,2	3,3	130,8	2,6	140,0	3,1
	255	109,4	3,7	120,0	3,2	130,3	2,8	140,1	3,3
	315	109,0	3,5	119,7	3,7	129,3	2,8	138,7	3,9
ΔIst - Soll (°)	205	0,1	3,5	0,2	3,3	0,8	2,6	0,0	3,1
	255	-0,6	3,7	0,0	3,2	0,3	2,8	0,1	3,3
	315	-1,0	3,5	-0,3	3,7	-0,7	2,8	-1,3	3,9

Tabelle A - 3: Paarweise Vergleiche Ist-Kniewinkel nach vier Soll-Kniewinkeln (N = 37)

(I) Knee_angle	(J) Knee_angle	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.-Fehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	-10.469*	0.243	0.000	-11.148	-9.791
	3	-20.623*	0.333	0.000	-21.552	-19.694
	4	-30.150*	0.459	0.000	-31.430	-28.869
2	1	10.469*	0.243	0.000	9.791	11.148
	3	-10.153*	0.308	0.000	-11.014	-9.292
	4	-19.681*	0.407	0.000	-20.816	-18.545
3	1	20.623*	0.333	0.000	19.694	21.552
	2	10.153*	0.308	0.000	9.292	11.014
	4	-9.527*	0.352	0.000	-10.510	-8.544
4	1	30.150*	0.459	0.000	28.869	31.430
	2	19.681*	0.407	0.000	18.545	20.816
	3	9.527*	0.352	0.000	8.544	10.510

Tabelle A - 4: Ergebnisse für die Hüft- und Sprunggelenkwinkel in der Hauptstudie

		Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Hüftgelenkwinkel (°)	205	80,9	11,1	75,7	11,2	70,6	11,4	64,8	11,9
	255	77,7	11,3	71,9	12,0	67,1	12,6	61,5	12,4
	315	73,1	10,4	67,6	11,4	61,6	12,1	56,1	12,6
Sprunggelenkwinkel (°)	205	16,1	4,8	10,5	4,8	5,4	3,9	0,2	4,9
	255	16,4	4,0	10,1	4,0	4,7	3,9	-0,6	4,1
	315	16,7	4,1	10,9	3,5	4,8	4,0	-2,3	5,6

Tabelle A - 5: M und SD des ausgenutzten Bewegungsumfangs im rechten Hüftgelenk (n = 38) in allen Sitzhaltungen

		Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
% AROM Hüftgelenkwinkel	205	61.8	8.1	57.9	8.7	54.0	8.7	49.5	9.1
	255	59.4	8.5	55.0	9.1	51.3	9.6	47.0	9.5
	315	55.9	8.0	51.6	8.5	47.1	9.4	42.9	9.7
% AROM Sprunggelenkwinkel	205	100.5	52.7	65.4	45.6	33.4	32.0	7.8	22.1
	255	105.9	55.5	59.9	41.7	30.9	29.9	1.7	18.5
	315	100.9	55.9	68.5	41.6	28.9	29.6	-0.4	19.6

Tabelle A - 6: Überblick der Muskelaktivitäten von RF (N = 36), VL (N = 40), VM (N = 39), TA (N = 40), GL (N = 38) und GM (N = 38) bei 33 % und 66 % getretenem Gaspedal in allen Sitzhaltungen

	H30 (mm)	Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
RF Aktivität (% MVC)	205	3,4	2,0	3,2	1,8	3,2	1,8	3,2	1,8
33 % Gaspedalweg	255	3,3	1,7	3,4	1,9	3,2	1,8	3,3	1,8
	315	3,4	1,8	3,4	1,9	3,3	1,9	3,4	2,1
RF Aktivität (% MVC)	205	3,3	2,1	3,2	1,8	3,2	1,8	3,2	1,8
66 % Gaspedalweg	255	3,2	1,7	3,3	2,0	3,3	2,0	3,3	1,8
	315	3,3	1,9	3,5	2,1	3,5	2,3	3,5	2,4
VL Aktivität (% MVC)	205	3,2	1,7	3,2	1,7	3,1	1,6	3,2	1,7
33 % Gaspedalweg	255	3,2	1,7	3,3	1,8	3,1	1,7	3,2	1,7
	315	3,3	1,8	3,2	1,7	3,3	1,8	3,4	1,8
VL Aktivität (% MVC)	205	3,2	1,7	3,3	1,7	3,2	1,7	3,2	1,7
66 % Gaspedalweg	255	3,3	1,7	3,3	1,8	3,2	1,7	3,4	1,7
	315	3,3	1,9	3,3	1,7	3,5	1,9	3,6	1,9
VM Aktivität (% MVC)	205	3,3	2,0	3,3	2,0	3,3	2,0	3,4	2,1
33 % Gaspedalweg	255	3,4	2,1	3,4	2,0	3,3	2,0	3,3	2,0
	315	3,4	2,1	3,3	2,1	3,3	2,0	3,4	2,0
VM Aktivität (% MVC)	205	3,4	2,0	3,3	2,1	3,3	2,0	3,4	2,1
66 % Gaspedalweg	255	3,4	2,1	3,4	2,1	3,3	2,0	3,4	2,0
	315	3,4	2,1	3,3	2,1	3,4	2,0	3,5	2,1
TA Aktivität (% MVC)	205	8,9	5,9	6,4	3,8	4,7	2,7	3,6	1,8
33 % Gaspedalweg	255	9,1	4,6	6,2	3,4	4,5	2,3	3,3	1,3
	315	9,3	5,2	6,8	3,5	4,4	2,6	3,2	1,5
TA Aktivität (% MVC)	205	4,8	2,8	4,0	2,2	3,4	1,6	3,0	0,9
66 % Gaspedalweg	255	5,0	2,6	3,9	1,8	3,3	1,1	2,8	0,8
	315	4,9	3,1	4,1	2,3	3,4	1,9	3,0	1,0
GL Aktivität (% MVC)	205	6,1	3,8	6,0	3,7	5,8	3,3	5,8	3,3
33 % Gaspedalweg	255	6,1	3,9	5,9	3,6	5,6	3,4	5,6	3,4
	315	6,2	3,8	5,9	3,5	5,8	3,5	5,9	3,6
GL Aktivität (% MVC)	205	6,3	3,9	6,4	3,8	6,1	3,4	6,1	3,5
66 % Gaspedalweg	255	6,3	3,9	6,2	3,7	5,9	3,5	6,1	3,6
	315	6,4	3,8	6,2	3,5	6,2	3,6	6,3	4,1
GM Aktivität (% MVC)	205	2,4	1,4	2,5	1,5	2,5	1,3	2,6	1,5
33 % Gaspedalweg	255	2,7	1,5	2,5	1,6	2,5	1,5	2,6	1,6

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
H30 (mm)		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
315		2,5	1,3	2,5	1,9	2,5	1,4	2,7	1,9
205		2.5	1.4	2.7	2.0	2.6	1.5	2.8	1.5
GM Aktivität (% MVC) 66 % Gaspedalweg	255	2.6	1.5	2.7	1.7	2.7	1.7	2.9	1.9
	315	2.6	1.4	2.6	1.8	2.6	1.4	3.0	1.9

Tabelle A - 7: Überblick der Muskelaktivitäten von RF (N = 36), VL (N = 40), VM (N = 39), TA (N = 40), GL (N = 38) und GM (N = 38) bei einer Bremspedalkraft von 45N und von 90N in allen Sitzhaltungen

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
RF Aktivität (% MVC) 45N Bremspedalkraft	205	6,8	4,6	5,6	4,1	4,7	3,5	4,0	2,2
	255	7,5	6,1	6,4	4,3	5,3	2,8	4,4	3,1
	315	7,3	4,8	6,4	4,2	5,2	3,3	4,3	3,1
RF Aktivität (% MVC) 90N Bremspedalkraft	205	7,0	5,1	5,2	3,3	4,4	3,0	3,4	2,1
	255	7,5	5,6	5,8	4,4	4,9	3,4	4,1	3,0
	315	7,3	4,9	5,6	3,8	5,2	3,8	4,1	3,1
VL Aktivität (% MVC) 45N Bremspedalkraft	205	3,9	2,4	3,7	2,0	3,6	2,1	3,5	2,0
	255	4,2	2,8	3,9	2,6	3,6	2,0	3,8	2,2
	315	4,3	2,7	4,0	2,4	4,0	2,4	4,4	2,5
VL Aktivität (% MVC) 90N Bremspedalkraft	205	6,3	3,4	5,1	2,5	4,4	2,5	4,4	2,7
	255	6,7	4,1	5,7	3,2	5,0	3,0	5,3	3,4
	315	7,0	4,2	5,9	3,0	5,9	3,5	6,4	3,8
VM Aktivität (% MVC) 45N Bremspedalkraft	205	3,8	2,1	3,5	1,9	3,4	1,8	3,3	1,9
	255	3,9	2,6	3,6	1,9	3,4	1,8	3,5	1,8
	315	4,0	2,2	4,0	2,9	3,8	2,0	3,8	1,9
VM Aktivität (% MVC) 90N Bremspedalkraft	205	6,1	3,4	5,1	2,9	4,4	2,6	4,1	2,4
	255	6,9	4,5	5,2	2,9	4,5	2,7	4,5	2,6
	315	6,5	3,7	5,4	3,0	5,3	3,2	5,3	3,4
TA Aktivität (% MVC) 45N Bremspedalkraft	205	2,7	0,9	2,7	0,9	2,8	1,1	2,7	1,0
	255	3,0	1,9	2,7	0,9	2,7	0,9	2,8	1,2
	315	3,3	2,2	3,1	2,0	2,8	1,2	2,7	0,9
TA Aktivität (% MVC) 90N Bremspedalkraft	205	2,8	1,0	2,9	1,2	2,8	1,1	3,0	1,4
	255	3,3	2,5	2,8	1,0	2,8	1,0	3,2	1,8
	315	3,3	2,1	3,1	1,9	3,1	1,8	3,1	1,4
GL Aktivität (% MVC) 45N Bremspedalkraft	205	6,4	4,1	6,3	4,0	6,3	4,0	6,5	3,6
	255	6,2	3,9	6,2	3,8	6,6	4,6	6,4	3,8
	315	6,2	4,0	6,1	3,7	6,1	3,6	6,6	4,3
GL Aktivität (% MVC) 90N Bremspedalkraft	205	6,8	4,0	6,7	4,0	6,8	3,9	8,0	5,0
	255	6,7	4,1	6,6	4,0	7,2	4,4	8,6	5,6
	315	6,6	4,2	6,5	3,8	6,7	3,7	8,9	6,8
GM Aktivität (% MVC) 45N Bremspedalkraft	205	3,0	1,7	3,0	1,7	3,2	1,8	3,6	2,6
	255	3,0	1,8	3,1	2,0	3,1	1,8	3,5	2,6
	315	3,2	2,2	3,0	1,9	3,0	1,7	3,6	3,0
GM Aktivität (% MVC) 90N Bremspedalkraft	205	3,4	1,9	3,4	2,0	3,9	2,4	6,3	7,8
	255	3,5	2,0	3,4	2,0	4,1	3,1	5,7	5,8
	315	3,9	2,9	3,4	1,9	3,7	2,3	5,5	4,4

Tabelle A - 8: Überblick der globalen Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten mit unterem Rücken in allen Sitzhaltungen (N = 41)

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Globaler Diskomfort	205	3,0	1,3	1,5	1,1	1,0	0,9	1,9	1,2
	255	2,8	1,3	1,1	0,8	1,4	0,9	2,0	1,3
	315	2,7	1,4	1,2	1,0	1,2	1,1	2,6	1,5

Tabelle A - 9: Paarweise Vergleiche der globalen Diskomfortbewertung der unteren Extremitäten mit unterem Rücken

H30	(I) Knee_angle	(J) Knee_angle	MD (I-J)	Std.-Fehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
						Untergrenze	Obergrenze
205	110	120	1.588*	0.191	0.000	1.056	2.119
		130	2.000*	0.294	0.000	1.184	2.816
		140	1.138*	0.322	0.007	0.242	2.033
	120	110	-1.587*	0.191	0.000	-2.119	-1.056
		130	0.413	0.231	0.488	-0.228	1.053
		140	-0.450	0.292	0.791	-1.263	0.363
	130	110	-2.000*	0.294	0.000	-2.816	-1.184
		120	-0.413	0.231	0.488	-1.053	0.228
		140	-.862*	0.179	0.000	-1.360	-0.365
	140	110	-1.137*	0.322	0.007	-2.033	-0.242
		120	0.450	0.292	0.791	-0.363	1.263
		130	.863*	0.179	0.000	0.365	1.360
255	110	120	1.738*	0.193	0.000	1.202	2.273
		130	1.475*	0.242	0.000	0.802	2.148
		140	.813*	0.290	0.047	0.008	1.617
	120	110	-1.738*	0.193	0.000	-2.273	-1.202
		130	-0.263	0.176	0.867	-0.753	0.228
		140	-.925*	0.272	0.010	-1.682	-0.168
	130	110	-1.475*	0.242	0.000	-2.148	-0.802
		120	0.263	0.176	0.867	-0.228	0.753
		140	-.662*	0.232	0.041	-1.306	-0.019
	140	110	-.813*	0.290	0.047	-1.617	-0.008
		120	.925*	0.272	0.010	0.168	1.682
		130	.662*	0.232	0.041	0.019	1.306
315	110	120	1.488*	0.205	0.000	0.919	2.056

H30	(I) Knee_angle	(J) Knee_angle	MD (I-J)	Std.-Fehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
						Untergrenze	Obergrenze
		130	1.513*	0.263	0.000	0.782	2.243
		140	0.175	0.296	1.000	-0.648	0.998
	120	110	-1.487*	0.205	0.000	-2.056	-0.919
		130	0.025	0.231	1.000	-0.616	0.666
		140	-1.313*	0.282	0.000	-2.097	-0.528
	130	110	-1.512*	0.263	0.000	-2.243	-0.782
		120	-0.025	0.231	1.000	-0.666	0.616
		140	-1.338*	0.213	0.000	-1.929	-0.746
	140	110	-0.175	0.296	1.000	-0.998	0.648
		120	1.313*	0.282	0.000	0.528	2.097
		130	1.338*	0.213	0.000	0.746	1.929

*. Die MD ist in Stufe .05 signifikant.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Tabelle A - 10: Ergebnisse der Wald-Chi-Quadrat-Tests der Modelleffekte in den evaluierten Körperzonen

		Wald-Chi-Quadrat	df	Sig.	
Z1	Kniewinkel	8,2	3	0,042	*
	H30	0,9	2	0,638	
	Kniewinkel × H30	6,1	6	0,415	
Z2	Kniewinkel	14,1	3	0,003	***
	H30	1,6	2	0,454	
	Kniewinkel × H30	13,8	6	0,032	*
Z3a	Kniewinkel	25,2	3	0,000	***
	H30	10,7	2	0,005	*
	Kniewinkel × H30	23,0	6	0,001	**
Z3b	Kniewinkel	238,4	3	0,000	***
	H30	471,6	2	0,000	***
	Kniewinkel × H30	8,7	5	0,120	
Z4	Kniewinkel	238,5	3	0,000	***
	H30	125,1	2	0,000	***
	Kniewinkel × H30	271,8	4	0,000	***
Z5a	Kniewinkel	27,9	3	0,000	***
	H30	2,6	2	0,271	
	Kniewinkel × H30	6,7	6	0,346	
Z5b	Kniewinkel	6,8	3	0,077	
	H30	0,8	2	0,680	
	Kniewinkel × H30	2,8	6	0,836	
Z6	Kniewinkel	43,2	3	0,000	***
	H30	2,0	2	0,365	
	Kniewinkel × H30	4,6	6	0,596	
Z7	Kniewinkel	19,7	3	0,000	***
	H30	0,3	2	0,862	
	Kniewinkel × H30	19,8	6	0,003	***

Tabelle A - 11: Paarweise paarweise Vergleiche rechter Hüftgelenkwinkel nach Kniewinkel

(I) Knee_angle	(J) Knee_angle	MD (I-J)	Std.-Fehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
110	120	5.491*	0.384	0.000	4.421	6.561
	130	10.799*	0.616	0.000	9.081	12.518
	140	16.426*	0.626	0.000	14.681	18.172
120	110	-5.491*	0.384	0.000	-6.561	-4.421
	130	5.308*	0.468	0.000	4.003	6.613
	140	10.935*	0.480	0.000	9.597	12.273
130	110	-10.799*	0.616	0.000	-12.518	-9.081
	120	-5.308*	0.468	0.000	-6.613	-4.003
	140	5.627*	0.426	0.000	4.440	6.814
140	110	-16.426*	0.626	0.000	-18.172	-14.681
	120	-10.935*	0.480	0.000	-12.273	-9.597
	130	-5.627*	0.426	0.000	-6.814	-4.440

*. Die MD ist in Stufe .05 signifikant.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Tabelle A - 12: Paarweise Vergleiche rechter Hüftgelenkwinkel nach H30

(I) H30	(J) H30	MD (I-J)	Std.-Fehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
205	255	3.4814*	0.554	0.000	2.092	4.870
	315	8.394*	0.678	0.000	6.694	10.094
255	205	-3.481*	0.554	0.000	-4.870	-2.092
	315	4.913*	0.462	0.000	3.755	6.071
315	205	-8.394*	0.678	0.000	-10.094	-6.694
	255	-4.913*	0.462	0.000	-6.071	-3.755

*. Die MD ist in Stufe .05 signifikant.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Tabelle A - 13: Die M und SD der RMSE der Gaspedalbetätigung (N = 41) in allen Sitzhaltungen

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
RMSE der Gaspedalbetätigung (%)	205	4,5	0,9	4,4	0,8	4,5	0,9	4,5	0,8
	255	4,5	0,9	4,4	1,1	4,5	0,8	4,5	1,0
	315	4,7	0,8	4,6	0,7	4,5	0,8	4,7	0,8

Tabelle A - 14: M Mittelwerte und SD der Umsetzzeit für Notbremsmanöver (N = 40) in Abhängigkeit von den Sitzhaltungen

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Umsetzzeit (ms)	205	214,7	56,3	206,9	53,6	207,9	58,6	213,7	64,3
	255	204,7	42,8	209,1	54,2	209,4	48,7	214,8	46,4
	315	201,5	48,3	196,7	44,6	201,2	45,6	209,7	43,0

Tabelle A - 15: Die M und SD der maximalen Bremspedalkraft (N = 38) in allen Sitzhaltungen

		Soll-Kniewinkel (°)							
		110		120		130		140	
	H30 (mm)	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Max. Bremspedalkraft (N)	205	389,4	158,0	389,9	143,4	366,5	127,8	333,5	122,0
	255	428,3	149,6	402,1	134,3	355,0	124,4	333,4	121,8
	315	415,7	130,3	382,6	138,7	345,3	113,2	320,8	111,6