

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen

Einfluss des Tragens von Hüft- und Wirbelsäulenorthesen
sowie -bandagen auf die Brems-Reaktionszeit von Fahrern
eines Kraftfahrzeuges

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Thumm, Stefan

2017

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. I. Ipach

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. Ateschrang

Tag der Disputation: 03.07.2017

I. Inhaltsverzeichnis

I.	Inhaltsverzeichnis	3
II.	Abkürzungsverzeichnis	5
1	Einleitung	7
1.1	Bedeutung der individuellen Mobilität mit dem Kraftfahrzeug.....	7
1.2	Straßenverkehrsgesetz und Fahrerlaubnis-Verordnung.....	8
1.3	Empfehlungen zur Führungseignung von KFZ.....	10
1.4	Begriffsdefinitionen: Differenzierung zwischen Orthesen und Bandagen.....	17
1.5	Stand der Forschung.....	18
1.5.1	Unterschenkel-Fuß-Orthesen, Knieorthesen und Gipsverbände der unteren Extremität	18
1.5.2	Hüftorthesen	22
1.5.3	Wirbelsäulenorthesen	22
1.6	Fragestellung	23
2	Material und Methoden	25
2.1	Untersuchte orthopädische Hilfsmittel	25
2.1.1	Hüftorthesen und Hüftbandage.....	25
2.1.1.1	COXA-HIT®	26
2.1.1.2	DynaCox®	27
2.1.1.3	Hohmann-Bandage modifiziert nach Brillinger	29
2.1.2	Wirbelsäulenorthesen	30
2.1.2.1	VERTEBRADYN®-STRONG	31
2.1.2.2	Horizon™ 637 LSO	32
2.1.2.3	SofTec® Dorso	33
2.2	Versuchsaufbau	34
2.3	Probanden.....	38
2.4	Durchführung	39
2.5	Statistische Auswertung	42
3	Ergebnisse	44
3.1	Probandenkollektiv	44
3.2	Gesamtverteilungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft	46
3.2.1	Verteilungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft nach Individuum und Orthese.....	48

3.3	Entwicklungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft im Verlauf der Messungen	49
3.4	Orthesen-unabhängige Einflussfaktoren auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft	55
3.4.1	Geschlecht/Körpergröße.....	55
3.4.2	Koffeinkonsum.....	57
3.5	Einfluss der Orthesen auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft.....	57
3.5.1	Mentale Verarbeitungszeit.....	57
3.5.2	Transferzeit.....	60
3.5.3	Brems-Reaktionszeit.....	61
3.5.4	Bremskraft	63
4	Diskussion	68
4.1	Verteilungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft	68
4.2	Entwicklungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft im Verlauf der Messungen	69
4.3	Orthesen-unabhängige Einflussfaktoren auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft	70
4.4	Einfluss der Orthesen auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft.....	72
4.4.1	Mentale Verarbeitungszeit.....	72
4.4.2	Transferzeit.....	75
4.4.3	Brems-Reaktionszeit.....	76
4.4.3.1	Literaturvergleich der Brems-Reaktionszeit ohne Orthese.....	76
4.4.3.2	Literaturvergleich und Erklärungsansätze der Brems-Reaktionszeiten mit Orthesen	77
4.4.3.3	Einschätzung der Führungseignung unter Ortheseneinfluss..	80
4.4.4	Bremskraft	84
4.5	Stärken der Arbeit	86
4.6	Studienlimitationen.....	87
5	Zusammenfassung.....	89
III.	Literaturverzeichnis	90
IV.	Erklärungen zum Eigenanteil	100
V.	Veröffentlichung.....	101
VI.	Danksagung.....	102
VII.	Lebenslauf.....	103

II. Abkürzungsverzeichnis

a	(Brems-)Verzögerung
ABV	Automatischer Blockierverhinderer
BAS	Bremsassistent
BMI	Body-Mass-Index
CFK	carbonfaserverstärkter Kunststoff
DVLA	Driver and Vehicle Licensing Agency / Kraftfahrzeugzulassungs- behörde Großbritanniens
EG	Europäische Gemeinschaft
FDR	False Discovery Rate
FeV	Fahrerlaubnisverordnung
FWER	Familywise Error Rate
KFZ	Kraftfahrzeug
kg	Kilogramm
kg/m ²	Kilogramm pro Quadratmeter (Einheit des Body-Mass-Index)
km	Kilometer
km/h	Kilometer pro Stunde
LSO	Lumbal-Sakral-Orthese
LWS	Lendenwirbelsäule
m	Meter
m/s ²	Meter pro Quadratsekunde (Einheit der (Brems-)Verzögerung)
ms	Millisekunden
N	Newton
n	Anzahl
PKW	Personenkraftwagen

r_s	Korrelationskoeffizient nach Spearman
s_{BW}	Bremsweg
s_{RW}	Reaktionsweg
σ	Sigma, Standardabweichung
StVG	Straßenverkehrsgesetz
t	Brems-Reaktionszeit bzw. Zeit
v	Geschwindigkeit
\bar{x}	arithmetisches Mittel / Mittelwert
Δ	Delta, Symbol der Differenz

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der individuellen Mobilität mit dem Kraftfahrzeug

Räumliche Mobilität ist in unserer Gesellschaft ein in vielen Bereichen des Lebens unverzichtbarer Faktor für Lebensqualität geworden. Mobilität ist nicht nur Mittel zum Zweck, sondern auch mit Freiheit assoziiert und wird in der öffentlichen Diskussion teilweise sogar als Grundbedürfnis bezeichnet [1].

Im Zuge der Globalisierung legen Menschen in Deutschland zunehmend weitere Strecken zurück. Auch die Fahrleistungen von in Deutschland zugelassenen Kraftfahrzeugen (KFZ) lag im Jahr 2011 so hoch wie nie zuvor [2]. Dabei kommt der Mobilität durch Personenkraftwagen (PKW), noch erheblich vor der Mobilität mit öffentlichen Verkehrsmitteln, die größte Bedeutung zu. Laut Statistischem Bundesamt betrug der Anteil von PKW und motorisierten Zweirädern an der Beförderungsleistung im Personenverkehr im Jahr 2010 76 %. Mehr als die Hälfte (55 %) aller Wege wurden so zurückgelegt [3].

Überdurchschnittlich häufig machten berufstätige Pendler von Autos Gebrauch. Sie benutzten 2010 für 70 % aller Wege zur Arbeitsstelle einen PKW oder ein motorisiertes Zweirad [3]. Von 1996 bis 2004 zeigte sich beim Verkehrsmittel der Berufspendler eine leicht zunehmende Tendenz zu Gunsten des PKW. Speziell bei den häufiger werdenden Arbeitswegen ab zehn Kilometern Länge, nahm das Auto schon 2004 eine hervorstechende Stellung ein: In 80 % der Fälle wurde es eingesetzt [4].

In den letzten Jahren konnten insbesondere bei Personen über 65 Jahren Veränderungen hinsichtlich der PKW-Nutzung verzeichnet werden. Personen dieser Gruppe verfügen heute deutlich häufiger über eine Fahrerlaubnis und einen PKW im Haushalt. Bis 2011 hatte sich der Anteil des PKW-Bestands in der Altersgruppe der über 65-Jährigen gegenüber 1994 verdoppelt. Daraus folgt eine häufigere PKW-Nutzung mit einer gesteigerten Mobilität auch im höheren Alter [2]. Zukünftig wird sich dieser Trend durch den demografischen Wandel

und Generationen, für die der PKW eine Selbstverständlichkeit darstellt, wahrscheinlich fortsetzen.

Anhand dieser Zahlenbeispiele wird die Bedeutung, ein Fahrzeug sicher führen zu können, deutlich. Welche Voraussetzungen bestehen nun laut Gesetzgeber in Deutschland, um am Straßenverkehr teilnehmen zu dürfen?

1.2 Straßenverkehrsgesetz und Fahrerlaubnis-Verordnung

In der Bundesrepublik Deutschland darf laut Straßenverkehrsgesetz (StVG) einem Fahrerlaubnisbewerber die Fahrerlaubnis nur erteilt werden, wenn dieser „zum Führen von Kraftfahrzeugen geeignet“ ist [§ 2 Absatz 2 Nummer 3]. Entsprechend § 2 Absatz 4 StVG müssen unter anderem körperliche und geistige Anforderungen erfüllt sein, um als zum Führen von KFZ geeignet zu gelten.

Erkrankungen und Mängel, bei denen diese Anforderungen nicht erfüllt werden [Anlage 4 der Fahrerlaubnis-Verordnung (FeV)], sind Erkrankungen mit möglichen Vigilanzstörungen, wie Herzinsuffizienz mit in Ruhe auftretenden Symptomen oder Diabetes mellitus mit Neigung zu schweren Stoffwechsellentgleisungen. Außerdem gehören schwere chronische Psychosen, Erkrankungen des Nervensystems, Alkoholabhängigkeit und Abhängigkeit von Betäubungsmitteln zu dieser Gruppe. Nicht zuletzt können auch Bewegungsbehinderungen zu Beschränkungen auf bestimmte Fahrzeugarten führen. Da eine Aufstellung solcher Bedingungen, die gegen eine Eignung sprechen, nie vollständig sein kann und individuelle Ausprägungen bestehen, wird in der Regel ein ärztliches Gutachten erstellt [Anlage 4 Vorbemerkung 2 FeV]. Als Nachschlagewerk für Begutachtende dienen dabei die Begutachtungsleitlinien zur Kraftfahreignung der Bundesanstalt für Straßenwesen, die auf der Fahrerlaubnis-Verordnung basieren [5].

Im Folgenden soll zwischen Antragstellern einer Fahrerlaubnis und Personen, die bereits im Besitz einer gültigen Fahrerlaubnis sind, unterschieden werden. Bei Fahrerlaubnisbewerbern hat die Fahrerlaubnisbehörde laut § 2 Absatz 7

StVG zu ermitteln, ob diese geeignet und befähigt sind, ein KFZ zu führen. Falls Bedenken bestehen, kann die Fahrerlaubnisbehörde die Beibringung eines Gutachtens durch den Bewerber anordnen. Dabei legt die Fahrerlaubnisbehörde fest, ob das Gutachten beispielsweise von einem „Facharzt mit verkehrsmedizinischer Qualifikation“ oder einem „Arzt in einer Begutachtungsstelle für Fahreignung“ erstellt werden soll [§ 2 Absatz 8 StVG und § 11 Absatz 2 FeV]. Insbesondere kann bei Behinderungen des Bewegungsapparates „die Beibringung eines Gutachtens eines amtlich anerkannten Sachverständigen oder Prüfers für den Kraftfahrzeugverkehr [...] zur Klärung von Eignungszweifeln [...] angeordnet werden, [...] um festzustellen, ob der Behinderte das Fahrzeug mit den erforderlichen besonderen technischen Hilfsmitteln sicher führen kann“ [§ 11 Absatz 4 Nummer 2 FeV].

Bei Personen, die bereits im Besitz einer Fahrerlaubnis sind und sich als „ungeeignet zum Führen von Kraftfahrzeugen“ erweisen, hat die Fahrerlaubnisbehörde gemäß § 46 Absatz 1 FeV die Fahrerlaubnis bei Vorliegen oben genannter Erkrankungen zu entziehen. Jedoch kommt den Verkehrsteilnehmern eine besondere Verantwortung zu: „Wer sich infolge körperlicher oder geistiger Beeinträchtigungen nicht sicher im Verkehr bewegen kann, darf am Verkehr nur teilnehmen, wenn Vorsorge getroffen ist, dass er andere nicht gefährdet. Die Pflicht zur Vorsorge [...] obliegt dem Verkehrsteilnehmer selbst oder einem für ihn Verantwortlichen“ [§ 2 Absatz 1 FeV] und beinhaltet beispielsweise das „Anbringen geeigneter Einrichtungen an Fahrzeugen“ oder „den Ersatz fehlender Gliedmaßen mittels künstlicher Glieder“ [§ 2 Absatz 1 FeV].

Die Gesetzgebung in anderen Ländern kann, hinsichtlich der Verhaltensweise bei Krankheiten, die die Eignung zur KFZ-Nutzung einschränken können, auch anders sein. In Großbritannien wird zum Beispiel von Führerscheininhabern per Gesetz gefordert, relevante ebenso wie vermutete Behinderungen, sobald diese bemerkt werden, der Driver and Vehicle Licensing Agency (DVLA; Kraftfahrzeugzulassungsbehörde) zu melden [Road Traffic Act 1988 Part III section 94 subsection 1]. Allein die DVLA ist in Großbritannien für die

Bestimmung der Fahreignung von Personen verantwortlich [6]. Allerdings besteht entsprechend Road Traffic Act 1988 Part III section 94 subsection 2 keine Meldepflicht bei Erkrankungen, die voraussichtlich nicht länger als drei Monate dauern werden und solange am Fahrzeug keine Veränderungen nötig sind [6].

1.3 Empfehlungen zur Führungseignung von KFZ

Die Frage, ab wann ein Patient nach einer bestimmten medizinischen Behandlung wieder selbstständig Auto fahren kann und darf, stellt sich insbesondere nach Operationen im klinischen Alltag sehr häufig. Allein anhand der Zahl der jährlich in Deutschland implantierten Hüft- und Knie-Totalendoprothesen wird die Relevanz dieser Fragestellung deutlich: Ohne die nach Revisionen und Schenkelhalsfrakturen eingesetzten Totalendoprothesen mit einzubeziehen, wurden 2010 über 150.000 Hüft-Totalendoprothesen und über 140.000 Knie-Totalendoprothesen implantiert [7].

Um als Fahrer eines KFZ der Forderung von § 2 Absatz 1 FeV im Sinne einer Nichtteilnahme am Straßenverkehr bei möglicher Fremdgefährdung nachzukommen, verlassen Patienten sich häufig auf die Empfehlungen ihrer behandelnden Ärzte [8]. Für diese ist deshalb Wissen über medizinische Einflussgrößen auf die Fahrsicherheit von großer Bedeutung. Von Arx et al. fanden jedoch 2004 bei einer Befragung englischer Orthopäden heraus, dass über 80 % dieser Gruppe von keinen entsprechenden Leitlinien zur Bewertung der Fahreignung wussten [9]. Bisher existieren erst wenige Leitlinien, die nur eine unzureichende evidenzbasierte Bestimmung der Fahreignung zulassen. Das führt häufig dazu, dass Patienten entweder länger als nötig vom Fahren abgehalten werden, oder bereits am Verkehr teilnehmen, obwohl noch keine ausreichende Sicherheit gegeben ist [10]. Eine Befragung 118 ambulanter irischer Patienten mit Fahrerlaubnis ergab, dass 15 % dieser Patienten, die aufgrund einer Fraktur des Sprung- oder Handgelenks, Unterschenkel- bzw. Unterarmgipsverbände trugen, trotz dieser Immobilisierungen innerhalb der ersten sechs Wochen nach Trauma begannen, ein KFZ zu führen. Werden

dabei keine sachgerechten Empfehlungen von Ärzten und Versicherungen eingeholt, könnte im Falle eines Verkehrsunfalls der Versicherungsschutz gefährdet sein und eine Strafverfolgung durch die Polizei drohen [11]. Eine Befragung australischer Patienten mit rechts- und linksseitigen Unter- und Oberarmgipsverbänden, davon 61,9 % mit rechtsseitigem Unterarmgipsverband, ergab, dass etwa 50 % der Patienten ein KFZ führten, 22 % davon täglich [12].

Nur durch weitere entsprechende Forschung können Ärzte zukünftig belastbarere Gutachten bezüglich der körperlichen und geistigen Fahreignung erstellen und Patienten hinsichtlich deren Fahreignung evidenzbasiert beraten.

Für den Patienten geht es, neben der Frage, ob eine KFZ-Versicherung (Haftpflicht-, Teilkasko- oder Vollkaskoversicherung) einen möglichen Schadensfall deckt, primär um die Sicherheit im Straßenverkehr. Um die Führungseignung für ein KFZ festzustellen, hat sich die Bedingung, eine Gefahrenbremsung (auch als Vollbremsung bezeichnet) ausreichend schnell durchführen zu können, um dadurch den Anhalteweg möglichst gering zu halten, als elementarer Bestandteil der Führungseignung etabliert [13-15]. Der Ausdruck Gefahrenbremsung bezeichnet den Vorgang einer maximal möglichen Verzögerung eines KFZ von der Ausgangsgeschwindigkeit bis zu dessen Stillstand bei Auftreten einer unerwarteten Gefahrensituation. Als (Brems-)Verzögerung wird die negative Beschleunigung eines KFZ bezeichnet und ist ein Maß für die Stärke eines Bremsvorgangs. Der bei einer Gefahrenbremsung maximal erreichbare Wert für die Bremsverzögerung ist unter anderem abhängig von einer ausreichenden auf das Bremspedal einwirkenden Kraft, sowie der maximal möglichen Reibung zwischen den Reifen des Fahrzeugs und dem Fahrbahnbelag, welche hauptsächlich von der Fahrbahnbeschaffenheit (z. B. Nässe oder Schnee) bestimmt wird.

Der Anhalteweg ist die Wegstrecke, die von einem Fahrzeug vom Erscheinen eines Signalreizes zur Gefahrenbremsung bis zum Stillstand des Fahrzeuges zurückgelegt wird. Dieser setzt sich aus Reaktionsweg und Bremsweg zusammen. Als Bremsweg s_{BW} ist die Wegstrecke definiert, die während der

idealerweise gleichmäßig verzögerten Bewegung vom Fahrzeug zurückgelegt wird. Der Bremsweg $s_{BW} = v^2 / 2a$ ist proportional zum Quadrat der Geschwindigkeit v des Fahrzeuges und antiproportional zur Verzögerung a beim Bremsvorgang [16].

Die als Reaktionsweg bezeichnete Wegstrecke wird in der Zeitspanne zwischen dem Erscheinen des Bremssignals und dem Beginn der Verzögerung des Fahrzeuges durch Druck auf das Bremspedal zurückgelegt. Der Reaktionsweg s_{RW} ist proportional zur Geschwindigkeit v und zur Brems-Reaktionszeit t , da $s_{RW} = v * t$ [16]. Dabei bezeichnet die Brems-Reaktionszeit die Zeit, die ein Fahrer benötigt, um auf ein Signal hin den Fuß vom Gaspedal zu nehmen und das Bremspedal zu betätigen. Vereinfachend wird davon ausgegangen, dass sich die Geschwindigkeit des Fahrzeuges zwischen dem Erscheinen des Signalreizes und dem Beginn des Bremsvorgangs nicht verändert.

Um einen Eindruck der Größenordnung von Reaktions- und Bremsweg zu erhalten und um die Verhältnismäßigkeit von unter bestimmten Bedingungen verlängerten Anhaltewegen einschätzen zu können, sind nachfolgend näherungsweise berechnete Anhaltewege für KFZ angegeben. Angenommen werden dabei eine Brems-Reaktionszeit des Fahrers von 700 ms (siehe unten) [17] und ein durchschnittliches KFZ, das sich mit einer Geschwindigkeit von 100 Kilometer pro Stunde (km/h) fortbewegt. Unter diesen Bedingungen errechnet sich ein Reaktionsweg von 19,44 Meter (m). Der Bremsweg ist abhängig von der Reibung zwischen Reifen und Fahrbahn. Bei trockener Fahrbahn kann bei einer hohen Bremsverzögerung von $a = 8,5$ Meter pro Quadratsekunde (m/s^2) [16] ein Bremsweg von 45,39 m und damit insgesamt ein Anhalteweg von etwa 65 m erreicht werden. Ist der Fahrbahnbelag nass, so reduziert sich die Bremsverzögerung auf etwa $6 m/s^2$ [16] und es ergibt sich ein gegenüber der trockenen Fahrbahn um 19 m verlängerter Anhalteweg von ca. 84 m. Eine schneebedeckte Fahrbahn reduziert die Bremsverzögerung auf $2 m/s^2$ [16] und bewirkt einen langen Anhalteweg von etwa 212 m.

In manchen Studien wurde die Brems-Reaktionszeit um die Zeit, die vom Beginn der Betätigung des Bremspedals bis zum Erreichen einer bestimmten

darauf einwirkenden Kraft verstreicht (Bremspedalzeit), erweitert und soll nun folgend als Gesamte Brems-Reaktionszeit bezeichnet werden (siehe Abb. 1) [18, 19]. Brems-Reaktionszeit und Gesamte Brems-Reaktionszeit können nur als Annäherungen an die Zeit zwischen Bremssignal und Beginn der Verzögerung des KFZ betrachtet werden, da der zur vollen Bremswirkung nötige Kraftaufwand fahrzeugabhängig ist. Da die Wahl des Endpunktes für die Gesamte Brems-Reaktionszeit in der Literatur mit 100 N [19, 20] oder 200 N [18, 21] nicht einheitlich ist und moderne Bremsassistenzsysteme durch Registrierung der auf das Bremspedal einwirkenden Kraft oder der Betätigungsgeschwindigkeit des Bremspedals die zur Einleitung einer maximalen Bremsverzögerung nötige Kraft deutlich reduzieren [VERORDNUNG (EG) Nr. 631/2009], wurde in dieser Arbeit die Brems-Reaktionszeit erfasst. Hinzu kommt die Tatsache, dass in der Mehrzahl thematisch verwandter Studien nicht die Gesamte Brems-Reaktionszeit, sondern die Brems-Reaktionszeit gemessen wurde [13, 22-24].

Die Brems-Reaktionszeit kann in Mentale Verarbeitungszeit und Transferzeit unterteilt werden. Die Mentale Verarbeitungszeit endet mit dem Beginn der Bewegung des Fußes und dem damit einhergehenden Beginn der Kraftreduktion am Gaspedal. Während der Mentalen Verarbeitungszeit nimmt der Fahrer das Signal wahr, interpretiert es, entscheidet sich für eine Reaktion und programmiert die als Reaktion gewählte Bewegung mental [25]. Es schließt sich die Transferzeit an, die bis zum Beginn der Krafteinwirkung auf das Bremspedal reicht [15, 25].

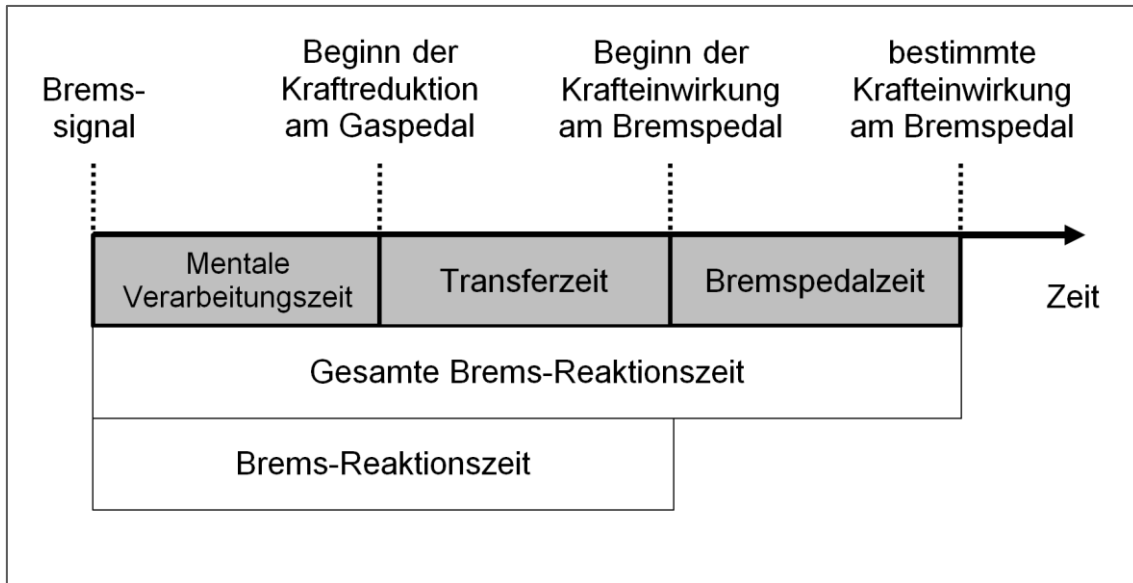


Abb. 1: Definition und Bestandteile von Brems-Reaktionszeit und Gesamter Brems-Reaktionszeit. In Anlehnung an Tremblay et al. (2009).

Sollte das Tragen von Orthesen bei Gefahrenbremsungen zu längeren Brems-Reaktionszeiten beziehungsweise Gesamten Brems-Reaktionszeiten führen, würden sich folglich auch die Reaktionswege verlängern. Auch ausgedehntere Bremswege, bedingt durch zu geringe Bremskräfte und folglich submaximaler Verzögerungen des Fahrzeuges kommen in Betracht. Diese aus der klassischen Mechanik abgeleiteten Überlegungen werden von Al-khayer et al. (2008) gestützt, die akzeptable Brems-Reaktionszeiten und ausreichend Kraft in der unteren Extremität ebenfalls als Voraussetzungen für schnelle und sichere Gefahrenbremsungen voraussetzten [18].

Bisher gibt es für die Brems-Reaktionszeit keinen universell gültigen Grenzwert. Laut mehrerer Quellen [21, 23, 26] sind von unterschiedlichen Straßenverkehrsbehörden Obergrenzen der Brems-Reaktionszeit vorgeschlagen worden, die von 700 Millisekunden (ms) [17] über 750 ms [27] bis zu 1500 ms [28] reichen. Die von Burckhardt (1985) vorgeschlagene Brems-Reaktionszeit von 1500 ms wurde allerdings von Zöller und Hugemann (1999) kritisch hinterfragt. Burckhardt nahm aufgrund der Verteilung der von ihm bestimmten Brems-Reaktionszeiten an, dass die Versuchspersonen in manchen Fällen eine Blickbewegung (Sakkade) durchgeführt hätten, um das

Bremslicht des vorfahrenden KFZ sehen zu können. Für die im Median mit 480 ms angegebene Zeit zur Blickzuwendung sei laut Zöller und Hugemann (1999) jedoch mit maximal 300 ms zu rechnen und eine Blickbewegung sei zudem auch bei peripher erscheinenden Objekten keine Notwendigkeit [29].

Bei der großen Bandbreite vorgeschlagener Brems-Reaktionszeiten muss beachtet werden, dass die Brems-Reaktionszeit von vielen Faktoren beeinflusst wird. Den wichtigsten Einflussfaktor stellt die Erwartungshaltung des Fahrzeugführers, hinsichtlich der möglichen Notwendigkeit eine Gefahrenbremsung durchzuführen, dar. Erwartet der Fahrer das Signal, weiß wovon es ausgeht und hält die entsprechende Reaktionsantwort bereit, können laut Green (2000) Zeiten zwischen 700 ms und 750 ms erreicht werden. Unerwartete, aber gewöhnliche Signale verlängern die Brems-Reaktionszeit auf etwa 1250 ms; ungewöhnliche, überraschende Signale führen durch die Notwendigkeit einer Interpretation der Situation und anschließender Entscheidungsfindung zu Brems-Reaktionszeiten von etwa 1500 ms [25]. Unter Simulationsbedingungen, die nach Green (2000) in die Kategorie der erwarteten Signale mit bekannter Signalquelle fallen, schlugen Hofmann et al. (2013) etwa 600 ms als oberen Grenzwert für die Brems-Reaktionszeit vor [26].

Eine im realen Straßenverkehr durchgeführte Untersuchung von Johansson und Rumar (1971) ergab Brems-Reaktionszeiten zwischen 300 und 2000 ms (Median = 660 ms) bei Personen mit geringer Erwartungshaltung für ein Bremssignal. Für 5 der 321 Versuchspersonen wurden zudem die Brems-Reaktionszeiten bei überraschenden Bremssignalen gemessen. Dabei zeigten sich beim Vergleich der Probandenmediane um 100 bis 350 ms längere Brems-Reaktionszeiten. Die Autoren empfahlen einen Korrekturfaktor von 1,35, um von Messwerten, die unter gewisser Antizipation des Bremssignals gemessen wurden, auf im Straßenverkehr auftretende Brems-Reaktionszeiten zu schließen [30].

Weitere, die Brems-Reaktionszeit beeinflussende Faktoren, sind eventuelle Müdigkeit und Ablenkung des Fahrers durch eine Beschäftigung [31], Einfluss von Alkohol oder Drogen [32], das Alter des Fahrers [25, 33] und die

Dringlichkeit zu reagieren [25]. Zudem scheint eine gering verlängerte Brems-Reaktionszeit bei Frauen gegenüber Männern wahrscheinlich [25]. Auch das als Bremsleuchte eingesetzte Leuchtmittel beeinflusst die Brems-Reaktionszeit. Bei der Verwendung von Leuchtdioden anstelle herkömmlicher Glühlampen, wurden im Mittel um 166 ms kürzere Brems-Reaktionszeiten erzielt. Diese Tatsache kann sicherlich teilweise durch die nach Anlage der elektrischen Spannung bei der Glühlampe im Vergleich zur Leuchtdiode verzögerte Lichtemission erklärt werden [34]. Die Zahl und Anordnung von Bremsleuchten an einem KFZ beeinflusst die Brems-Reaktionszeit nach bisheriger Datenlage nicht. In realem Straßenverkehr betätigten jedoch bei zusätzlicher, mittig am Heck und höher als die anderen Signalleuchten angebrachter Bremsleuchte, signifikant mehr Fahrer, die hinter solch einem Fahrzeug fuhren das Bremspedal, als Fahrer, die hinter einem KFZ ohne zusätzlicher Signalleuchte fuhren [35]. Diese dritte Bremsleuchte ist in der Europäischen Union seit 1998 für alle Neuwagen vorgeschrieben [Richtlinie 76/756 der Europäischen Wirtschaftsgemeinschaft (76/756/EWG) in Verbindung mit der Regelung R48 der Wirtschaftskommission für Europa/Economic Commission for Europe (ECE-R48)].

Um individuelle Fahrtauglichkeit nach medizinischen Behandlungen durch Messung von Brems-Reaktionszeiten in der Gesamtbevölkerung zu prüfen, sind Fahrsimulatoren umständlich und teuer. Hilfreich wäre es herauszufinden, wie die Leistung im Fahrsimulator mit weniger aufwändigen klinischen Untersuchungen oder Rating-Systemen zusammenhängt [8]. Zur Abschätzung der Fahrtauglichkeit von Patienten nach Kniearthroskopie und vorderer Kreuzbandplastik konnte bereits für zwei klinische Tests eine moderate bis starke Korrelation (Rangkorrelation nach Pearson 0,45 – 0,79) mit den gemessenen Brems-Reaktionszeiten gezeigt werden [21, 36]. Allgemein geben Nunez und Giddins (2004) den Rat, bei Patienten, die als wieder fahrtauglich erscheinen, zunächst im parkenden KFZ den Umgang mit den Pedalen, der Schaltung und dem Lenkrad zu üben. Falls dies keine Probleme bereite, könne im nächsten Schritt eine kurze Probefahrt in Begleitung einer Person, die

gegebenenfalls den Patienten am Steuer ablösen kann, unternommen werden [5].

1.4 Begriffsdefinitionen: Differenzierung zwischen Orthesen und Bandagen

Im deutschen Gesundheitssystem gehören Orthesen und Bandagen zu den orthopädischen Hilfsmitteln [37]. Von der Leistungspflicht der gesetzlichen Krankenversicherung umfasste Hilfsmittel sind in einem systematisch strukturierten Hilfsmittelverzeichnis, das vom Spitzenverband Bund der Krankenkassen gemäß § 139 Sozialgesetzbuch V erstellt wird, aufgeführt [38]. Seit 2008 werden im Hilfsmittelverzeichnis die Produktgruppen „Orthesen/Schienen“ und „Bandagen“ getrennt aufgeführt und definiert [39].

Laut Spitzenverband Bund der Krankenkassen sind Bandagen „körperteilumschließende oder körperanliegende, meist konfektionierte Hilfsmittel. Ihre Funktion ist es, komprimierend und/oder funktionssichernd zu wirken. Die Grundelemente bestehen aus flexiblen Materialien oder sind mit festen textilen Bestandteilen ausgestattet“ [40].

Orthesen, die eng mit der Produktgruppe „Bandagen“ verknüpft sind, sind darüber hinaus „körperanliegende Hilfsmittel, die von ihrer physikalischen/mechanischen Leistung konstruktiv stabilisieren, immobilisieren, mobilisieren, entlasten, korrigieren [...] und ausgefallene Körperfunktionen ersetzen“ [41]. Orthesen weisen also zusätzlich zu den elastischen Textilien von Bandagen, bei denen von einer Verbesserung der Gelenkfunktion durch ein verändertes muskuläres Aktivitätsmuster ausgegangen wird [42], weitere Funktionselemente wie Zügel, Gelenke oder integrierte Stäbe auf [39]. Dadurch resultiert bei Orthesen allgemein eine größere mögliche Immobilisierung aber auch Gelenkführung als dies bei Bandagen der Fall ist.

1.5 Stand der Forschung

1.5.1 Unterschenkel-Fuß-Orthesen, Knieorthesen und Gipsverbände der unteren Extremität

Im Folgenden sollen Forschungsergebnisse, die sich mit der Eignung zum Führen von KFZ in Verbindung mit dem Tragen von Orthesen und Gipsverbänden an der unteren Extremität befassen, dargestellt werden. Tremblay et al. (2009) untersuchten den Einfluss eines Unterschenkelgipsverbandes mit Sohle und einer pneumatischen Unterschenkel-Fußorthese (Aircast® Walker™, DJO™) zur Immobilisierung. Dazu wurden bei 48 gesunden Probanden¹ Brems-Reaktionszeiten und maximale Bremskräfte in einem Fahrsimulator mit und ohne orthopädische Hilfsmittel gemessen. Die mittleren maximalen Bremskräfte waren nur beim Gehgipsverband mit 124,9 Newton (N) gegenüber dem Tragen von Laufschuhen (133,3 N) signifikant erniedrigt. Die mittleren Brems-Reaktionszeiten erwiesen sich bei der Orthese (Aircast® Walker™) mit 581 ms und beim Gipsverband mit 571 ms gegenüber dem Laufschuh mit 548 ms als signifikant erhöht. Dies entspräche bei Annahme eines sich mit 100 km/h fortbewegenden KFZ einer Verlängerung des Anhalteweges um 0,92 beziehungsweise 0,64 m des bei trockener Fahrbahn etwa 65 m langen Anhalteweges (siehe oben). Auch die Ergebnisse bei der Gesamten Brems-Reaktionszeit, die zusätzlich zur Brems-Reaktionszeit die Zeit bis zum Einwirken von 200 N auf das Bremspedal enthielt, zeigten signifikant höhere Werte beim Gipsverband und der Unterschenkel-Fußorthese Aircast® Walker™. Alle Versuche wurden zusätzlich mit und ohne Ablenkung der Testperson durchgeführt, wobei bei Ablenkung etwas langsamere Brems-Reaktionszeiten erzielt wurden. Die Autoren schlossen daraus, dass obwohl signifikante Unterschiede vorlägen, von gesunden Personen, die mit den untersuchten Hilfsmitteln ein Fahrzeug führen, keine Gefahr ausgehe, da die Brems-Reaktionszeiten hierdurch nur minimal beeinflusst würden [14].

¹ Zur besseren Lesbarkeit wird nur die männliche Form verwendet, die weibliche Form ist jedoch stets eingeschlossen. Gleiches gilt für die Bezeichnung „Versuchsteilnehmer“.

Dieselbe Forschergruppe (Murray, Tremblay et al.) untersuchte 2015 die zuvor schon getestete Unterschenkel-Fußorthese Aircast® Walker™, DJO™ und den Unterschenkelgipsverband unter realen Fahrbedingungen in einem PKW. Versuchsteilnehmer waren 14 der Probanden, die schon an der vorigen Studie teilgenommen hatten. Die Brems-Reaktionszeiten, die als Median der drei schnellsten Brems-Reaktionszeiten pro Proband angegeben wurden, erwiesen sich bei der Orthese Aircast® Walker™ mit 444 ms und beim Gipsverband mit 459 ms gegenüber dem Laufschuh mit 399 ms als signifikant erhöht. Beim Tragen der Orthese in Kombination mit Ablenkung der Versuchsperson konnten keine signifikanten Unterschiede gegenüber dem Laufschuh mit Ablenkung festgestellt werden. Die Verlangsamung der Brems-Reaktionszeit wurde von den Autoren als minimal und klinisch vernachlässigbar beurteilt [43].

In einer ähnlichen Studie untersuchten Orr et al. (2010) den Einfluss eines vorgefertigten Unterschenkelgipsverbandes ohne Sohle, einer Unterschenkel-Fußorthese, die das rechte Sprunggelenk ruhigstellt, sowie eines links befindlichen Gaspedals. Ein durch einen Pedalumbau nach links verlagertes Gaspedal erlaubt Patienten mit verletzter oder ruhiggestellter rechter unterer Extremität Gas- und Bremspedal mit dem linken Fuß zu bedienen. Die mittleren Brems-Reaktionszeiten waren bei linkem Bremspedal (639 ms), beim Unterschenkelgipsverband (640 ms) und bei der Unterschenkel-Fußorthese (675 ms), gegenüber der Kontrollgruppe mit rechtem Gaspedal (571 ms) signifikant erhöht. Bei allen Versuchen, außer dem Versuchsszenario mit links befindlichem Gaspedal, wurde bei regelrechter Pedalanordnung der rechte Fuß für die Pedalsteuerung eingesetzt. Ein sich mit der Geschwindigkeit 100 km/h fortbewegendes KFZ würde mit einer Verlängerung des Reaktionsweges um 1,89 m, 1,92 m beziehungsweise 2,89 m bedeutend längere Anhaltewege zurücklegen. Das Zustandekommen der im Vergleich zur Kontrollgruppe fast gleich stark erhöhten Brems-Reaktionszeiten bei linkem Gaspedal und Unterschenkelgipsverband erwies sich als unterschiedlich: Bei linkem Gaspedal war nur die Transferzeit, beim Unterschenkelgipsverband nur die Mentale Verarbeitungszeit signifikant erhöht. Bei der Unterschenkel-Fußorthese waren beide Komponenten der Brems-Reaktionszeit signifikant erhöht. Die in dieser

Studie deutlich größeren Unterschiede der mittleren Brems-Reaktionszeiten zwischen Unterschenkelgipsverband, Unterschenkel-Fußorthese und Kontrollgruppe verglichen mit ähnlichen Versuchen orthopädischer Immobilisationen von Tremblay et al. (2009), führten die Autoren zu der Empfehlung, Patienten weder mit Unterschenkelgipsverband, noch mit Unterschenkel-Fußorthese oder linkem Gaspedal eine Fahrerlaubnis zu erteilen [13]. Hierzu sollte bemerkt werden, dass diese Empfehlung auf Grundlage von Versuchen basiert, die mit gesunden, schmerzfreien Probanden durchgeführt wurden.

Die Empfehlung von Orr et al. (2010) bezüglich des Unterschenkelgipsverbandes wird durch neuere Ergebnisse von Waton et al. (2011) gestützt. Diese Forschergruppe untersuchte Auswirkungen der Immobilisation von rechtem Knie- und/oder Sprunggelenk durch einen Unterschenkelgipsverband, einen Oberschenkelgipsverband und eine Knieorthese (DONJOY[®], DJO[™]) mit zunehmendem Grad an Bewegungseinschränkung. Hierzu wurden 23 gesunde Probanden in einem Fahrsimulator getestet. Deren Aufgabe war es, einem vorfahrenden KFZ in konstantem Abstand zu folgen und sobald dieses zu einem beliebigen Zeitpunkt innerhalb eines Zeitfensters von etwa 13 Sekunden stoppte, eine Gefahrenbremsung durchzuführen. Testpersonen mit Unter- und Oberschenkelgipsverband und mit Knieorthese in 0° Fixierung wiesen signifikant höhere Gesamte Brems-Reaktionszeiten gegenüber der Kontrollmessung auf. Die Gesamte Brems-Reaktionszeit wurde hier als Zeit zwischen Signalgebung und einer Bremskraft von 100 N auf dem Bremspedal festgelegt. Dabei unterschieden sich die Mittelwerte der Gesamten Brems-Reaktionszeiten dieser drei Testszenarien um etwa 100 ms (Knieorthese ohne Bewegungsmöglichkeit) bis knapp 200 ms (Oberschenkelgipsverband) von der Kontrollgruppe, was eine Verlängerung des Anhalteweges von etwa 2,80 m bis 5,50 m bei einer Geschwindigkeit von 100 km/h bedeuten würde. Ebenso wie die Gesamten Brems-Reaktionszeiten, waren die Mentalen Verarbeitungszeiten und die Transferzeiten beim Oberschenkelgipsverband, Unterschenkelgipsverband und der Knieorthese ohne Bewegungsmöglichkeit signifikant erhöht. Außerdem konnte festgestellt werden, dass eine stärkere Bewegungseinschränkung durch die Knieorthese mit steigender mittlerer

Mentaler Verarbeitungszeit, Transferzeit und Gesamter Brems-Reaktionszeit einherging. Die gegenüber dieser Untersuchung viel geringeren Unterschiede in der Brems-Reaktionszeit zwischen Gehgipsverband und Kontrollgruppe bei Tremblay et al. (2009) erklärten Waton et al. (2011) mit der Erwartung des Bremssignals durch die Probanden: Im Gegensatz zu einem für das Erscheinen des Bremssignals möglichen Zeitintervall von über 13 Sekunden erschien bei Tremblay et al. (2009) das Signal immer in einem Zeitintervall von nur 2 Sekunden. Entsprechend den Versuchsergebnissen empfahlen Waton et al. (2011) Änderungen in der Gesetzgebung, um Patienten vom Führen eines Fahrzeugs mit Knieorthesen oder Gipsverbänden der unteren Extremität abzuhalten [15].

Vier weitere Knieorthesen und eine Kniebandage wurden von Dammerer et al. (2015) untersucht [22]. Deren Ergebnisse bekräftigen die von Waton et al. (2011) gemachte Beobachtung, dass ein zunehmendes Maß an Bewegungseinschränkung des rechten Knies (Extension/Flexion von $0^{\circ}/0^{\circ}/90^{\circ}$ über $0^{\circ}/0^{\circ}/60^{\circ}$ bis $0^{\circ}/0^{\circ}/30^{\circ}$) beim Tragen einer Knieorthese (IROM, DONJOY®) zu signifikant höheren Gesamten Brems-Reaktionszeiten führt [15]. Bei einem Bewegungsumfang von Extension/Flexion $0^{\circ}/0^{\circ}/90^{\circ}$ war die Gesamte Brems-Reaktionszeit um 13 ms beeinträchtigt, bei einer geringeren Bewegungsfreiheit von Extension/Flexion $0^{\circ}/0^{\circ}/30^{\circ}$ war der Unterschied zur Kontrollmessung ohne Orthese mit 79 ms deutlich stärker betont. Für drei weitere Knieorthesen (OA ADJUSTER™; FULLFORCE™; Tru-Pull, DONJOY®) und eine Kniebandage (GENUFORCE®, DONJOY®) konnten keine Beeinträchtigungen der Gesamten Brems-Reaktionszeit gezeigt werden. Um auch die Auswirkungen von Immobilisationen der anderen Gelenke der unteren Extremität auf die Brems-Reaktionszeit einschätzen zu können, empfahlen Dammerer et al. (2015) Studien, die unterschiedliche Hüft- und Sprunggelenksorthesen mit zunehmender Bewegungseinschränkung bewerten, durchzuführen [22].

1.5.2 Hüftorthesen

Obwohl bereits Ergebnisse über den Einfluss von Hüftgelenksarthrose (Coxarthrose) [26] und die Implantation von Hüft-Totalendoprothesen auf die Brems-Reaktionszeit veröffentlicht worden sind [20, 44-46], liegen zum Einfluss von Hüftorthesen oder entsprechenden Bandagen nach Kenntnisstand des Verfassers noch keine Daten vor.

Bei Patienten mit rechtsseitiger Coxarthrose wurden um etwa 51 ms verlängerte Brems-Reaktionszeiten gegenüber der Kontrollgruppe gemessen [26]. Nach Implantation von rechtsseitigen Hüft-Totalendoprothesen wurden ebenfalls erhöhte Brems-Reaktionszeiten beobachtet; es wurden Zeiträume zwischen 2 [45] und 8 Wochen [20] bis zur Wiederaufnahme des Führens von KFZ empfohlen [44, 46]. Auch in einer Studie der eigenen Arbeitsgruppe konnte gezeigt werden, dass die meisten Patienten 6 Wochen nach Implantation einer rechtsseitigen Hüft-Totalendoprothese wieder präoperative Brems-Reaktionszeiten erzielten [46]. Nach dieser Zeit zeigten sich Verbesserungen der Brems-Reaktionszeiten über den präoperativen Zustand hinaus [44-46].

1.5.3 Wirbelsäulenorthesen

Zu den Auswirkungen des Tragens von Wirbelsäulenorthesen² bei Gefahrenbremsungen auf die Brems-Reaktionszeit waren zum Zeitpunkt der Verfassung dieser Arbeit nach Kenntnisstand des Autors noch keine Publikationen veröffentlicht. Lediglich eine Untersuchung zum Tragen einer Halswirbelsäulen-Orthese konnte unter anderem zeigen, dass Probanden während der Teilnahme am normalen Straßenverkehr eine verminderte Achsrotation der Halswirbelsäule und eine reduzierte Fahrtgeschwindigkeit aufwiesen, sowie den Verkehr an Kreuzungen nur unzureichend einschätzen konnten [47].

² Die Bezeichnung „Wirbelsäulenorthese“ wurde im Folgenden als Oberbegriff für Orthesen der Brust- und Lendenwirbelsäule (LWS) verwendet. Auch Orthesen, die beide dieser Wirbelsäulenabschnitte umfassen, sind inbegriffen.

Studien, die den Einfluss von lumbaler Radikulopathie und selektiver Nervenwurzelblockade [18] sowie den Einfluss von Operationen bei Bandscheibenvorfällen [48] und Spondylodesen [49] auf die Brems-Reaktionszeit betreffen, lagen jedoch vor. Diese konnten zeigen, dass beispielsweise durch lumbale Bandscheibenvorfälle verursachte Radikulopathien zur Verschlechterung der Brems-Reaktionszeit führen können [18, 48]. Bandscheibenoperationen bei Radikulopathie führten in relativ kurzer Zeit zur Abnahme der Brems-Reaktionszeit, weshalb nach Thaler et al. (2012) solche Patienten nach Entlassung aus dem Krankenhaus für das Führen von KFZ wieder geeignet seien [48]. Auch Beobachtungen von Liebensteiner et al. (2010) zeigten bei Patienten mit degenerativen Bandscheibenerkrankungen und Behandlung durch lumbale Spondylodese, dass sich eine Woche nach Operation erhobene Brems-Reaktionszeiten nicht signifikant von den präoperativen Werten unterschieden. Postoperativ verbesserten sich die Brems-Reaktionszeiten der Patienten im Verlauf von drei Monaten signifikant [49].

1.6 Fragestellung

Ziel der Studie ist die Beantwortung der Frage, ob das Tragen unterschiedlich stark immobilisierender orthopädischer Hilfsmittel, insbesondere Orthesen für Hüftgelenk und Wirbelsäule, die Führungseignung für ein KFZ einschränkt. Dabei soll der allein durch die Orthesen hervorgerufene Effekt – und nicht der Ortheseneinfluss zusammen mit der zum Tragen der Orthese führenden Pathologie eines Patienten – beschrieben werden. Als Indikator für die Führungseignung für ein KFZ wurde die Fähigkeit, eine Gefahrenbremsung ausreichend sicher durchführen zu können, verwendet.

Bisherige Ergebnisse zum Einfluss der teilweisen Immobilisation der unteren Extremität zeigten bei der Verwendung orthopädischer Hilfsmittel deutlich erhöhte Brems-Reaktionszeiten, die die Fahreignung mit beispielsweise Unterschenkel-Fußorthesen in Frage stellen [13, 15].

Alternativhypothese ist darum auch bei dieser Studie die Annahme, dass das Tragen von Orthesen die Brems-Reaktionszeit gesunder Probanden signifikant verändert. Im Rahmen dieser Untersuchung soll geklärt werden, welchen Einfluss die Wirbelsäulenorthesen VERTEBRADYN®-STRONG, Horizon™ 637 LSO und SofTec® Dorso sowie die Hüftbandage COXA-HIT® und die Hüftorthesen DynaCox® und die nach Brillinger modifizierte Hohmann-Bandage auf die Fähigkeit eine Gefahrenbremsung durchführen zu können, haben. Hierfür wurden die Werte für Mentale Verarbeitungszeit und Transferzeit als Komponenten der Brems-Reaktionszeit ebenso wie die maximale Bremskraft beim Tragen der orthopädischen Hilfsmittel erhoben und mit den Kontrollwerten, die ohne das Tragen von Orthesen ermittelt wurden, verglichen. Erwartet wurden aufgrund der Stabilisierung und Immobilisierung von Gelenken gegenüber der Kontrollgruppe erhöhte Werte für Mentale Verarbeitungszeit und Transferzeit, sowie verminderte Werte für die maximale Bremskraft.

Zum Einfluss von Orthesen und Bandagen für Wirbelsäule und Hüftgelenk auf die Fahreignung liegen nach Kenntnis des Autors bisher keine Veröffentlichungen vor. Diese Studie soll dazu dienen, Ärzten und Patienten zukünftig wissenschaftlich fundierte Empfehlungen für die Fahreignung unter Ortheseneinfluss geben zu können.

2 Material und Methoden

2.1 Untersuchte orthopädische Hilfsmittel

Im Rahmen dieser Arbeit wurden jeweils drei orthopädische Hilfsmittel für Wirbelsäule und Hüfte untersucht. Dabei wurde darauf geachtet, möglichst unterschiedliche Konzepte von orthopädischen Hilfsmitteln mit unterschiedlichen Immobilisationsgraden repräsentativ zu testen.

2.1.1 Hüftorthesen und Hüftbandage

Im Folgenden sind die untersuchten orthopädischen Hilfsmittel für die Hüfte, eine Hüftbandage und zwei Hüftorthesen, aufgeführt (siehe Abb. 2 und Tabelle 1).

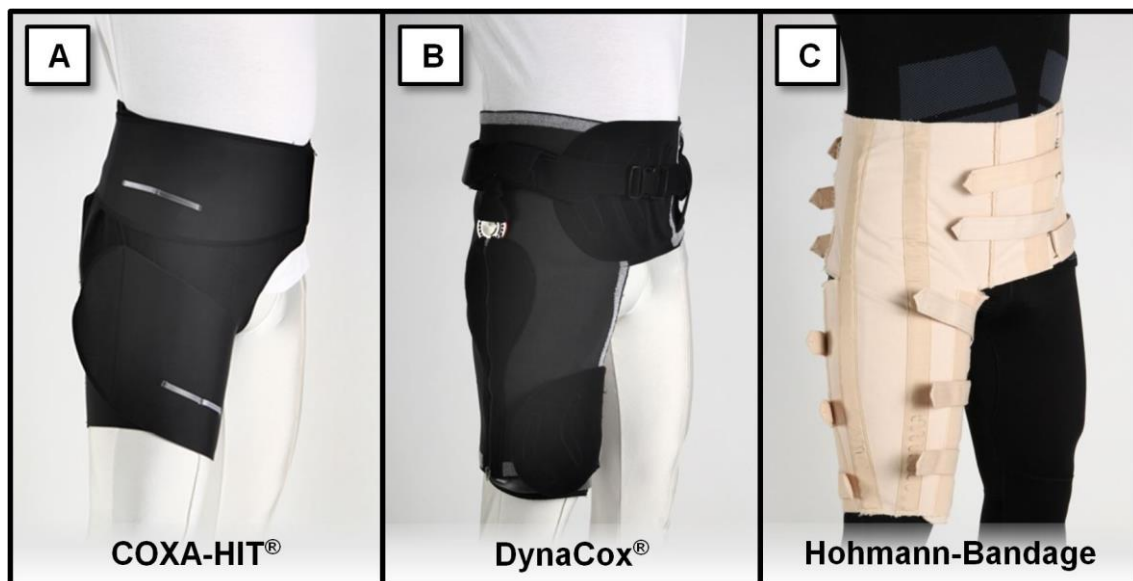


Abb. 2: Getestete orthopädische Hilfsmittel für das Hüftgelenk mit jeweils Hüft- und Oberschenkelgurt. A: COXA-HIT® (Hüftbandage von SPORLASTIC®) aus elastischem Material mit Kompressions-Kontrollstrips. B: DynaCox® (Hüftorthese von Teufel) mit kunststoffverstärktem Beckengurt, Oberschenkelband aus Kunststoff und einer diese Elemente verbindende Gelenkschiene. C: Hohmann-Bandage (Hüftorthese nach Brillinger modifiziert) aus unelastischem Textil mit seitlich eingenähten, federnden Führungsstäben. Angepasst nach Hofmann et al. (2016).

Tabelle 1: Übersicht über verwendete Hüftorthesen und –bandage. *Art laut Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes [50]. ** Nicht im Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes aufgeführt. Teilweise angelehnt an Hofmann et al. (2016).

	COXA-HIT®	DynaCox®	Hohmann-Bandage
Hersteller	SPORLASTIC® GmbH	Wilhelm Julius Teufel GmbH	Brillinger GmbH & Co. KG
Art*	-**	Hüftgelenkorthesen mit einstellbarer Bewegungsbegrenzung in einer Bewegungsebene	-**
Material/ Aufbau	Hüft- und Oberschenkelgurt aus elastischem Material	Hüft- und Oberschenkelgurt aus elastischem Material kunststoff-verstärkte Becken- und Kniespange mit verbindender Gelenkschiene	Hüft- und Oberschenkelgurt aus unelastischem Textil seitlich eingenähte Führungsstäbe
Funktionsprinzip	Kompression und leichte Stabilisierung des Hüftgelenks; Verbesserung der Propriozeption	Kompression und Stabilisierung des Hüftgelenks; Einschränkung der Beweglichkeit vorwiegend auf Flexion/Extension; Verbesserung der Propriozeption	Kompression und starke Stabilisierung des Hüftgelenks; starke Einschränkung der Beweglichkeit im Hüftgelenk mit Betonung auf Rotation und Flexion; Verbesserung der Propriozeption

2.1.1.1 COXA-HIT®

Die Hüftbandage COXA-HIT® des baden-württembergischen Bandagen- und Orthesenherstellers SPORLASTIC® (siehe Abb. 2, A und Tabelle 1) dient der konservativen oder postoperativen Behandlung von Hüftgelenkserkrankungen [51]. Beim Anlegen der elastischen, atmungsaktiven Bandage wird zunächst der innere Hüftgurt etwa fünf Zentimeter unterhalb des Bauchnabels um das Becken gelegt, sodass eine leichte Kompression entsteht. Danach wird der zweite, äußere Hüftgurt kraftvoll über dem darunterliegenden Gurt angeklebt, sodass der am äußeren Hüftgurt angebrachte Kompressions-Kontrollstrip vollständig gespannt ist. Zuletzt muss der Oberschenkelgurt zirkulär

geschlossen werden, wobei dessen Spannung wiederum über einen Kompressions-Kontrollstrip kontrolliert werden kann.

Die Wirkungsweise der COXA-HIT® beruht auf einer Stabilisierung des Hüftkopfes (Caput femoris) in der Gelenkpfanne (Acetabulum) durch Kompression. Zusätzlich reduziert der Druck auf das - das Hüftgelenk umgebende - Gewebe Schmerzen und die Gefahr einer postoperativen Hämatombildung. Den Angaben des Herstellers zufolge soll auch die Koordination und Propriozeption der Hüftmuskulatur verbessert werden und die COXA-HIT® eine leicht abduzierende Wirkung auf das Hüftgelenk haben. Die Indikation der Hüftbandage kann einerseits postoperativ zum Beispiel nach Einbau oder Wechsel einer Hüft-Totalendoprothese, andererseits zur konservativen Behandlung beispielsweise bei Coxarthrose gestellt werden [51, 52].

Beim Tragen der COXA-HIT® sowie der anderen in dieser Arbeit verwendeten Orthesen sollte der mit dem Hilfsmittel versorgte Körperbereich möglichst frei von Hautveränderungen allergischen, entzündlichen oder verletzungsbedingten Ursprungs sein. Außerdem muss insbesondere bei Störungen der Sensorik auf eine gleichmäßige und nicht zu starke Kompression geachtet werden, um der Entstehung von Druckschäden vorzubeugen. Schließlich ist noch die mögliche Beeinträchtigung des Kreislaufes und des Lymphabflusses [51] zu erwähnen.

2.1.1.2 DynaCox®

Die Hüftorthese DynaCox® des baden-württembergischen Medizinprodukteherstellers Teufel (siehe Abb. 2, B und Tabelle 1) enthält zusätzlich zu einer elastischen Bandagen-Komponente, wie bei der Hüftbandage COXA-HIT®, Stabilisationselemente einer Orthese. Im Vergleich zu der nach Brillinger modifizierten Hohmann-Bandage, wird bei der DynaCox® seitlich ein Gelenk verwendet, dass prinzipiell die Flexion und Extension im Hüftgelenk ermöglichen, Bewegungen in anderen Gelenkachsen jedoch begrenzen soll. Da der körperferne Schenkel des Gelenkes aber eine gewisse Eigenflexibilität aufweist, werden Bewegungen in allen Achsen, wenn auch gegen etwas

erhöhten Widerstand, noch ermöglicht. Aufgrund des Einsatzes der Gelenkschiene wird die Hüftorthese im Hilfsmittelverzeichnis den „Hüftgelenkorthesen mit einstellbarer Bewegungsbegrenzung in einer Bewegungsebene“ zugeordnet [50].

Das Gelenk ist dabei Bindeglied zwischen der Beckenspanne aus Kunststoff und der den distalen Oberschenkel umschließenden Kniespanne. Die DynaCox® soll insgesamt die durch Kompression hervorgerufene propriozeptive Wirkung einer Bandage mit der stabilisierenden Wirkung einer Orthese vereinen. Durch die modulare Bauweise der DynaCox® können die festen, orthetischen Komponenten bei Bedarf dem Therapieverlauf folgend von der Bandage getrennt werden. Am flexiblen Gelenk der Orthese kann dessen Bewegungsumfang eingestellt und verändert werden. Durch eine veränderte Platzierung von Anschlagsschrauben ist dabei die Einstellung von Flexion und Extension in Schritten von 15° möglich. Im Rahmen dieser Arbeit wurde das Gelenk jedoch ohne Bewegungsbegrenzung eingesetzt.

Zum Anlegen der DynaCox® werden Beckenspanne und Kniespanne der Orthese zunächst locker umgelegt. Die Beckenspanne sollte zwischen Beckenkamm (Crista iliaca) und großem Rollhügel (Trochanter major) platziert werden, die Kniespanne etwa zwei Finger breit über der Kniescheibe (Patella). Zur individuellen Anpassung können die Kunststoffkomponenten der DynaCox® durch einen Orthopädietechniker thermoplastisch nachgeformt werden. Der Klettverschluss der Bandage wird vor dem Bauch geschlossen, daraufhin der Schnallenverschluss der Beckenspanne. Zuletzt müssen der Kniekehlen-Gurt der Kniespanne und der Schenkel-Gurt der Bandage geschlossen werden [53].

Den Angaben des Herstellers folgend, kann die DynaCox® bei muskulären Dysbalancen, nach Reposition luxierter Hüftgelenke zur Luxationsprophylaxe und bei Instabilität nach Implantation einer Totalendoprothese zur Sicherung des OP-Ergebnisses und zur frühfunktionellen Bewegungstherapie verwendet werden [53, 54].

2.1.1.3 Hohmann-Bandage modifiziert nach Brillinger

Die von der Orthopädietechnik-Firma Brillinger in Tübingen hergestellte und modifizierte Hohmann-Bandage (Hüftgelenkrotationsbandage nach Hohmann; siehe Abb. 2, C und Tabelle 1), besteht wie die Hüftbandage COXA-HIT® aus einem Hüft- und einem Oberschenkelgurt, die jedoch breiter und nicht elastisch sind. Beim Anlegen der nach Brillinger modifizierten Hohmann-Bandage werden Hüft- und Oberschenkelgurt locker umgelegt und nacheinander mit Klettverschlüssen angezogen. Ergänzend sind lateral federnde Führungsstäbe eingenäht, die für zusätzliche Stabilität sorgen. Insgesamt wird dadurch eine sehr hohe Stabilität und eine starke Einschränkung hauptsächlich der Rotation und Flexion, aber auch aller anderer Bewegungsachsen erreicht. Aufgrund dieser Stabilisationselemente muss die nach Brillinger modifizierte Hohmann-„Bandage“ den Orthesen zugeordnet werden.

Mit der Hohmann-Bandage kann im Falle einer Coxarthrose durch gezielte Ausschaltung der Rotation eine Linderung der Schmerzen erzielt werden [55]. Sie kann außerdem bei nicht operablen Schenkelhalspseudoarthrosen indiziert sein, sowie nach Luxation von Hüft-Totalendoprothesen stabilisierend wirken. Im Folgenden wird die nach Brillinger modifizierte Hohmann-Bandage aufgrund der einfacheren Lesbarkeit als Hohmann-Bandage bezeichnet.

2.1.2 Wirbelsäulenorthesen

Gegenstand der Untersuchung waren zwei Lendenwirbelsäulen-Orthesen (LWS-Orthesen) und eine die Lenden- und Brustwirbelsäule umfassende Wirbelsäulenorthese (siehe Abb. 3 und Tabelle 2).



Abb. 3: Getestete orthopädische Hilfsmittel für die Wirbelsäule in der Ansicht von vorne (A, B, C), schräg hinten (A', B') und hinten (C'). A/A': VERTEBRADYN®-STRONG (LWS-Orthese von SPORLASTIC®) aus elastischem Gestrick mit Zuelementen und vier am Rückenteil eingearbeiteten Federstahlstäben. B/B': Horizon™ 637 LSO (LWS-Orthese von Aspen Medical Products®) aus festem textilen Material, stabiler Rückenpelotte, seitlich eingelegten Pelotten und Flaschenzug-Gurtsystem. C/C': SofTec Dorso® (Wirbelsäulenorthese von Bauerfeind®) bestehend aus einem zirkulär umschließenden, teilelastischen Formgestrick, einem Rückenteil mit zwei neben der Wirbelsäule befindlichen CFK-Stäben und einem CFK-Kreuz sowie Schultergurten. Angepasst nach Hofmann et al. (2016).

Tabelle 2: Übersicht über die verwendeten Wirbelsäulenorthesen. *Art laut Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes [56-58]. Teilweise angelehnt an Hofmann et al. (2016).

	VERTEBRADYN®-STRONG	Horizon™ 637 LSO	SofTec Dorso®
Hersteller	SPORLASTIC® GmbH	Aspen Medical Products®	Bauerfeind® AG
Art*	Lumbalstützorthese	Überbrückungsorthese	Orthese zur Entlastung und/oder Korrektur der LWS/BWS in Sagittal- und Frontalebene
Material/ Aufbau	elastisches Gestrick Zugelemente Federstahlstäbe im Bereich der LWS	festes Textil Flaschenzug-Gurtsystem rigide, die LWS überbrückende Rückenpelotte	teilelastisches Gestrick Zugelemente, Schultergurte festes Rückenteil, LWS und BWS überbrückende CFK-Stäbe
Funktionsprinzip	Teilentlastung und leichte Stabilisation durch Entlordosierung der LWS; Unterleibskompression	Entlastung und Stabilisation durch Entlordosierung der LWS; Unterleibskompression	Entlastung und Stabilisation durch Aufrichtung der Wirbelsäule und Bewegungseinschränkung der LWS/BWS in Sagittal- und Frontalebene [58, 59], sowie Einschränkung der Achsrotation [59]; Unterleibskompression

2.1.2.1 VERTEBRADYN®-STRONG

Die Lumbalstützorthese VERTEBRADYN®-STRONG von SPORLASTIC® (siehe Abb. 3, A/A' und Tabelle 2) dient der Teilentlastung der Lendenwirbelsäule. Dazu wird die Orthese mittig über der Lendenwirbelsäule angelegt und mit Spannung über dem Bauch verklebt. Mittels vier Zugelementen wird die Spannung des elastischen Formgestrickes erhöht, bis eine angenehm stützende Kompression durch die zirkulär umschließende Orthese erreicht wird. Am Rückenteil sind rechts und links des, der Lendenwirbelsäule anliegenden, Orthesenbereiches jeweils zwei Federstahlstäbe eingearbeitet, die die Lendenwirbelsäule überbrücken. Durch den ventralen Druck gegen die dorsalen

Stäbe wird die Lendenwirbelsäule etwas entlordosiert, aufgerichtet und stabilisiert, sowie von Fehlhaltungen korrigiert, was zu einer Teilentlastung führen soll. Mit diesen Eigenschaften ausgestattet, wird die LWS-Orthese VERTEBRADYN®-STRONG im Hilfsmittelverzeichnis den Lumbalstützorthesen zugeordnet [56]. Außerdem wird der Lumbalstützorthese beim Sitzen ein Schutz vor einer ausgeprägten, biomechanisch ungünstigen und belastenden LWS-Kyphose durch eine Begrenzung des Bewegungsumfangs zugeschrieben [60].

Der Anwendungsbereich der VERTEBRADYN®-STRONG umfasst viele der häufigsten Ursachen für Rückenschmerzen. Laut Hersteller reichen die Indikationen von muskulären Dysbalancen, Reizzuständen des Iliosakralgelenks, Facettensyndrom bei Spondylarthrose, Spinalkanalstenose und lumbalen Deformitäten bis zu schweren Lumbalgien, Spondylolisthesis, Instabilität der Wirbelsäule und Bandscheibenvorfall [61, 62].

2.1.2.2 Horizon™ 637 LSO

Die Überbrückungsorthese Horizon™ 637 LSO (Lumbal-Sakral-Orthese) des kalifornischen Herstellers Aspen Medical Products® (siehe Abb. 3, B/B' und Tabelle 2) ähnelt vom grundsätzlichen Aufbau her der LWS-Orthese VERTEBRADYN®-STRONG, besteht aber hauptsächlich aus festem textilen Material und besitzt eine rigide dorsale Lumbalpelotte. Dadurch soll insgesamt eine hohe Rumpfstabilität erreicht werden. Die Horizon™ 637 LSO wird ebenfalls über der Lendenwirbelsäule angebracht und über einen Bauchgurt verschlossen, anschließend jedoch über Flaschenzüge festgezurr, bis eine angenehm stabilisierende Kompression erreicht ist. So lässt sich diese Orthese innerhalb sehr kurzer Zeit anlegen. Durch Zug am rechten oder linken Flaschenzug, kann wahlweise die Kompression im oberen beziehungsweise unteren Teil der LWS-Orthese erhöht werden. Seitliche Pelotten, die innerhalb des Gurtes variabel eingelegt werden können, sollen zusätzlich für laterale Stabilität sorgen. Mit der Horizon™ 637 LSO wird die Wirbelsäule etwa zwischen erstem Lendenwirbel und Kreuzbein entlastet, entlordosiert und in

ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt, um eine Schmerzerleichterung zu erreichen. Sie wird im Hilfsmittelverzeichnis, aufgrund der Fertigung aus unelastischem Material und einer daraus resultierenden größeren Entlastung und Entlordosierung der Lendenwirbelsäule gegenüber den Lumbalstützorthesen, den Überbrückungsorthesen zugeordnet [57].

Die Indikationen decken laut Hersteller die bei der VERTEBRADYN®-STRONG genannten Indikationen, wie dekonditionierte Rumpfmuskulatur, Spondylolisthesis, Radikulopathie, degenerative Bandscheibenerkrankungen und allgemein Schmerzen im lumbalen Wirbelsäulenbereich ab. Zusätzlich kann die Horizon™ 637 LSO zur Frakturbehandlung bei Wirbelfrakturen sowie zur postoperativen Unterstützung und Schmerzreduktion beispielsweise nach Laminektomie verwendet werden [63, 64].

2.1.2.3 SofTec® Dorso

Die Wirbelsäulenorthese SofTec Dorso® des thüringer Hilfsmittelherstellers Bauerfeind® (siehe Abb. 3, C/C' und Tabelle 2) reicht über den Bereich der Lendenwirbelsäule hinaus und soll zusätzlich den Übergangsbereich von Brust- und Lendenwirbelsäule zwischen 8. Brustwirbel und 2. Lendenwirbel stabilisieren [65]. Um die Orthese anzulegen, werden die Arme des Patienten wie beim Aufsetzen eines Rucksacks durch die Schultergurte geführt. Im Bereich der Lendenwirbelsäule weist die SofTec® Dorso ein ähnliches Prinzip wie die VERTEBRADYN®-STRONG auf. Hier wird der das Abdomen umschließende teilelastische Bauchgurt ebenfalls durch zwei auf jeder Seite befindliche Zuggurte festgezurt. Lange carbonfaserverstärkte Kunststoff-Stäbe (CFK-Stäbe), die parallel zur Wirbelsäule ausgerichtet sind, und ein stabilisierendes CFK-Kreuz sorgen für Stabilität über die Lendenwirbelsäule hinaus. Bei Bedarf oder außerhalb der Norm liegendem Rückenprofil können die CFK-Stäbe mit einem Heißluftgerät erwärmt und anatomisch angeformt werden. Länge und Aufrichtungskraft (Reklinationskraft) der CFK-Stäbe können auf Höhe der oberen Brustwirbelsäule stufenlos verstellt werden, um die individuell geeignetste Passform und Korrekturstärke zu erreichen. Werden die

Schultergurte nun enger gefasst, führt dies zu einer Extension und damit Aufrichtung der Wirbelsäule. Gleichzeitig werden die Schultern nach dorsal geführt. Laut Hersteller soll so einer Rundrückenbildung (Kyphosierung) der Brustwirbelsäule wie etwa bei einem Morbus Scheuermann entgegengewirkt werden [65]. Die Wirbelsäulenorthese SofTec Dorso® soll laut dem Hilfsmittelverzeichnis neben einer Entlastung der Lendenwirbelsäule, wie bei der LWS-Orthese Horizon™ 637 LSO, zu einer Bewegungseinschränkung in Sagittal- und Frontalebene führen [58]. Weitere Indikationen sind die postoperative Stabilisierung zum Beispiel nach Spondylodese, stabile Wirbelfrakturen bis zum 8. Brustwirbel, Osteoporose und die konservative Therapie bei Tumormetastasen [65].

Der mögliche Bewegungsumfang der Wirbelsäule beim Tragen der SofTec® Dorso wurde von Kienle et al. (2013) mit dem Bewegungsumfang gesunder Probanden ohne Orthese verglichen und der Stabilisierungseffekt quantifiziert. Es zeigten sich signifikante Stabilisierungseffekte durch die SofTec® Dorso, wobei sich der Bewegungsumfang der Wirbelsäule für Flexion/Extension um 42 %/66 %, für Seitneigung um 58 % und für Achsrotation als um 68 % reduziert erwies [59].

2.2 Versuchsaufbau

Um der realen Situation in einem Kraftfahrzeug möglichst nahe zu kommen, wurde zur Messung von Mentaler Verarbeitungszeit, Transferzeit, Brems-Reaktionszeit und Bremskraft ein Volkswagen Polo II als Vertreter deutscher Kleinwagen verwendet. Während Fahrwerk, Heck und Motorraum aus Gewichts- und Platzgründen entfernt wurden, blieb die Fahrgastzelle original erhalten (siehe Abb. 4, links).

Brems- und Gaspedal wurden jeweils mit einer Kraftmessdose/einem Kraftaufnehmer (Serie KMB31, MEGATRON Elektronik GmbH & Co. KG) zur Druckkraftmessung ausgestattet (siehe Abb. 4, rechts). Die Kraftmessdose für das Gaspedal (KMB31 mit Messbereich von 0 bis 400 N, MEGATRON Elektronik GmbH & Co. KG) wurde direkt auf dem Gaspedal angebracht. Um

den Kraftfluss vom großflächigen Druck des Fußes auf die kleine kraftaufnehmende Einheit der Kraftmessdose zu gewährleisten, wurde die Kraftmessdose mit einer gaspedalgroßen Karbonfaserplatte überdeckt. Da die Karbonfaserplatte aufgrund ihrer Befestigung nicht ausschließlich mit dem Kraftaufnehmer in Verbindung stand und einen Teil der auf sie einwirkenden Kraft nicht auf den Kraftaufnehmer übertrug, war die absolute Messgenauigkeit am Gaspedal eingeschränkt. Da jedoch die absoluten Messwerte der Kraftmessdose des Gaspedals nicht von Bedeutung waren, sondern lediglich die Veränderung der Kraft entscheidend war, konnte für die Studie kein Nachteil festgestellt werden. Die Kraftmessdose für das Bremspedal (KMB31 mit Messbereich von 0 bis 2000 N, MEGATRON Elektronik GmbH & Co. KG) wurde dagegen hinter der Aufhängung des Bremspedals angebracht. Dies war nötig um präzise Kraftwerte zu erhalten, da beim schnellen und kraftvollen Wechsel des Fußes vom Gas- auf das Bremspedal letzteres nicht mittig getroffen werden könnte und eine auf dem Bremspedal angebrachte Kraftmessdose somit nicht die gesamte aufgebrachte Kraft erfassen würde. Die eng definierte Bewegungsrichtung der Aufhängung des Bremspedals sorgte für eine exakte und zentrale Kraftübertragung vom Pedal auf den Kraftaufnehmer. Das für die Kupplung vorhandene Pedal wurde nicht benutzt.



Abb. 4: Versuchsaufbau. Links: Blick in die Fahrgastzelle des Volkswagen Polo II; hinter der Windschutzscheibe ist die Signalleuchte angebracht (Pfeil). Rechts: Detailaufnahme der Pedale mit sichtbarer Anbringung des Kraftaufnehmers für die Bremskraft hinter dem Bremspedal. Der Kraftaufnehmer des Gaspedals ist durch eine Karbonfaserplatte verdeckt. Das belassene Kupplungspedal ist für die Durchführung des Experiments ohne Relevanz. Angepasst nach Hofmann et al. (2016).

Die über einen externen Messverstärker (EMA3-DMS, MEGATRON Elektronik GmbH & Co. KG) verstärkten Signale der Kraftmessdosen von Gas- und Bremspedal wurden mit einem 2-Kanal USB-Scope (MEphisto Scope [UM202], Meilhaus Electronic GmbH), das unter anderem mit einem integrierten Analog-Digital-Wandler ausgestattet war, erfasst.

Um ein Signal zur Einleitung der Gefahrenbremsung geben zu können, wurde eine aus vielen roten Leuchtdioden bestehende Signallampe auf der Motorhaube direkt vor der Windschutzscheibe im Gesichtsfeld des Fahrers positioniert. Diese war mit dem USB-Scope verbunden und konnte über einen ebenfalls mit dem MEphisto Scope kommunizierenden Taster außerhalb der Fahrgastzelle aktiviert werden.

Der vom USB-Scope erfasste zeitliche Verlauf der Kraftwerte von Gas- und Bremspedal sowie der Zeitpunkt, des mit der Betätigung des Tasters einhergehenden Aufleuchtens der roten Lampe, wurden über ein USB-Kabel auf einen Laptop übertragen. Der Laptop war zur Erfassung und Verarbeitung der Messwerte mit einer speziell entwickelten Software (Force- and Brake Responsetime Measurement, Ingenieurbüro Michael Sawatzki) ausgestattet, die den Export der Messwerte von Mentaler Verarbeitungszeit, Transferzeit, Brems-Reaktionszeit und Bremskraft der verschiedenen Messreihen in eine Excel-Tabelle erlaubte. Außerdem lieferte das Programm die grafische Darstellung des Kräfteverlaufs von Gas- und Bremspedal ab einem Zeitpunkt 150 ms vor dem Bremssignal über einen Zeitraum von 3 Sekunden (siehe Abb. 5). Der Taster zur Betätigung der roten Signallampe diente dabei als Trigger für den Zeitraum der Messwertaufzeichnung und ist als senkrechter grüner Strich in Abb. 5 zu erkennen. Weiter kann dem Diagramm der zunächst konstante Kraftverlauf des Gaspedals, welcher durch den blauen Graph dargestellt wird und durch den gleichmäßigen Druck des auf dem Gaspedal ruhenden Fußes zustande kommt, entnommen werden. Mit dem Aufleuchten der roten Signallampe beginnt die Mentale Verarbeitungszeit (siehe Abb. 6). Sobald die Bewegung des Fußes vom Gas- auf das Bremspedal einsetzt, nimmt der auf das Gaspedal einwirkende Druck ab. Im Diagramm ist dieser Zeitpunkt, der die Grenze zwischen Mentaler Verarbeitungszeit und Transferzeit bildet, durch

einen kurzen senkrechten schwarzen Strich gekennzeichnet. Der Fuß des Probanden verlässt nun das Gaspedal vollständig und befindet sich zwischen den Pedalen, wodurch für kurze Zeit auf keines der Pedale eine Kraft einwirkt. Mit dem Beginn der Krafteinwirkung am Bremspedal, welcher in Abb. 6 an einem langen senkrechten schwarzen Strich ersichtlich ist, enden Transferzeit und Brems-Reaktionszeit. Im Kraftverlauf des Bremspedals, dargestellt durch den roten Graph, ist der maximale Kraftwert durch ein rotes Kreuz gekennzeichnet. Das von der Software erstellte Diagramm zeigt die gemessenen Zeiten und die maximale Bremskraft über dem Diagramm an, wobei die Mentale Verarbeitungszeit darin als Reaktionszeit bezeichnet ist (siehe Abb. 5).

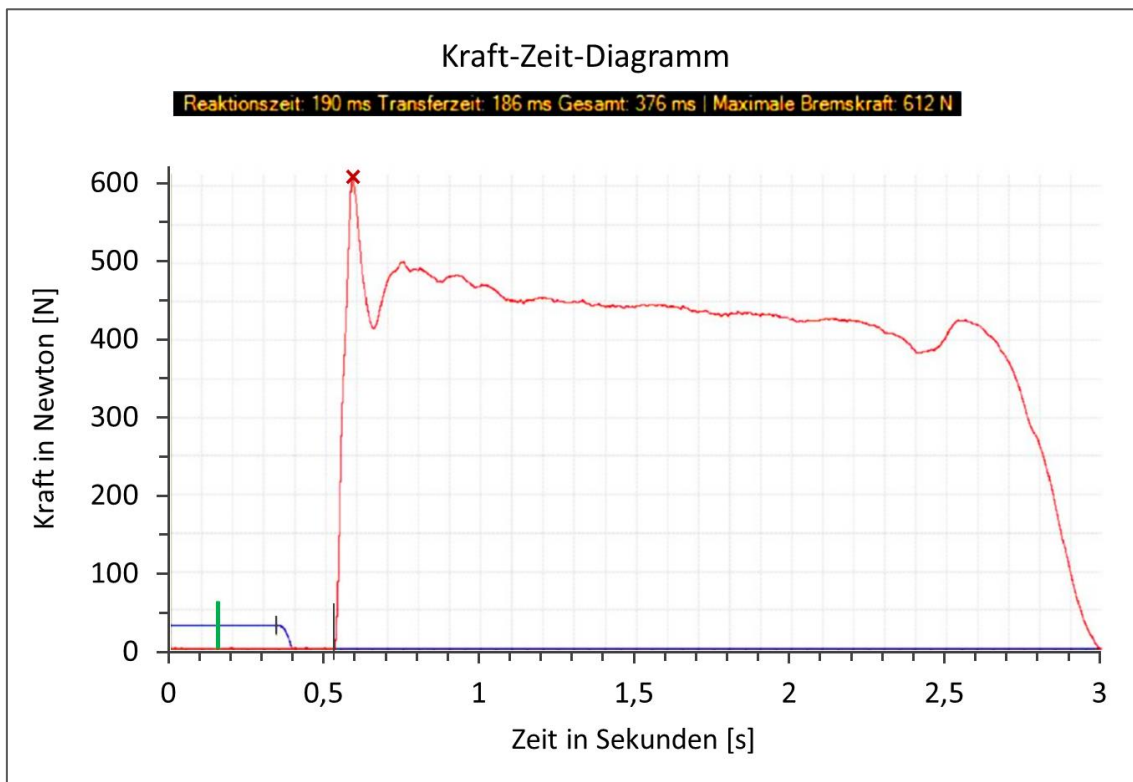


Abb. 5: Von der Software ausgegebenes Kraft-Zeit-Diagramm der Kraftverläufe von Gaspedal (blau) und Bremspedal (rot). Die Signalgebung zur Gefahrenbremsung (senkrechter grüner Strich) ist bei 150 ms zu erkennen. Die maximale Bremskraft ist mit einem roten Kreuz gekennzeichnet. Über dem Diagramm sind die gemessenen Zeiten sowie die maximale Bremskraft angegeben, dabei ist die Mentale Verarbeitungszeit als „Reaktionszeit“ und die Brems-Reaktionszeit als „Gesamt“ bezeichnet. Das abgebildete Diagramm wurde zur besseren Lesbarkeit teilweise modifiziert.

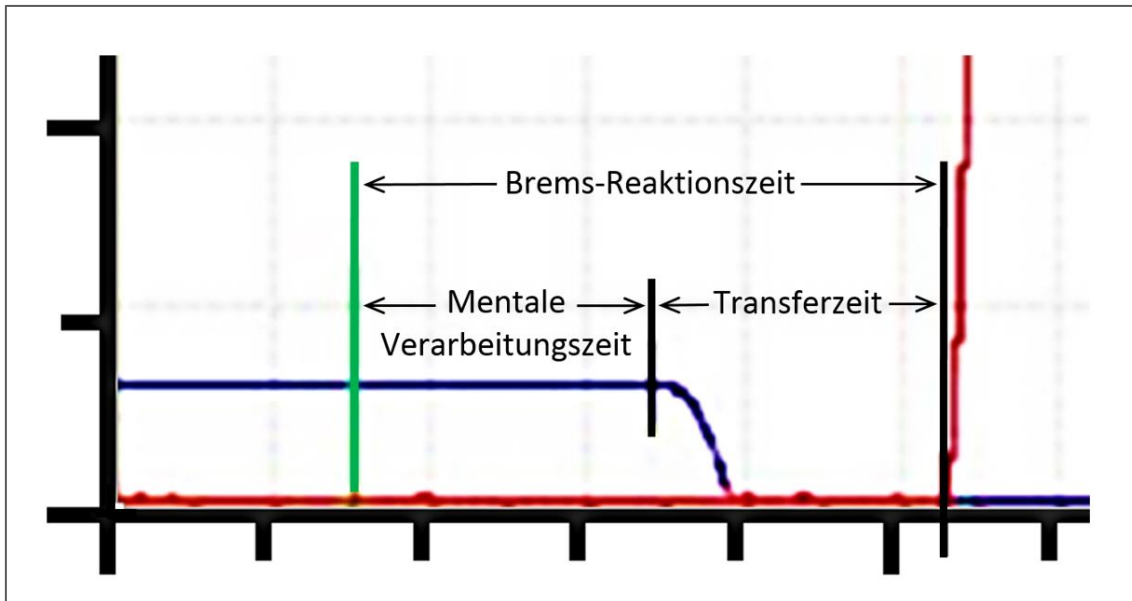


Abb. 6: Vergrößerter Ausschnitt aus Abb. 5. Die Kraftverläufe von Gaspedal (blau) und Bremspedal (rot) sind dargestellt. Mentale Verarbeitungszeit, Transferzeit und Brems-Reaktionszeit können bestimmt werden: Die Mentale Verarbeitungszeit reicht vom Bremssignal (senkrechter grüner Strich) bis zum Kraftabfall am Gaspedal (kurzer senkrechter schwarzer Strich). Es schließt sich die Transferzeit an, die bis zum Anstieg der auf das Bremspedal einwirkenden Kraft (langer senkrechter schwarzer Strich) reicht. Die Brems-Reaktionszeit ergibt sich als Summe dieser beiden Zeiten.

2.3 Probanden

Die Probanden waren gesunde, freiwillige Versuchspersonen aus dem sozialen, hauptsächlich universitären Umfeld des Autors. Die Rekrutierung erfolgte größtenteils per E-Mail und in wenigen Fällen mündlich, wobei den potentiellen Versuchsteilnehmern Informationen über Studieninhalt, Durchführung, Aufwandsentschädigung sowie Ein- und Ausschlusskriterien zur Teilnahme zukamen.

Als Versuchsteilnehmer wurde nur zugelassen, wer definierten Kriterien (Einschlusskriterien) entsprach. Probanden mussten einwilligungsfähig, im Besitz einer gültigen Fahrerlaubnis und zwischen 18 und 40 Jahre alt sein. Die obere Altersgrenze von 40 Jahren wurde in erster Linie gezogen, da eine Zunahme der Brems-Reaktionszeit im Alter bekannt ist [25] und durch den Ausschluss älterer Personen somit eine höhere Homogenität des Probandenkollektivs erreicht und der Effekt der Orthesen sensibler erfasst

werden konnte. Zudem wurde die Wahrscheinlichkeit, Probanden mit höherem Alter deutlich häufiger auftretenden unerkannten gesundheitlichen Beeinträchtigungen in die Studie einzuschließen, gesenkt.

Gemäß der Ausschlusskriterien durften Versuchspersonen keine behandlungsbedürftige Erkrankung des Bewegungsapparates aufweisen. Untere Extremität und Wirbelsäule mit zugehörigen Gelenken mussten frei beweglich und schmerzfrei sein. Insbesondere wurden keine Probanden mit Zustand nach einer Operation an Sprung-, Knie-, Hüftgelenk oder Wirbelsäule zugelassen. Weiter stellten kardiovaskuläre und kardiopulmonale Erkrankungen, neurologische und neuromuskuläre Erkrankungen sowie eine psychiatrisch auffällige Anamnese und Suchterkrankungen Ausschlusskriterien dar. Auch bei regelmäßiger Einnahme von Medikamenten, ausgenommen Kontrazeptiva, oder bekannter Schwangerschaft wurden Probanden von einer Studienteilnahme ausgeschlossen.

2.4 Durchführung

Vor Studienbeginn wurde die Zustimmung bei der verantwortlichen Ethikkommission unter dem Vorsitz von Prof. Luft eingeholt (Studiennummer der Ethikkommission: 527/2013BO1).

Personen, die an der Studie teilnehmen wollten, wurden in einem persönlichen Gespräch mündlich und schriftlich detailliert über den Ablauf der Versuche aufgeklärt. Stimmt die Interessenten der Teilnahme an der Studie zu und ergaben sich keine ungeklärten Fragen, so unterschrieben die Personen die Einverständniserklärung zur Studienteilnahme. Außerdem wurden die Freiwilligen über den Umgang mit den erhobenen Daten informiert und erteilten ihr schriftliches Einverständnis zu deren Verwendung im Rahmen der Studie.

Nachfolgend musste bei jedem Freiwilligen das Zutreffen der Einschlusskriterien und das Fehlen von Ausschlusskriterien überprüft und dokumentiert werden. Es wurde eine Reihe individueller Daten erhoben, bei denen eine mögliche Beeinflussung der im Fahrsimulator gemessenen Parameter nicht auszuschließen war. Abgefragt wurden auf das Fahrverhalten

bezogene Informationen wie das Jahr des Führerscheinerwerbs, die durchschnittlich innerhalb eines Jahres mit dem KFZ zurückgelegte Fahrstrecke, zudem der Beruf und ob ein KFZ beruflich genutzt wird. Weiter wurden die körperbezogenen Werte Körpergröße, Körpergewicht, Alter in Jahren, Geschlecht und wöchentliche sportliche Aktivität in Stunden erhoben. Zusätzlich wurde das Vorliegen von Nikotinabusus und der Krankheitsbilder Diabetes mellitus und Polyneuropathie, die teilweise schon durch die Ausschlusskriterien abgedeckt wurden, kontrolliert. Zuletzt wurde erfasst, ob sich die Probanden wach und ausgeschlafen fühlen und ob sie vor dem Versuchsbeginn ein koffeinhaltiges Getränk zu sich genommen hatten.

Um eine mögliche Verzerrung der gemessenen Zeiten durch Lernen oder Ermüdung im Verlauf der Versuchsreihen zu relativieren, wurde die Untersuchungsreihenfolge der sechs Orthesen und des Durchlaufs ohne Immobilisierung (Nativmessung), der die Referenzzeiten für den Vergleich lieferte, zufällig durch Auswürfeln festgelegt. Zur Randomisierung wurde den Zahlen eins bis sieben eines Oktaeders jeweils eine Versuchsvariation zugeordnet. Die Reihenfolge der gewürfelten Zahlen wurde als Reihenfolge der Orthesen notiert und entsprechend umgesetzt.

Die Probanden wurden angehalten zum Fahren übliches und bequemes Schuhwerk zu tragen; die große Mehrheit der Versuchspersonen trug Laufschuhe. Als nächstes wurde jeder Proband mit dem Fahrsimulator und den für ihn relevanten Teil des Versuchsaufbaus vertraut gemacht. Dafür nahm die Versuchsperson auf dem Fahrersitz Platz und wurde aufgefordert, eine individuell gewohnte und bequeme Sitzposition einzustellen. Mögliche Anpassungsoptionen waren die Einstellung der Entfernung zwischen Fahrersitz und Pedalen sowie die Neigung der Rückenlehne. Dem folgte die Gewöhnung an die Pedalpositionen und den Bewegungsablauf bei den durchzuführenden Gefahrenbremsungen, wobei die Testperson wie bei allen Versuchen angeschnallt war. Zur Eingewöhnung sollte der Proband einige Male von der Ruheposition mit dem Fuß auf dem Gaspedal schnell auf das Bremspedal wechseln. Danach wurde der Versuchsperson das Signallicht demonstriert und die Bedeutung dessen mit dem Auftreten einer Gefahrensituation im

Straßenverkehr, wie dem unvorhersehbaren Laufen eines Kindes auf die Fahrbahn, erklärt.

Abschließend wurde der Proband mit der späteren Testsituation, jedoch ohne Orthese, vertraut gemacht. Nachdem die Messsoftware gestartet und bereit war, wurde der Testperson bei geschlossenen Autotüren der Beginn jeder Messung gut hörbar verbal mitgeteilt. Der Proband betätigte spätestens auf diese Ansage hin, in der Regel jedoch schon davor, das Gaspedal je nach eigener Gewohnheit durch Ablegen beziehungsweise leichten Druck des Fußes auf das Pedal. Die rote Signallampe wurde beliebig, in einem Zeitfenster von 3 bis etwa 13 Sekunden nach Mitteilung des Messbeginns, durch den Versuchsleiter mittels Druck auf den hinter dem Fahrsimulator gehaltenen Taster betätigt. Unter Kenntnisnahme der Brems-Reaktionszeiten durch den Versuchsleiter wurden bis zu zehn Wiederholungen der simulierten Gefahrenbremsung geübt, bis der Proband auf Anfrage angab, mit dem Ablauf vertraut zu sein und etwa konstante Brems-Reaktionszeiten gemessen werden konnten.

Nach erfolgter Eingewöhnungsphase verließ der Proband den Fahrsimulator und es wurde entsprechend der ausgewürfelten Reihenfolge mit der Vorbereitung auf das erste Testszenario begonnen. Die Orthesen wurden der Versuchsperson immer vom Versuchsleiter angelegt, um ein konstantes, ordnungsgemäßes Anlegen zu gewährleisten. Nachdem die Orthese einen objektiv korrekten Sitz aufwies, wurde der Proband aufgefordert, zur Gewöhnung an die Orthese eine definierte Wegstrecke von etwa 50 Metern Länge zu gehen. Auch beim Versuchsszenario ohne Immobilisation musste diese Wegstrecke zurückgelegt werden. Der Proband wurde darauf hingewiesen, beim Gehen mit der Orthese auf das Tragegefühl zu achten, um bei Notwendigkeit Kompression oder Position der Orthese verändern zu können. War die Orthese auch subjektiv korrekt angepasst, wurde der Proband aufgefordert in der Fahrgastzelle Platz zu nehmen, den Sicherheitsgurt anzulegen, die Wagentüre zu schließen und mit den Händen das Lenkrad zu umfassen. Bevor die zehnmals wiederholte Gefahrenbremsung in oben erläuteter Weise durchgeführt wurde, wurde der Proband aufgefordert den Fuß

zwei Mal vom Gas- auf das Bremspedal umzusetzen, um sich den Bewegungsablauf und die Pedalpositionen zu vergegenwärtigen. Die Vorgehensweise wurde für jedes Testszenario wiederholt.

Bei jeder Einzelmessung entstand ein von der Messsoftware erstelltes Kraft-Zeit-Diagramm. Die automatisch in die Grafik eingezeichneten Zeitpunkte am Ende von Mentaler Verarbeitungszeit und Transferzeit wurden kontrolliert und mussten in Ausnahmefällen vor dem Speichern manuell korrigiert werden.

2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Statistik- und Analyse-Software IBM SPSS Statistics 22.0.

Häufigkeitsverteilungen von intervallskalierten Variablen wurden durch die Darstellung der Daten in Histogrammen auf die Wahrscheinlichkeit der Normalverteilung der Variablen in der Grundgesamtheit hin untersucht. Bei Annahme von normalverteilten Variablen wurde als Maß der zentralen Tendenz der Mittelwert \bar{x} und als Maß der Streuung die Standardabweichung σ verwendet ($\bar{x} (\pm \sigma)$). Andernfalls wurde die Verteilung durch den Median und die Extremwerte beschrieben (Median (Minimum – Maximum)). Nominal skalierte Merkmale wurden in absoluten Häufigkeiten angegeben. Um Aussagen über die Genauigkeit von Lageschätzungen von Parametern machen zu können, wurde das 95%-Konfidenzintervall verwendet (Parameter (Untergrenze des 95%-Konfidenzintervalls; Obergrenze des 95%-Konfidenzintervalls)).

Für den Vergleich der gemessenen Zeiten (Mentale Verarbeitungszeit, Transferzeit, Brems-Reaktionszeit) und der Bremskraft zwischen den verschiedenen Versuchsbedingungen (ohne und mit Orthesen) und den Orthesen-unabhängigen Einflussfaktoren (z. B. Geschlecht) wurden die auf jeweils einen Probanden und eine Versuchsbedingung bezogenen Mediane der zehn Messwiederholungen verglichen.

Für die Prüfung der erfassten Zeiten und der Bremskraft auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen dem Tragen der verschiedenen Orthesen

und dem Tragen keiner Orthese wurde bei annehmbaren Normalverteilungen der individuellen Mediane einer Versuchsbedingung (Orthese) zunächst eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Konnte mindestens ein signifikanter Unterschied in einer Gruppe festgestellt werden, so wurden die paarigen Werte mit und ohne Orthese im Sinne einer Post-hoc-Analyse durch t-Tests für verbundene Stichproben untersucht. Lag keine Normalverteilung der Daten vor, so konnte diese durch vorheriges Logarithmieren der Werte erreicht werden.

Um eine mögliche Kumulierung des α -Fehlers durch multiples Testen zu vermeiden, wurde der erwartete Anteil fälschlicherweise angenommener Alternativhypothesen an allen angenommenen Alternativhypothesen über die False Discovery Rate (FDR) kontrolliert. Dazu wurde die Benjamini-Hochberg-Prozedur [66] verwendet, die gegenüber Verfahren wie der Bonferroni-Korrektur oder der Bonferroni-Holm-Korrektur, welche die Familywise Error Rate (FWER) kontrollieren, das Potential hat, eine größere Power zu erreichen. Die durch die Kontrolle der FDR gegenüber der FWER möglicherweise höhere Anzahl falschpositiver Aussagen konnte durch das explorative Studiendesign gerechtfertigt werden [67]. Für die Durchführung der Benjamini-Hochberg-Prozedur wurden alle errechneten p_i -Werte der Größe nach (von klein nach groß) geordnet und der Reihe nach mit wachsenden Schranken ($0,05 * i / n$) verglichen. Die kleinste Schranke war die Bonferroni-Schranke mit $0,05 * 1/18$ bei einem gewählten FDR-Niveau von 0,05 und $n = 18$ berechneten p-Werten. Die folgende Schranke war $0,05 * 2/18$; die dritte Schranke $0,05 * 3/18$ usw. Alle Nullhypothesen derjenigen p_i -Werte, die kleiner als oder gleich groß wie die letzte von einem p_i -Wert eingehaltenen Schranke waren, konnten abgelehnt werden [67].

3 Ergebnisse

3.1 Probandenkollektiv

An der Studie nahmen insgesamt 30 Probanden teil, von denen jeder den erforderlichen Einschlusskriterien entsprach und keinem Ausschlusskriterium widersprach. Das Probandenkollektiv bestand zu jeweils gleichen Teilen aus männlichen und weiblichen Versuchspersonen (Anzahl (n) = 15). Neben 27 Studenten bestand die Gruppe der Versuchsteilnehmer aus einer Erzieherin, einem Wissenschaftlichen Angestellten und einem Arzt.

Die Probanden waren zwischen 19 und 30 Jahren alt, wobei das Alter im Median 23 Jahre betrug (siehe Tabelle 3).

Der Median des Körpergewichts betrug 70,5 (52,0 – 90,0) Kilogramm (kg); dabei lag der Median des Körpergewichts bei den männlichen Probanden mit 75,0 (64,0 - 90,0) kg um 15,0 kg höher als bei den weiblichen Probanden (60,0 (52,0 – 75,0) kg).

Auch bei der Körpergröße unterschieden sich die männlichen deutlich von den weiblichen Versuchspersonen: Der Median der männlichen Probanden lag mit 1,81 (1,67 – 1,95) m um 0,15 m höher als bei den weiblichen Probanden mit 1,66 (1,60 – 1,73) m. Insgesamt lag der Median der Körpergröße bei 1,73 (1,60 – 1,95) m.

Für den Body-Mass-Index (BMI) wurde ein Median von 22,2 (19,8 – 28,4) Kilogramm pro Quadratmeter (kg/m^2) berechnet. Der niedrigste BMI lag mit $19,8 \text{ kg/m}^2$ im Bereich des Normalgewichts. 5 Probanden, davon 3 männliche und 2 weibliche, waren mit einem maximalen BMI von $28,4 \text{ kg/m}^2$ (männlich) und $26,0 \text{ kg/m}^2$ (weiblich) definitionsgemäß übergewichtig, lagen jedoch größtenteils im unteren Bereich des Übergewichts.

Die Probanden gaben an, zwischen 1 und 14 Stunden pro Woche sportlich aktiv zu sein. Der Median der männlichen Probanden lag mit 6 (2 – 12) Stunden pro Woche um 4 Stunden pro Woche höher als bei den weiblichen Probanden mit 2 (1 – 14) Stunden pro Woche.

In der Anamnese wurde von keinem der Probanden ein Nikotinabusus angegeben.

Insgesamt gaben 8 Probanden an, vor der Versuchsdurchführung ein koffeinhaltiges Getränk zu sich genommen zu haben. 28 Probanden gaben an, sich zum Zeitpunkt der Messung wach und ausgeschlafen zu fühlen. Die Besitzdauer eines gültigen Führerscheins lag zwischen 3 und 13 Jahren bei einem Median von 6 Jahren. Die Bildung der Differenz aus Alter des Probanden und der Besitzdauer eines Führerscheins ließ, bis auf eine Ausnahme, auf einen Erwerb der Fahrerlaubnis im Alter von 17 oder 18 Jahren schließen. Die Probanden gaben als Schätzwert an, zwischen 1.000 und 20.000 Kilometer (km) pro Jahr als Fahrer in einem KFZ zurückzulegen. Der Median der Fahrleistung lag dabei bei 5.000 km/Jahr.

Tabelle 3: Erhobene Variablen des Probandenkollektivs mit Aufteilung des Kollektivs in eine männliche und eine weibliche Probandengruppe. Die Zahlenwerte sind als Median (Minimum – Maximum) oder absolute Häufigkeit angegeben. Die Mediane der Körpergröße wurden auf zwei Nachkommastellen gerundet; die Mediane der Body-Mass-Indizes auf eine Nachkommastelle.

	Probandenkollektiv (n = 30)	männliche Probanden (n = 15)	weibliche Probanden (n = 15)
Alter [Jahre]	23 (19 – 30)	23 (19 – 30)	23 (22 – 27)
Körpergewicht [kg]	70,5 (52,0 – 90,0)	75,0 (64,0 – 90,0)	60,0 (52,0 – 75,0)
Körpergröße [m]	1,73 (1,60 – 1,95)	1,81 (1,67 – 1,95)	1,66 (1,60 – 1,73)
BMI [kg/m²]	22,2 (19,8 – 28,4)	22,6 (20,7 – 28,4)	21,0 (19,8 – 26,0)
Sport [Stunden/Woche]	3 (1 – 14)	6 (2 – 12)	2 (1 – 14)
Nikotinabusus	0	0	0
Koffeinkonsum vor Messung	8	4	4

Proband fühlt sich wach und ausgeschlafen	28	14	14
Führerscheinbesitz [Jahre]	6 (3 – 13)	6 (3 – 13)	6 (4 – 10)
Gefahrene Strecke [km/Jahr]	5.000 (1.000 – 20.000)	5.000 (1.000 – 20.000)	4.000 (1.000 – 12.000)

3.2 Gesamtverteilungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft

Im Folgenden sind die Verteilungen aller valide erhobenen Messdaten (Mentale Verarbeitungszeit, Transferzeit, Brems-Reaktionszeit (jeweils $n = 2100$) und Bremskraft ($n = 2030$)) aller Versuchsbedingungen im Überblick abgebildet (siehe Abb. 7).

Die graphische Darstellung der Mentalen Verarbeitungszeit zeigt eine linksgipflige Häufigkeitsverteilung mit einer Schiefe von 0,870 bei einem Standardfehler von 0,053 (siehe Abb. 7, A). Die Messwerte reichen von einem Minimum von 120 ms bis zu einem Maximum von 351 ms; die mediane Mentale Verarbeitungszeit beträgt 187 ms (Mittelwert $\bar{x} = 190$ ms). Das Histogramm für alle Werte der Mentalen Verarbeitungszeit ohne Orthese sieht der Gesamtverteilung sehr ähnlich und weist vergleichbare Verteilungsgrößen wie oben angegeben auf.

Die Häufigkeitsverteilung aller erhobenen Transferzeiten ergibt eine ähnliche linksgipflige Verteilung wie sie im Histogramm der Mentalen Verarbeitungszeit zu erkennen ist (siehe Abb. 7, B). Die Schiefe beträgt hier 0,707 (Standardfehler = 0,053). Als Maß der zentralen Tendenz kann ein Median von 237 ms ermittelt werden ($\bar{x} = 240$ ms), wobei sich die Messwerte zwischen dem unteren Extrem von 159 ms und dem oberen Extrem von 448 ms über einen Bereich von 289 ms erstrecken. Das Histogramm für alle Werte der Transferzeit ohne Orthese weist bei etwas geringerer Schiefe und etwas geringeren Messwerten eine ähnliche Verteilung wie oben angegeben auf.

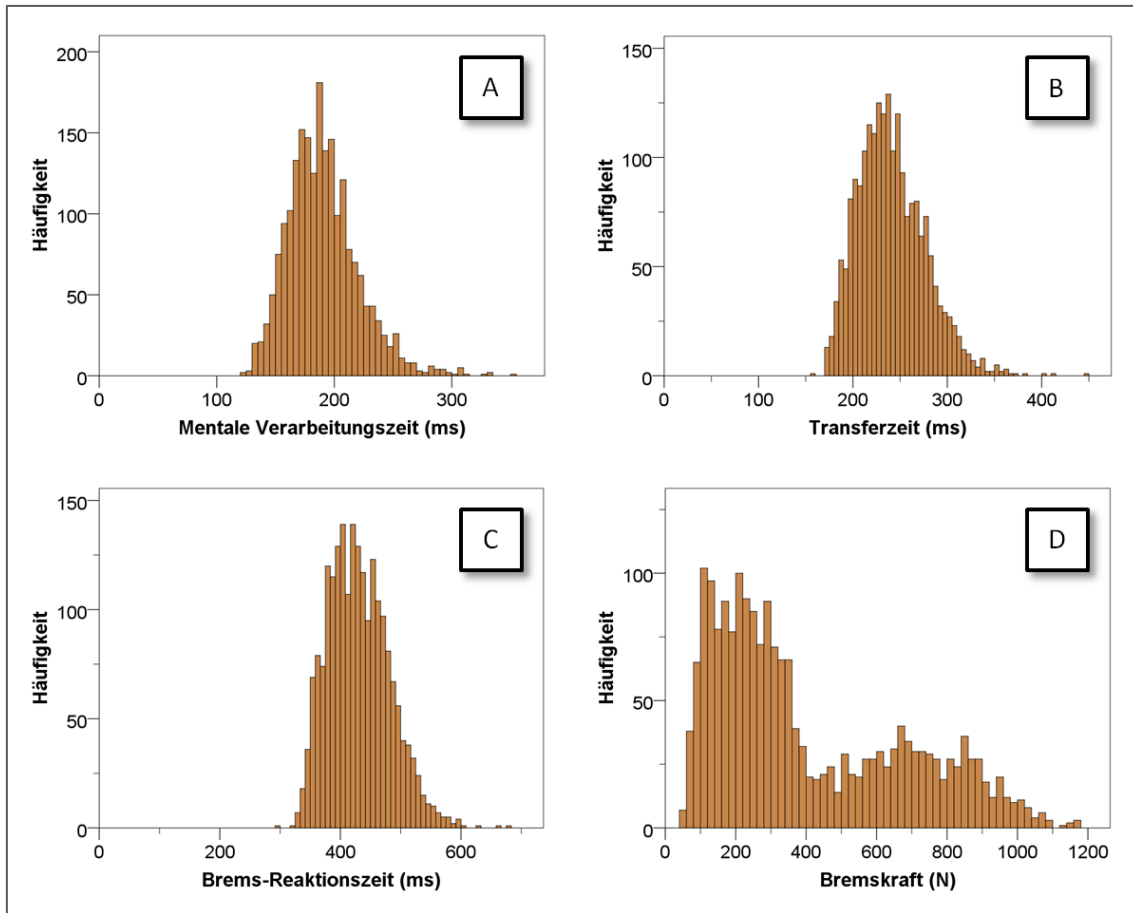


Abb. 7: Histogramme aller gemessenen Werte. A: Mentale Verarbeitungszeiten ($n = 2100$); B: Transferzeiten ($n = 2100$); C: Brems-Reaktionszeiten ($n = 2100$); D: Bremskräfte, ausgenommen Proband 13 ($n = 2030$). Für die gemessenen Zeiten (A-C) zeigen sich relativ exakt definierte Minima bei einer unscharfen, langsam auslaufenden Obergrenze (Ausreißer). Bei der Bremskraft (D) ergibt sich bei zweigipfliger Häufigkeitsverteilung eine sehr große Streubreite.

Die graphische Darstellung der Brems-Reaktionszeit weist unter den in Abb. 7 aufgeführten Histogrammen die größte Nähe zur Normalverteilung mit einer geringen Schiefe von 0,528 auf (Standardfehler = 0,053; siehe Abb. 7, C). Die Messwerte der Brems-Reaktionszeit befinden sich in einem Intervall von 299 bis 680 ms; der Median beträgt 426 ms (Mittelwert $\bar{x} = 430$ ms).

Das Histogramm der Werte der Bremskraft zeigt eine zweigipflige/bimodale Häufigkeitsverteilung (siehe Abb. 7, D). Es wurden Bremskräfte zwischen 52 und 1173 N gemessen, dabei lag der Median bei 308 N. Das Histogramm für alle Werte der Bremskraft ohne Orthese sieht der Gesamtverteilung sehr ähnlich und weist vergleichbare Verteilungsgrößen wie oben angegeben auf.

Bei Proband 13 traten sehr hohe Bremskräfte zwischen 841 und 1535 N auf, wobei eine Bremskraft von 1533 N 14 Mal gemessen wurde. Da kein anderer Proband Bremskräfte über 1173 N aufbrachte, eine so exakte Reproduktion der Bremskraft bei solch hohen Bremskräften kaum machbar sein dürfte und auch bei keinem anderen Probanden auftrat, ist am ehesten davon auszugehen, dass der Kraftaufnehmer des Bremspedals im Bereich dieser extrem hohen Bremskräfte am oberen Limit war und von einer Fehlmessung ausgegangen werden muss. Als Konsequenz wurden sämtliche von Proband 13 ermittelte Bremskräfte in dieser Arbeit nicht beachtet.

3.2.1 Verteilungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft nach Individuum und Orthese

In den Histogrammen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft für jeweils eine Versuchsperson mit einer bestimmten Orthese zeigten sich bei eingeschränkter Beurteilbarkeit aufgrund des geringen Messwertumfangs ($n = 10$) tendenziell leicht linksgipflige Häufigkeitsverteilungen (Beispiel siehe Abb. 8). Aus diesem Grund wurde als Grundlage für alle weiteren Analysen für diese Verteilungen der Median als geeignetes Maß der zentralen Tendenz verwendet.

Die angedeutete linksgipflige Verteilung zeigte sich am ausgeprägtesten bei Histogrammen der Mentalen Verarbeitungszeit mit einer mittleren Schiefe von 0,533 bei einer Standardabweichung von 0,848.

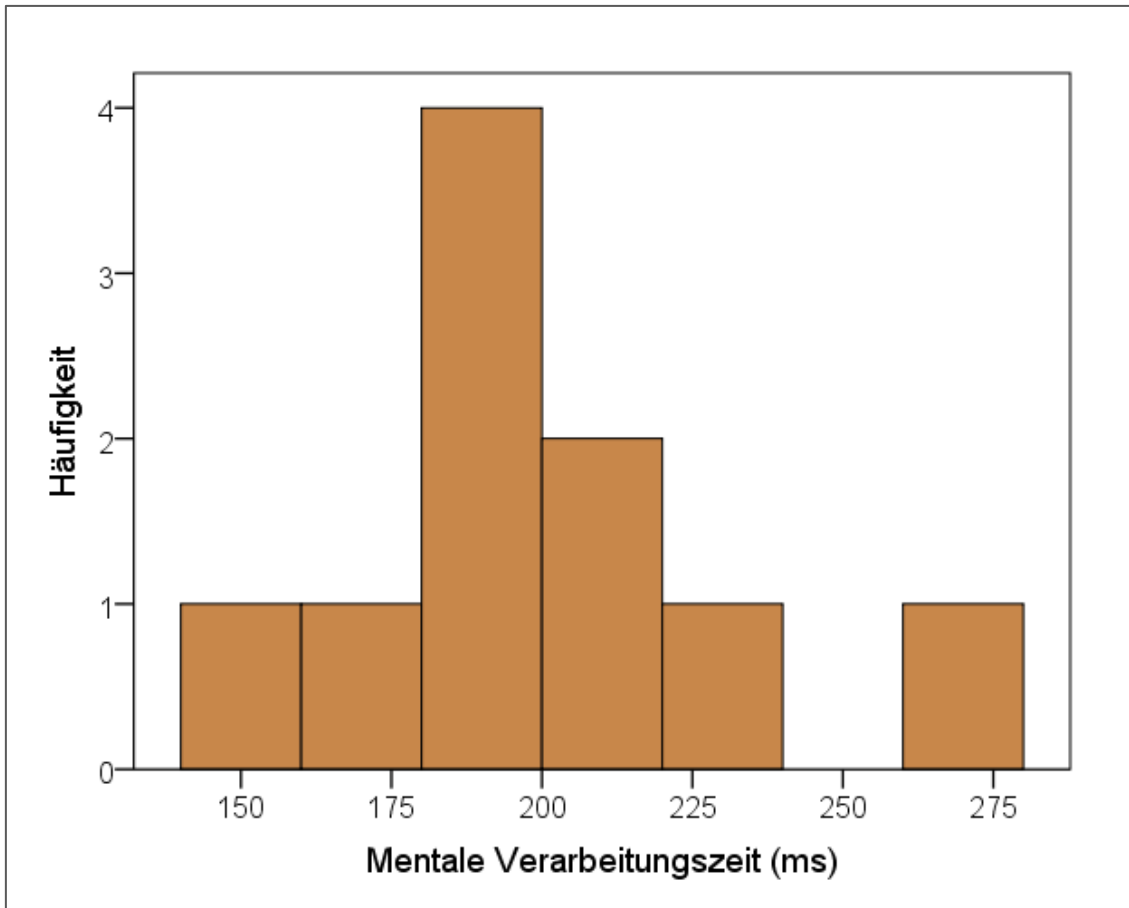


Abb. 8: Beispielhaftes Histogramm der Mentalen Verarbeitungszeit von Proband 22 ohne Orthese (n = 10). Angedeutet zeigt sich eine linkssteile Verteilung (Schiefe = 0,637; Standardfehler = 0,687) mit einem Median von 197 ms.

3.3 Entwicklungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft im Verlauf der Messungen

Im Folgenden sind anhand der Mediane, bezogen auf jeweils einen Probanden (Probandenmedian) und jeweils einen Messzeitpunkt der zehn aufeinander folgenden Messungen aller sieben unterschiedlichen Versuchsbedingungen (Messreihen), die Entwicklungen der erfassten Zeiten und der Bremskraft im Verlauf der zehn Versuchswiederholungen dargestellt. Vereinfacht ausgedrückt wurden beispielsweise die Mentalen Verarbeitungszeiten eines Probanden, die bei den sieben verschiedenen Orthesen jeweils zuerst gemessen wurden, mit den Mentalen Verarbeitungszeiten die als zweites bei den sieben Orthesen erfasst wurden, verglichen. Hierfür wurde aus den jeweils sieben Messwerten

für jede definierte Messwiederholung der Mentalen Verarbeitungszeit der Probandenmedian gebildet und im Verlauf der zehn Wiederholungen dargestellt, um eine eventuell auftretende Dynamik aufzuzeigen.

Auf die Darstellung der Entwicklungen von Zeiten und Bremskraft im Verlauf der sieben Messreihen wurde bewusst verzichtet, da durch die für jeden Probanden zufallsbedingte Festlegung der Reihenfolge der Versuchsbedingungen, diese nicht gleichmäßig auf die Messreihen verteilt sind und eine Interpretation dadurch erschwert wäre.

Für die Mentale Verarbeitungszeit zeigten sich im Verlauf der zehn Messwiederholungen relativ konstante Schwankungen der Probandenmediane ohne im Verlauf eine erkennbare Tendenz zu größeren oder kleineren Werten zu zeigen (siehe Abb. 9). Die Mittelwerte aller Probandenmediane einer Messung schwankten im Verlauf zwischen einem Minimum von 184 (± 18) ms und einem Maximum von 189 (± 19) ms, dabei lag der Mittelwert bei der ersten Messung bei 186 (± 19) ms und bei der letzten Messung bei 188 (± 20) ms. Die Probandenmediane aller Messungen (jeweils 30 pro Messung) wiesen einen Mittelwert von 187 (± 19) ms auf.

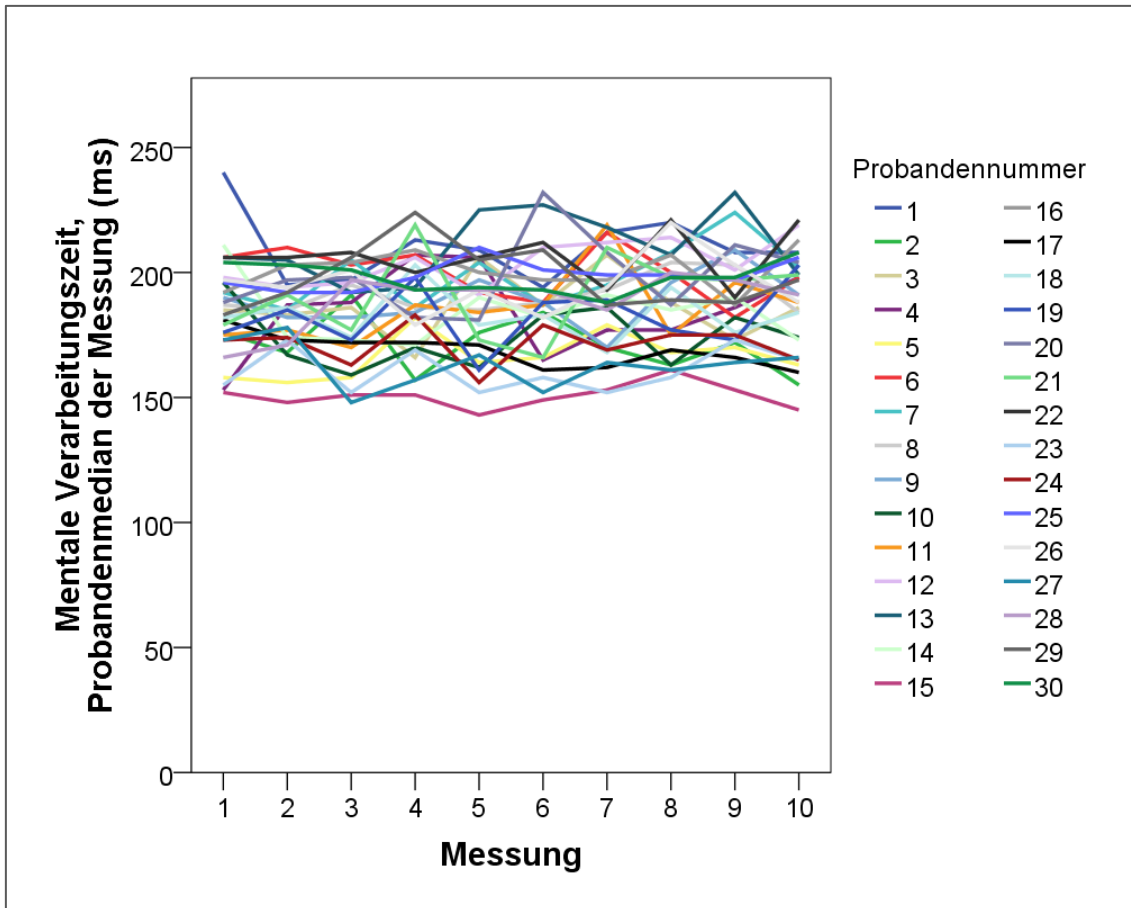


Abb. 9: Mentale Verarbeitungszeiten im Verlauf der zehn Messwiederholungen. Dargestellt ist der Verlauf der Mediane der Mentalen Verarbeitungszeiten jeweils einer bestimmten Messung aller Versuchsbedingungen (Orthesen) und eines Probanden (Probandenmedian).

Bei der Transferzeit der Probanden zeigten sich im Verlauf der zehn Messungen individuell sehr konstante Mediane, die sich interindividuell aber zum Teil deutlich und auch stärker als die Mediane der Mentalen Verarbeitungszeit voneinander unterschieden (siehe Abb. 10). Die Mittelwerte aller Probandenmediane einer Messung schwankten im Verlauf zwischen 236 (± 30) und 240 (± 33) ms, mit einer mittleren Transferzeit von 238 (± 29) ms bei der ersten Messung und einem Wert von 237 (± 30) ms bei der letzten Messung. Die Probandenmediane aller Messungen weisen eine Standardabweichung von $\sigma = 30$ ms um einen Mittelwert von $\bar{x} = 238$ ms auf.

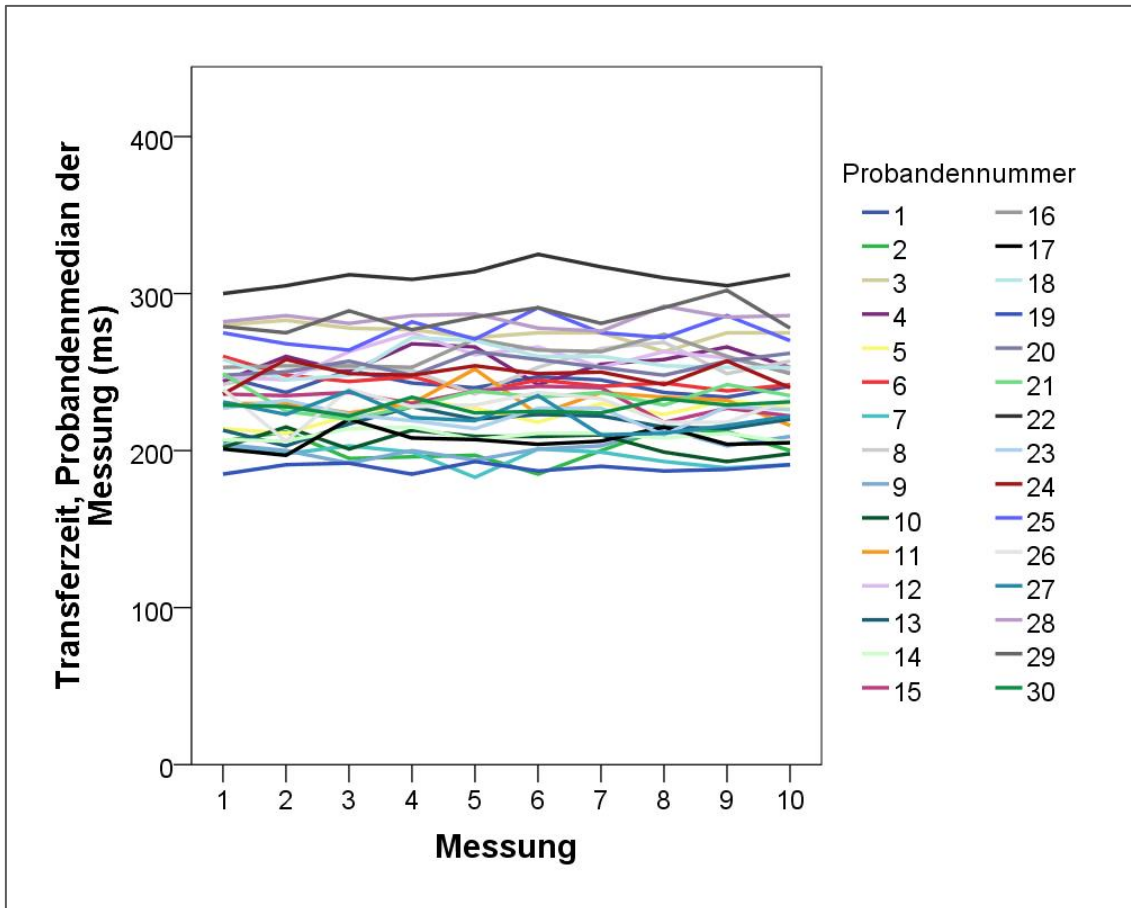


Abb. 10: Transferzeiten im Verlauf der zehn Messwiederholungen. Dargestellt ist der Verlauf der Mediane der Transferzeiten jeweils einer bestimmten Messung aller Versuchsbedingungen (Orthesen) und eines Probanden (Probandenmedian).

Für die Brems-Reaktionszeit der Versuchsteilnehmer zeigten sich im Verlauf individuell leicht undulierende Mediane, die sich interindividuell teilweise deutlich unterschieden (siehe Abb. 11). Die Mittelwerte aller Probandenmediane einer Messung schwankten im Verlauf zwischen 422 (± 35) und 433 (± 39) ms, mit einer mittleren Brems-Reaktionszeit von 422 (± 35) ms bei der ersten und einem Wert von 427 (± 42) ms bei der letzten Messung. Die Probandenmediane aller Messungen weisen eine Standardabweichung von $\sigma = 41$ ms um einen Mittelwert von $\bar{x} = 428$ ms auf.

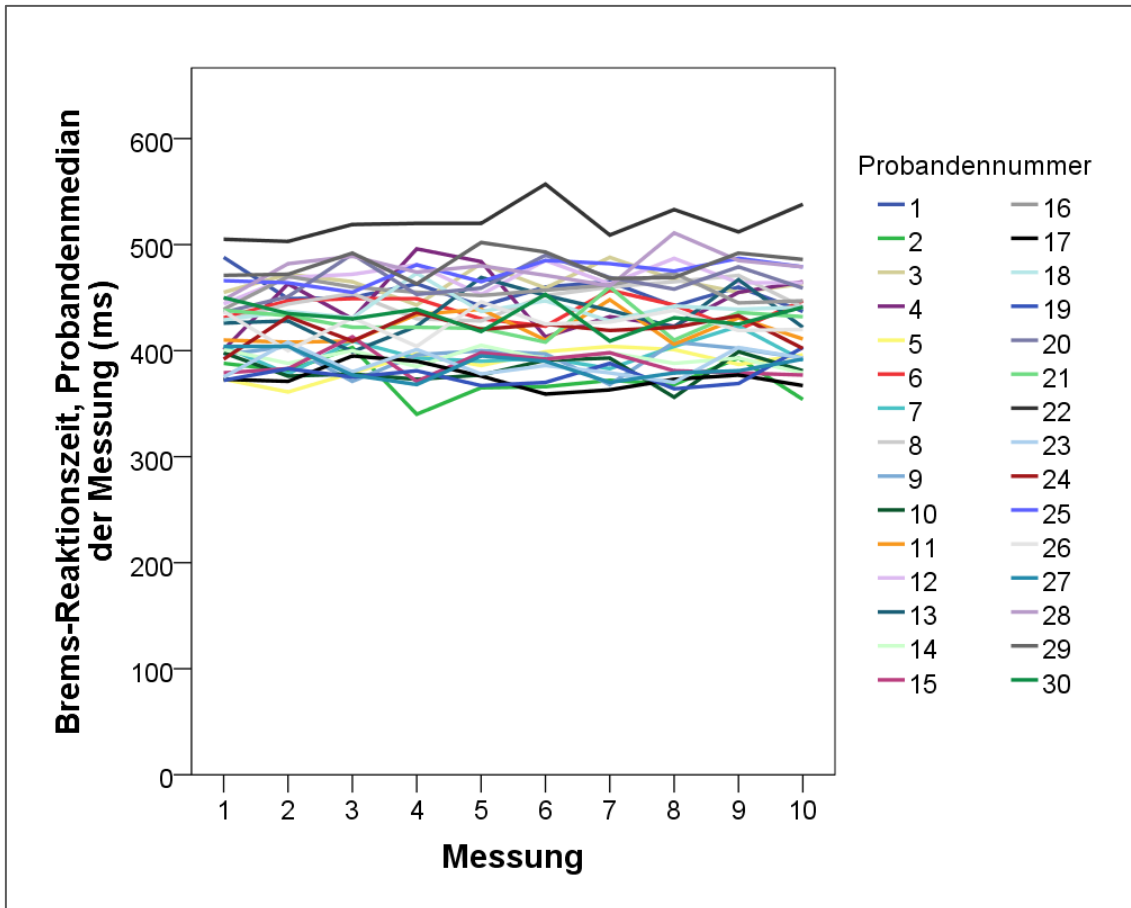


Abb. 11: Brems-Reaktionszeiten im Verlauf der zehn Messwiederholungen. Dargestellt ist der Verlauf der Mediane der Brems-Reaktionszeiten jeweils einer bestimmten Messung aller Versuchsbedingungen (Orthesen) und eines Probanden (Probandenmedian).

Die Verläufe der Probandenmediane der Bremskraft zeigten deutliche Unterschiede; mit einer für einen Probanden relativ spezifischen und konstanten Bremskraft im Bereich von Bremskräften unter 400 N im Gegensatz zu im Verlauf der Messungen leicht zunehmenden Bremskräften für Probanden, deren Median aller Bremskräfte über 400 N lag (siehe Abb. 12). Betrachtet man die Mediane der Probandenmediane einer Messung, konnten Werte im Bereich von 276 (109 – 858) bis 342 (84 – 1018) N, mit einem Median von 313 (103 – 796) N bei der ersten und 342 (84 – 1018) N bei der letzten Messung, beobachtet werden.

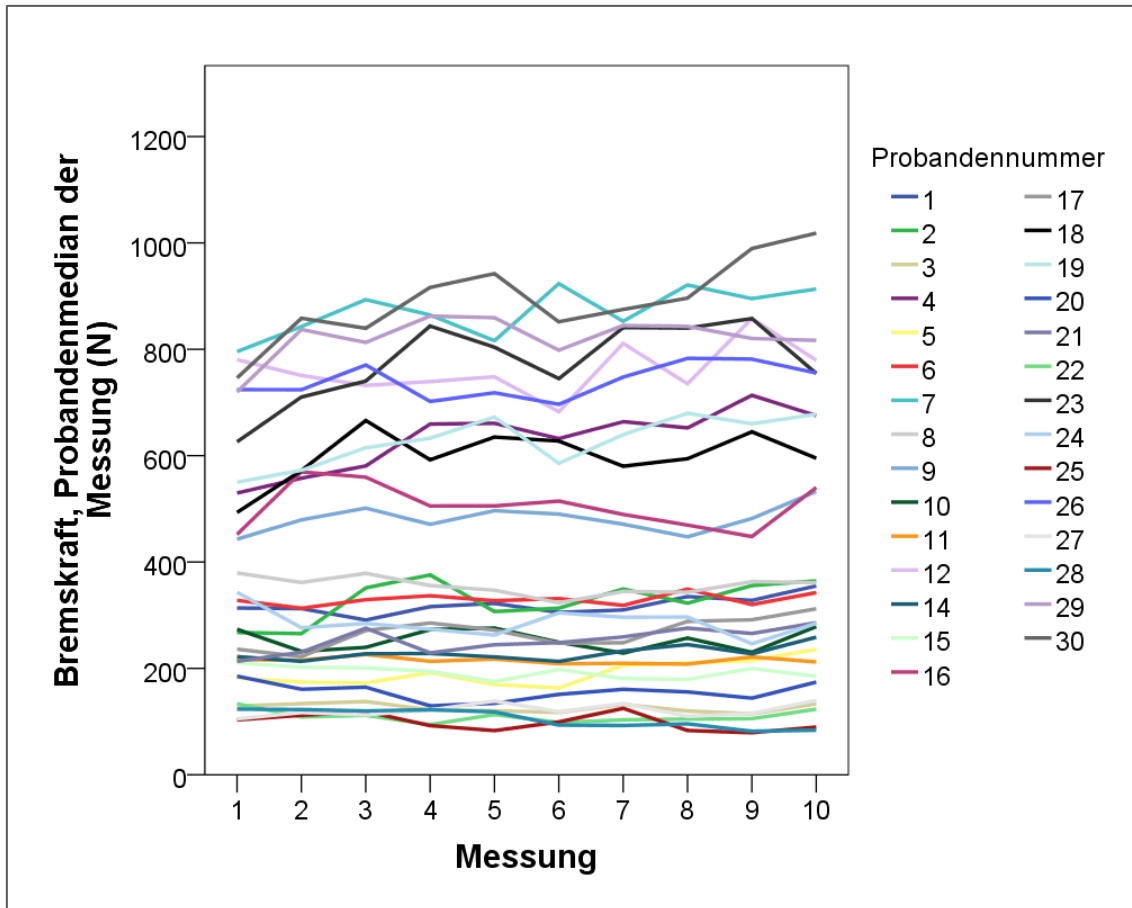


Abb. 12: Bremskräfte im Verlauf der zehn Messwiederholungen. Dargestellt ist der Verlauf der Mediane der Bremskräfte jeweils einer bestimmten Messung aller Versuchsbedingungen (Orthesen) und eines Probanden (Probandenmedian).

Für die Probanden mit einem Median aller Bremskräfte von über 400 N ($n = 11$) lag der Median der Probandenmediane zu Beginn mit 626 (443 – 796) N am niedrigsten und steigerte sich um 129 N bis auf 755 (533 – 1018) N bei der letzten Messung (siehe Abb. 13, B). Nur bei der vorletzten Messung ergab sich mit 782 (448 – 989) N ein höherer Median. Die größte Zunahme des Medians der Bremskräfte fand von der ersten (626 (443 – 796) N) auf die zweite Messung (710 (479 – 858) N) statt.

Die Mediane der Probandenmediane für Bremskräfte unter 400 N ($n = 18$) zeigten eine deutlich geringere Zunahme der Mediane über die Messungen und blieben in einem verhältnismäßig engen Bereich zwischen 211 (93 – 331) und 247 (84 – 365) N. Bei der ersten Messung lag der Wert dabei bei 215 (103 – 379), bei der letzten Messung bei 247 (84 – 365) N (siehe Abb. 13, A).

Die männlichen Probanden verteilten sich gleichmäßig auf die Gruppen unter und über 400 N Bremskraft; bei den weiblichen Probanden befanden sich 11 der 15 Probanden in der Gruppe mit unter 400 N Bremskraft.

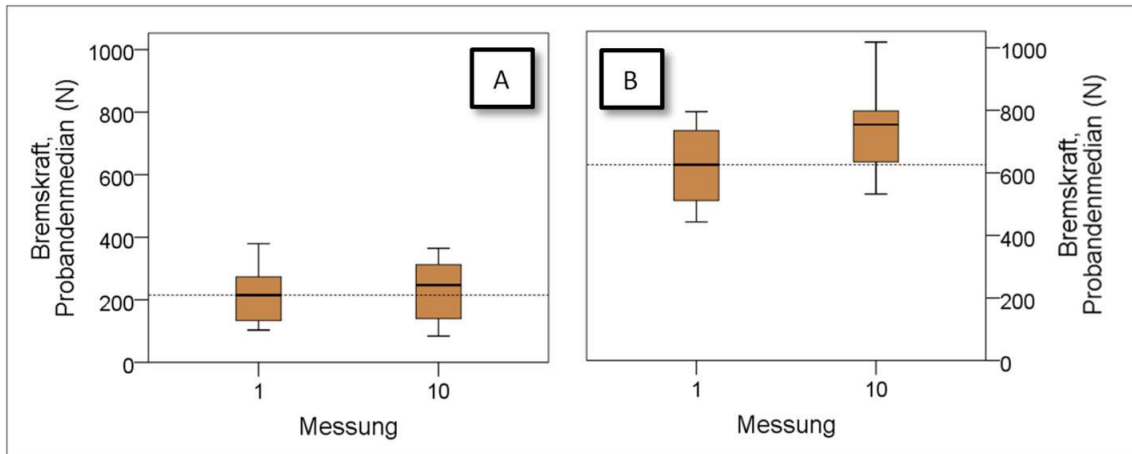


Abb. 13: Bremskräfte von erster und letzter Messung im Vergleich. Dargestellt ist die Verteilung der Mediane der Bremskräfte von erster und zehnter Messung jeweils aller Versuchsbedingungen (Orthesen) eines Probanden (Probandenmedian). A: Probanden mit einem Median aller Bremskräfte < 400 N (n = 18). B: Probanden mit einem Median aller Bremskräfte > 400 N (n = 11). Als Hilfslinie ist jeweils der Median von Messung 1 eingezeichnet.

3.4 Orthesen-unabhängige Einflussfaktoren auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft

Im Folgenden sind nur Orthesen-unabhängige Faktoren aufgeführt, bei denen ein Zusammenhang mit den ermittelten Zeiten oder der Bremskraft als wahrscheinlich angenommen wurde.

3.4.1 Geschlecht/Körpergröße

Weibliche Versuchspersonen des Probandenkollektivs wiesen mit einer mittleren Transferzeit von 247 (± 29) ms längere Transferzeiten auf als männliche Versuchspersonen mit 220 (± 26) ms wenn keine Orthese getragen wurde (siehe Abb. 14, B). Gleichzeitig wurden deutliche Größenunterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden beobachtet: Alle weiblichen Probanden hatten eine Körpergröße kleiner als 1,75 m; männliche Probanden

waren bis auf eine Ausnahme größer als 1,75 m. Außerdem konnte eine Tendenz zu längeren Transferzeiten, je weiter eine Körpergröße von etwa 1,75 m unterschritten wurde, erahnt werden (siehe Abb. 14, A).

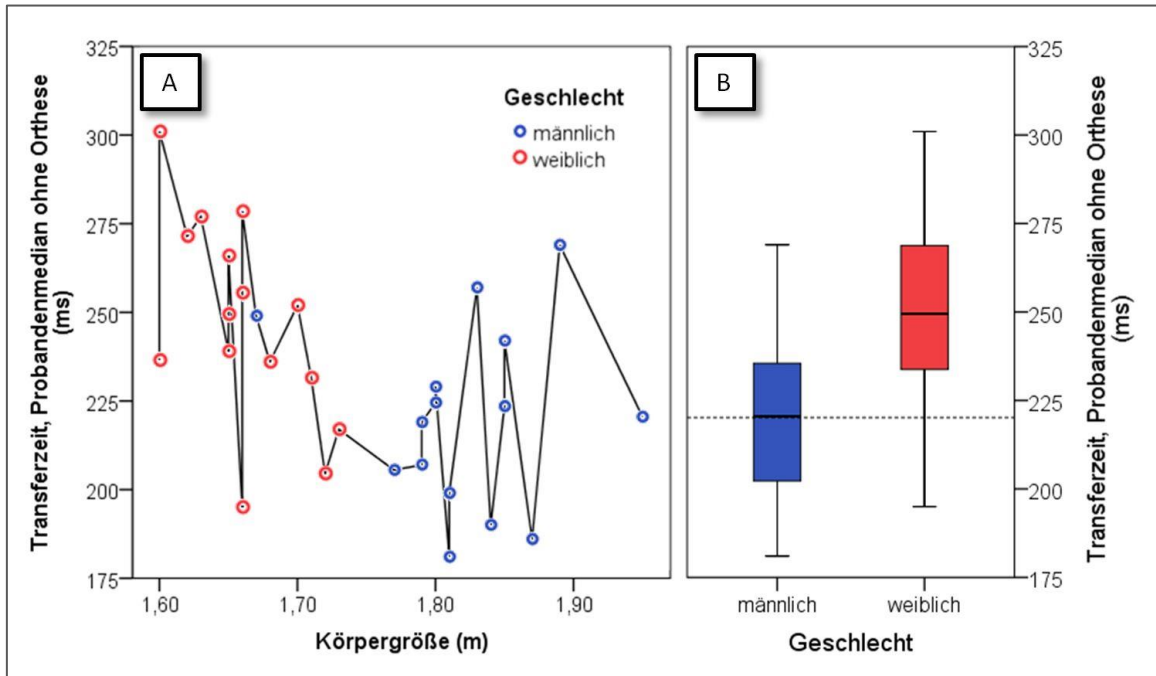


Abb. 14: Transferzeit in Abhängigkeit von Körpergröße und Geschlecht. Darstellung des Probandenmedians der Transferzeit über die zehn Messwiederholungen der Versuchsbedingung ohne Orthese. A: Individuelle Probandenmediane in Abhängigkeit von Körpergröße und Geschlecht. B: Boxplots der Probandenmediane in Abhängigkeit des Geschlechts. Als Hilfslinie ist die mittlere Transferzeit der männlichen Probanden eingezeichnet.

Männliche Probanden zeigten tendenziell höhere Bremskräfte als weibliche Probanden. Der Median der Probandenmediane der Messreihe ohne Orthese lag bei männlichen Probanden bei 382 N mit Probandenmedianen zwischen 116 und 930 N, wohingegen der Median für weibliche Probanden bei 265 N mit Werten zwischen 86 und 859 N lag. Insgesamt ergaben sich damit bei der Bremskraft interindividuell sehr große Unterschiede.

Zwischen dem BMI und dem Probandenmedian der Bremskraft wurde eine mäßige positive Korrelation bei einem Spearman-Korrelationskoeffizienten von $r_s = 0,438$ beobachtet.

3.4.2 Koffeinkonsum

Acht der 30 Probanden gaben einen Koffeinkonsum vor der Versuchsdurchführung an. Deren Mentale Verarbeitungszeiten wiesen ohne Orthese mit einem Mittelwert von 176 (± 14) ms geringere Zeiten auf als die Versuchspersonen ohne vorherigen Koffeinkonsum mit einem Mittelwert von 185 (± 16) ms (siehe Abb. 15). Das 95%-Konfidenzintervall liegt für die Gruppe mit Koffeinkonsum zwischen 165 und 188 ms; für die Gruppe ohne Koffeinkonsum zwischen 178 und 192 ms.

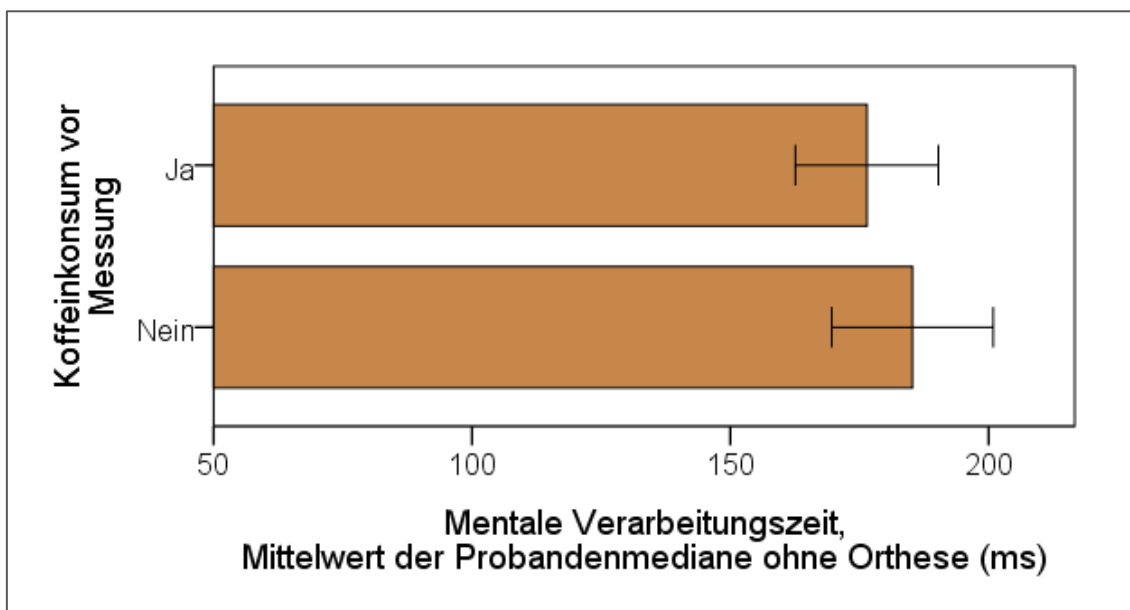


Abb. 15: Mentale Verarbeitungszeit in Abhängigkeit von der Koffeinzufuhr. Abgebildet ist der Mittelwert der Probandenmediane mit der Standardabweichung als Fehlerbalken für die Versuchsbedingung ohne Orthese („Ja“: n = 8; „Nein“: n = 22).

3.5 Einfluss der Orthesen auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft

3.5.1 Mentale Verarbeitungszeit

Beim Tragen der verschiedenen Orthesen lagen die Mittelwerte der Probandenmediane der Mentalen Verarbeitungszeit durchweg auf oder über dem Niveau des Mittelwerts ohne Orthese von $\bar{x} = 183$ (± 15) ms (siehe Abb. 16 und Tabellen 5 und 6).

Wurden bei der Hüftbandage COXA-HIT® und der Hüftorthese DynaCox® keine beziehungsweise minimal längere Mentale Verarbeitungszeiten gemessen, so zeigten sich bei der Hohmann-Bandage und den drei Wirbelsäulenorthesen mit zwischen 5 (-1; 10) und 8 (3; 12) ms längeren Mentalen Verarbeitungszeiten (Δ Mentale Verarbeitungszeit (95%-Konfidenzintervall)) gegenüber der Messreihe ohne Orthese höhere Differenzen (siehe Tabellen 7 und 8).

Die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung zum Vergleich der Mentalen Verarbeitungszeiten der verschiedenen Versuchsbedingungen ergab einen p-Wert von 0,013. In den post-hoc durchgeführten t-Tests zeigten sich für die Wirbelsäulenorthesen VERTEBRADYN®-STRONG ($p_4 = 0,002$) und SofTec Dorso® ($p_6 = 0,013$) signifikant höhere Mittelwerte der Mentalen Verarbeitungszeit als ohne Orthese.

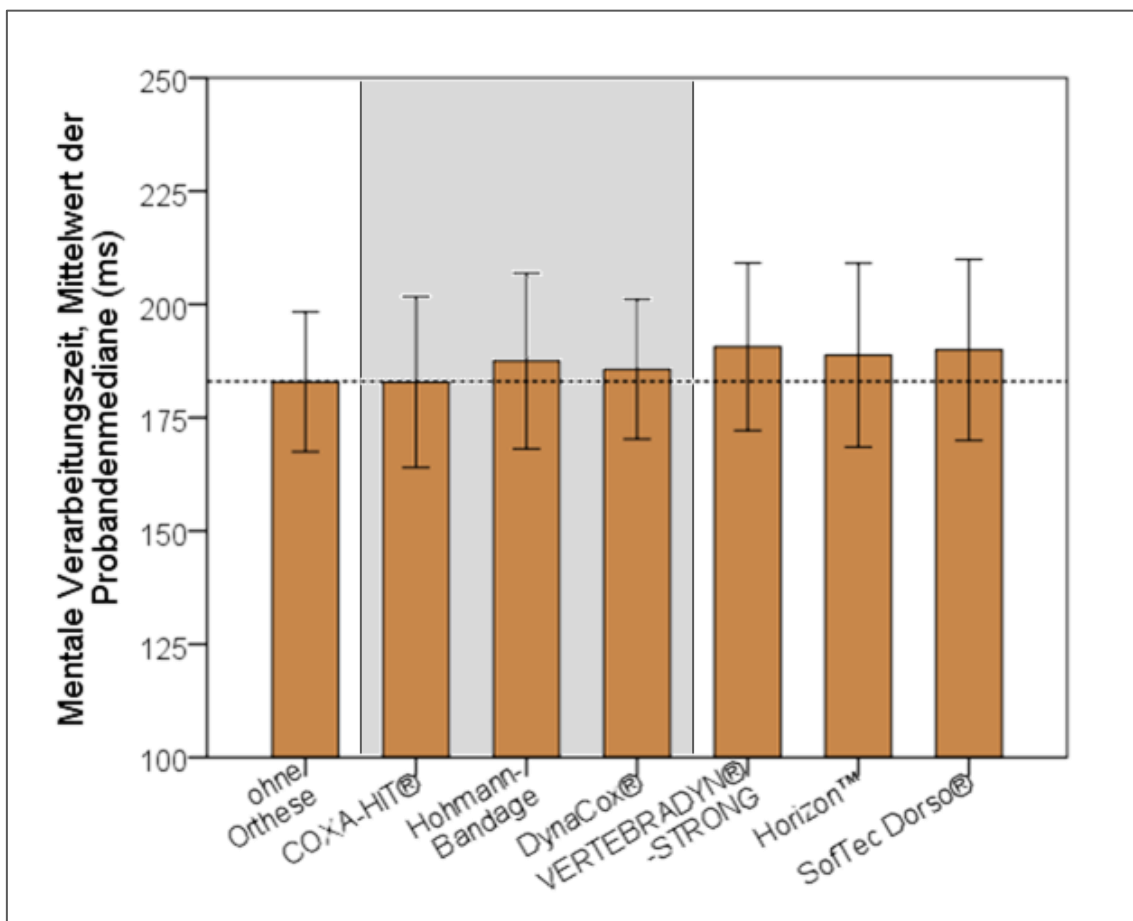


Abb. 16: Mentale Verarbeitungszeiten (als Mittelwerte der jeweiligen Mediane über 10 Messwiederholungen) in Abhängigkeit der getragenen Orthese. Die jeweils zugehörige

Standardabweichung ist als Fehlerbalken eingezeichnet; die waagrechte gestrichelte Linie zeigt den Mittelwert der Probandenmediane ohne Orthese von $\bar{x} = 183 (\pm 15)$ ms. Die Hüftorthesen sind grau unterlegt.

Der p_i -Wert von $p_8 = 0,032$ für die Wirbelsäulenorthese Horizon™ 637 LSO wurde aufgrund der Kontrolle der FDR durch die Benjamini-Hochberg-Prozedur als nicht signifikant gewertet. Zum besseren Verständnis der Wertung von p -Werten als signifikant beziehungsweise nicht signifikant sind in Tabelle 4 alle insgesamt 18 in dieser Arbeit berechneten p_i -Werte mit Zuordnung zu Orthese und erfasster Zeit dargestellt. Der Vergleich der nach Größe geordneten p_i -Werten mit den entsprechenden Schranken führte teilweise zur Feststellung der Signifikanz (siehe Abschnitt 2.5).

Tabelle 4: Benjamini-Hochberg-Prozedur zur Kontrolle der FDR. Anordnung der gerundeten p_i -Werten ($n = 18$) nach Größe und Vergleich mit den zugehörigen Schranken ($0,05 * i / n$). Als signifikant konnten alle p_i -Werte gewertet werden, die kleiner als oder gleich groß wie die letzte von einem p_i -Wert eingehaltenen Schranke waren. Mentale Verarbeitungszeit wurde als „M. Verarbeitungszeit“; VERTEBRADYN®-STRONG als „V.®-STRONG“ abgekürzt.

i	Orthese	Zeit	p_i -Wert	Schranke	Signifikanz
1	Hohmann-Bandage	Transferzeit	< 0,001	0,003	ja
2	DynaCox®	Transferzeit	< 0,001	0,006	ja
3	DynaCox®	Brems-Reaktionszeit	< 0,001	0,008	ja
4	V.®-STRONG	M. Verarbeitungszeit	0,002	0,011	ja
5	Hohmann-Bandage	Brems-Reaktionszeit	0,003	0,014	ja
6	SofTec Dorso®	M. Verarbeitungszeit	0,013	0,017	ja
7	V.®-STRONG	Brems-Reaktionszeit	0,016	0,019	ja
8	Horizon™ 637 LSO	M. Verarbeitungszeit	0,032	0,022	nein
9	SofTec Dorso®	Brems-Reaktionszeit	0,063	0,025	nein
10	Horizon™ 637 LSO	Brems-Reaktionszeit	0,071	0,028	nein
11	Hohmann-Bandage	M. Verarbeitungszeit	0,113	0,031	nein

12	DynaCox®	M. Verarbeitungszeit	0,204	0,033	nein
13	COXA-HIT®	Transferzeit	0,214	0,036	nein
14	V.®-STRONG	Transferzeit	0,313	0,039	nein
15	Horizon™ 637 LSO	Transferzeit	0,405	0,042	nein
16	SofTec Dorso®	Transferzeit	0,490	0,044	nein
17	COXA-HIT®	Brems-Reaktionszeit	0,565	0,047	nein
18	COXA-HIT®	M. Verarbeitungszeit	0,986	0,050	nein

3.5.2 Transferzeit

Alle Mittelwerte der Transferzeiten beim Tragen von Orthesen lagen über dem Mittelwert des Vergleichswerts ohne Orthese mit $\bar{x} = 234 (\pm 31)$ ms (siehe Abb. 17 und Tabellen 5 und 6).

Während die Transferzeiten bei den Wirbelsäulenorthesen und der Hüftbandage COXA-HIT® mit Mittelwertsdifferenzen von maximal 4 (-2; 10) ms nur geringfügige Differenzen zur Messreihe ohne Orthese aufwiesen, zeigten sich für die Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® um im Mittel 15 (7; 22) ms bzw. 15 (9; 21) ms höhere Transferzeiten (siehe Tabellen 7 und 8).

Die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung zum Vergleich der Transferzeiten bei verschiedenen Versuchsbedingungen ergab einen p-Wert von $< 0,001$. In den post-hoc durchgeführten t-Tests zeigten sich für die Hüftorthesen Hohmann-Bandage ($p_1 < 0,001$) und DynaCox® ($p_2 < 0,001$) signifikant höhere Mittelwerte der Transferzeiten gegenüber dem Tragen keiner Orthese.

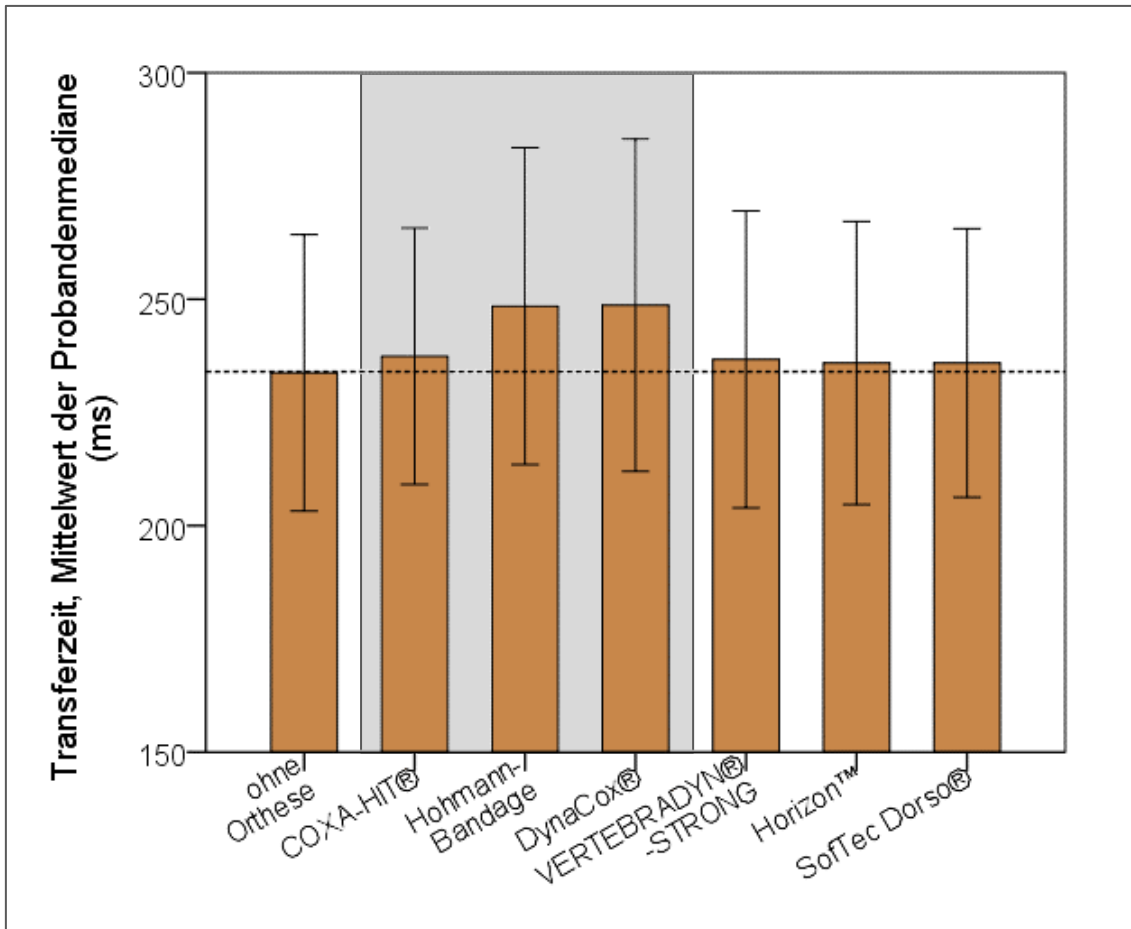


Abb. 17: Transferzeiten (Mittelwerte) in Abhängigkeit der getragenen Orthese. Die jeweils zugehörige Standardabweichung ist als Fehlerbalken eingezeichnet; die waagrechte gestrichelte Linie zeigt den Mittelwert der Probandenmediane ohne Orthese von $\bar{x} = 234 (\pm 31)$ ms. Die Hüftorthesen sind grau unterlegt.

3.5.3 Brems-Reaktionszeit

Als Summe aus Mentaler Verarbeitungszeit und Transferzeit zeigte die Brems-Reaktionszeit ebenfalls erhöhte Mittelwerte für das Tragen von Orthesen (siehe Abb. 18 und Tabellen 5 und 6).

Mit einer Mittelwertsdifferenz von 3 (-7; 13) ms war die Hüftbandage COXA-HIT® dem Mittelwert der Messreihe ohne Orthese von $\bar{x} = 418 (\pm 40)$ ms am nächsten. Die größten Differenzen der Mittelwerte wurden bei den Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® sowie der Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG beobachtet (siehe Tabellen 7 und 8). Sie

unterschieden sich mit Mittelwertsdifferenzen von 19 (7; 30), 17 (9; 24) und 12 (2; 21) ms von der Vergleichszeit ohne Orthese. Die Wirbelsäulenorthesen Horizon™ 637 LSO und SofTec Dorso® wiesen Differenzen der Mittelwerte von 8 (-1; 16) und 10 (-1; 20) ms auf, gegenüber den drei zuvor genannten Orthesen allerdings mit 95%-Konfidenzintervallen, die die Möglichkeit von gleich großen Mittelwerten wie bei der Vergleichsmessung knapp zuließen.

Die höchsten Brems-Reaktionszeiten aller 2100 Einzelmessungen wurden für die Hüftorthese DynaCox® (680 ms), gefolgt von der Hohmann-Bandage (665 ms) beobachtet. Im Vergleich dazu betrug die längste Brems-Reaktionszeit ohne Orthese 606 ms. Insgesamt wurden vier Brems-Reaktionszeiten über 600 ms gemessen.

Die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung zum Vergleich der Brems-Reaktionszeiten der verschiedenen Versuchsbedingungen ergab einen p-Wert von 0,001. In den post-hoc durchgeführten t-Tests zeigten sich für die Hüftorthesen Hohmann-Bandage ($p_5 = 0,003$) und DynaCox® ($p_3 < 0,001$), sowie für die Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG ($p_7 = 0,016$) signifikant höhere Mittelwerte der Brems-Reaktionszeit als ohne Orthese.

Zur besseren Beurteilbarkeit von Relevanz und praktischen Konsequenzen der verlängerten Brems-Reaktionszeiten bei Gefahrenbremsungen wurden die Mittelwertsdifferenzen der Brems-Reaktionszeiten der verschiedenen Versuchsbedingungen zur Messreihe ohne Orthesen als Reaktionsweg, der bei einer Geschwindigkeit eines KFZ von $v = 100$ km/h zum normalen Reaktionsweg hinzukommen würde, angegeben (siehe Tabellen 7 und 8). Der veränderte, zusätzliche Reaktionsweg s_{RW} wurde zu $s_{RW} = v * t = 100$ km/h * Δ Brems-Reaktionszeit berechnet. Für die Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® ergaben sich auf Basis der Mittelwertsdifferenzen um 0,51 (0,19; 0,84) beziehungsweise 0,46 (0,26; 0,67) m verlängerte Reaktionswege; bei der Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG würde der zusätzliche Reaktionsweg 0,33 (0,07; 0,60) m betragen.

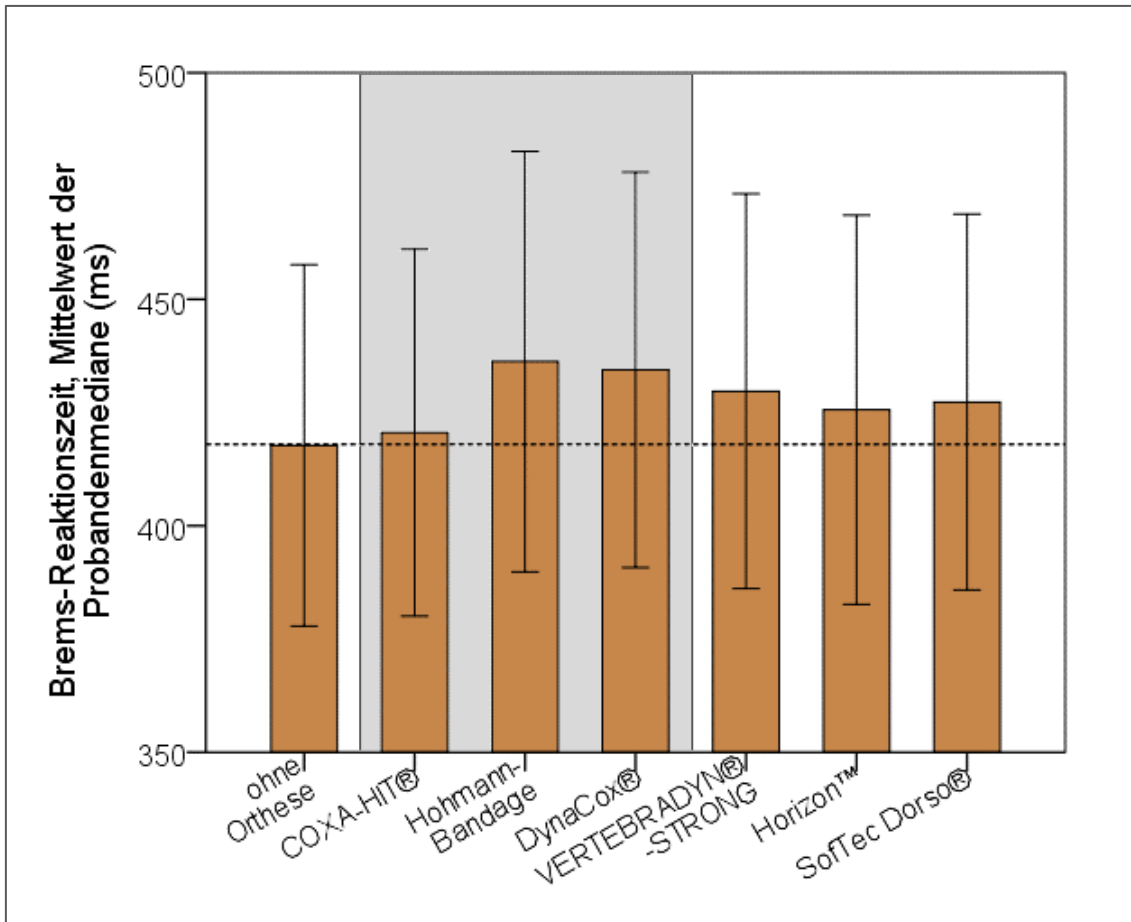


Abb. 18: Brems-Reaktionszeiten (Mittelwerte) in Abhängigkeit der getragenen Orthese. Die jeweils zugehörige Standardabweichung ist als Fehlerbalken eingezeichnet; die waagrechte gestrichelte Linie zeigt den Mittelwert der Probandenmediane ohne Orthese von $\bar{x} = 418 (\pm 40)$ ms. Die Hüftorthesen sind grau unterlegt.

3.5.4 Bremskraft

Die Verteilungen der Probandenmediane der Bremskraft waren für die unterschiedlichen Orthesen jeweils zweigipflig. Für die Messreihe ohne Orthese wurde ein Median über alle Probanden von 317 N mit einem minimalen Probandenmedian von 86 N und einem maximalen Wert von 930 N ermittelt (siehe Abb. 19 und Tabellen 5 und 6).

Beim Tragen der Orthesen konnten außer bei der SofTec Dorso® mit einem Median der Bremskraft von 319 (70 - 1.027) N geringfügig kleinere Mediane beobachtet werden. Die größte Abweichung des Medians zeigte sich bei der Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG mit einem Wert von

269 (82 – 879) N. Die Differenzen zwischen den Probandenmedianen der Bremskraft mit und ohne Orthese wiesen Mediane auf, die maximal um 13 (-175 – 285) N (COXA-HIT®) gegenüber der Versuchsbedingung ohne Orthese erhöht, beziehungsweise maximal um 22 (-111 – 290) N (VERTEBRADYN®-STRONG) reduziert waren (siehe Tabellen 7 und 8). Insgesamt ergaben sich beim Tragen der Orthesen tendenziell reduzierte Bremskräfte.

Die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung zum Vergleich der Bremskräfte unter den verschiedenen Versuchsbedingungen ergab auf der Basis logarithmierter Probandenmediane einen p-Wert von 0,479.

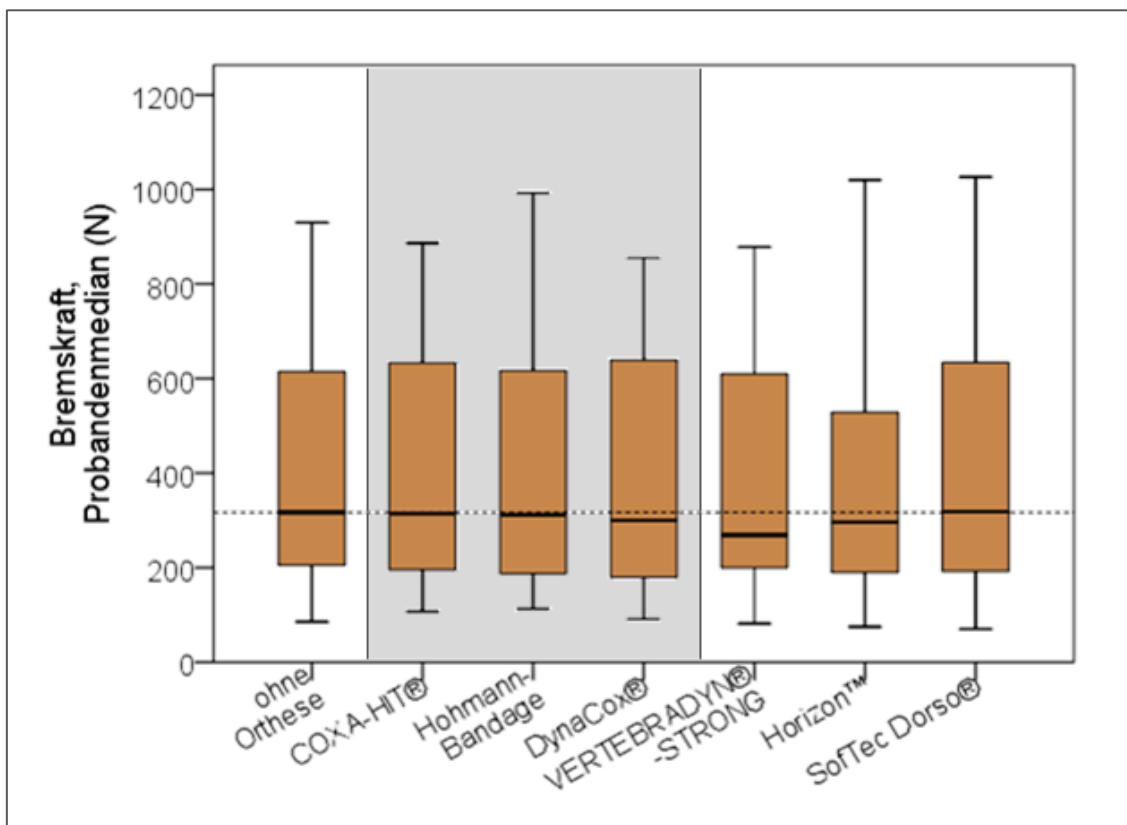


Abb. 19: Bremskräfte (Probandenmediane) in Abhängigkeit der getragenen Orthese. Die waagrechte gestrichelte Linie zeigt den Probandenmedian ohne Orthese von 317 N. Die Hüftorthesen sind grau unterlegt.

Tabelle 5: Gemessene Zeiten und Bremskraft beim Tragen von Hüftorthesen in Gegenüberstellung der entsprechenden Werte ohne Orthese als Mittelwert der Probandenmediane (\pm Standardabweichung) bzw. als Median (Minimum – Maximum) für die Bremskraft.

Zusätzlich sind die p-Werte der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung in der Spalte „ohne Orthese“ (gekennzeichnet mit *; basierend auf logarithmierten Probandenmedianaen bei der Bremskraft) und die p-Werte der Post-hoc-Tests für jede Orthese (gekennzeichnet mit **; abhängige t-Tests) angegeben. Signifikante p-Werte sind fett gedruckt. Mentale Verarbeitungszeit wurde als „M. Verarbeitungszeit“ abgekürzt.

	ohne Orthese	COXA-HIT®	Hohmann-Bandage	DynaCox®
M. Verarbeitungszeit [ms]	183 (\pm 15)	183 (\pm 19)	188 (\pm 19)	186 (\pm 15)
p-Wert	0,013*	0,986**	0,113**	0,204**
Transferzeit [ms]	234 (\pm 31)	237 (\pm 28)	248 (\pm 35)	249 (\pm 37)
p-Wert	< 0,001*	0,214**	< 0,001**	< 0,001**
Brems-Reaktionszeit [ms]	418 (\pm 40)	421 (\pm 40)	436 (\pm 46)	434 (\pm 44)
p-Wert	0,001*	0,565**	0,003**	< 0,001**
Bremskraft [N]	317 (86 – 930)	314 (107 – 887)	312 (113 – 993)	300 (91 – 856)
p-Wert	0,479*			

Tabelle 6: Gemessene Zeiten und Bremskraft beim Tragen von Wirbelsäulenorthesen in Gegenüberstellung der entsprechenden Werte ohne Orthese als Mittelwert der Probandenmediane (\pm Standardabweichung) bzw. als Median (Minimum – Maximum) für die Bremskraft.

Zusätzlich sind die p-Werte der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung in der Spalte „ohne Orthese“ (gekennzeichnet mit *; basierend auf logarithmierten Probandenmedianaen bei der Bremskraft) und die p-Werte der Post-hoc-Tests für jede Orthese (gekennzeichnet mit **; abhängige t-Tests) angegeben. Signifikante p-Werte (nach Benjamini-Hochberg-Prozedur) sind fett gedruckt. Mentale Verarbeitungszeit wurde als „M. Verarbeitungszeit“; VERTEBRADYN®-STRONG als „V.®-STRONG“ abgekürzt.

	ohne Orthese	V.®-STRONG	Horizon™ 637 LSO	SofTec Dorso®
M. Verarbeitungszeit [ms]	183 (\pm 15)	191 (\pm 19)	189 (\pm 20)	190 (\pm 20)
p-Wert	0,013*	0,002**	0,032**	0,013**
Transferzeit [ms]	234 (\pm 31)	237 (\pm 33)	236 (\pm 31)	237 (\pm 30)
p-Wert	< 0,001*	0,313**	0,405**	0,298**
Brems-Reaktionszeit [ms]	418 (\pm 40)	430 (\pm 44)	426 (\pm 43)	427 (\pm 41)
p-Wert	0,001*	0,016**	0,071**	0,063**
Bremskraft [N]	317 (86 – 930)	269 (82 – 879)	296 (75 – 1.020)	319 (70 – 1.027)
p-Wert	0,479*			

Tabelle 7: Mittlere Differenzen der Probandenmediane mit und ohne Hüftorthesen (95%-Konfidenzintervall). Zur Berechnung der Differenzen wurden die Probandenmediane ohne Orthese von den Probandenmedianen mit der jeweiligen Orthese subtrahiert. Die Differenzen der Bremskraft sind als Median (Minimum – Maximum) angegeben. *Die Berechnung des zusätzlichen Reaktionsweges beruht auf den nicht gerundeten Mittelwertsdifferenzen der Brems-Reaktionszeit. Es wurde eine Geschwindigkeit von $v = 100$ km/h zugrunde gelegt.

	COXA-HIT®	Hohmann-Bandage	DynaCox®
Δ Mentale Verarbeitungszeit [ms]	0 (-6; 6)	5 (-1; 10)	3 (-2; 7)
Δ Transferzeit [ms]	4 (-2; 10)	15 (7; 22)	15 (9; 21)
Δ Brems-Reaktionszeit [ms]	3 (-7; 13)	19 (7; 30)	17 (9; 24)
Δ Bremskraft [N]	13 (-175 – 285)	7 (-357 – 654)	-17 (-204 – 68)
zusätzlicher Reaktionsweg* [m]	0,08 (-0,20; 0,35)	0,51 (0,19; 0,84)	0,46 (0,26; 0,67)

Tabelle 8: Mittlere Differenzen der Probandenmediane mit und ohne Wirbelsäulenorthesen (95%-Konfidenzintervall). Zur Berechnung der Differenzen wurden die Probandenmediane ohne Orthese von den Probandenmedianen mit der jeweiligen Orthese subtrahiert. Die Differenzen der Bremskraft sind als Median (Minimum – Maximum) angegeben. *Die Berechnung des zusätzlichen Reaktionsweges beruht auf den nicht gerundeten Mittelwertsdifferenzen der Brems-Reaktionszeit. Es wurde eine Geschwindigkeit von $v = 100$ km/h zugrunde gelegt.

	VERTEBRADYN® -STRONG	Horizon™ 637 LSO	SofTec Dorso®
Δ Mentale Verarbeitungszeit [ms]	8 (3; 12)	6 (1; 11)	7 (2; 12)
Δ Transferzeit [ms]	3 (-3; 9)	2 (-3; 7)	3 (-3; 10)
Δ Brems-Reaktionszeit [ms]	12 (2; 21)	8 (-1; 16)	10 (-1; 20)
Δ Bremskraft [N]	-22 (-111 – 290)	-11 (-188 – 105)	-5 (-296 – 310)
zusätzlicher Reaktionsweg* [m]	0,33 (0,07; 0,60)	0,22 (-0,02; 0,46)	0,27 (-0,01; 0,55)

4 Diskussion

4.1 Verteilungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft

Die Verteilungen aller erhobenen Messdaten von Mentaler Verarbeitungszeit und Transferzeit ergaben linksgipflige Histogramme; ebenso die Verteilungen dieser Messdaten in der Versuchsbedingung ohne Orthese sowie die Verteilungen für jeweils einen Probanden mit einer spezifischen Orthese. Die jeweils relativ klar definierten Minima lassen sich durch physiologische Mindestauern gut erklären. Bei der Mentalen Verarbeitungszeit besteht die Mindestdauer aus der Zeit für die visuelle Wahrnehmung des Aufleuchtens der roten Signalleuchte, der Interpretation dieser Umweltveränderung, der Wahl der geeigneten Reaktion und dem Programmieren der entsprechenden motorischen Antwort [25]. Bevor eine Bewegung der unteren Extremität beobachtet werden kann, müssen unter anderem etwa 50 bis 150 ms vorher Motoneurone der primär motorischen Rinde beginnen, sich zu entladen. Dieses Zeitintervall wird für die zentrale und periphere Leitungszeit, die synaptische Übertragungen mit räumlichen Summationen und die elektromechanische Kopplung benötigt [68].

Die Mindestdauer der Transferzeit kann mit einer aufgrund der Massenträgheit des Fußes und begrenzter Muskelkraft limitierten Beschleunigung und Verzögerung, sowie der trotz der schnellen Bewegung benötigten Präzision erklärt werden.

Die wenigen Ausreißer bei der linksgipfligen Verteilung der Mentalen Verarbeitungszeit können am ehesten mit kurzzeitig geminderter Aufmerksamkeit der Probanden erklärt werden. Diese äußerten teilweise von sich aus nach Messungen mit relativ langer Mentaler Verarbeitungszeit Bemerkungen wie: „Gerade habe ich an etwas anderes gedacht“ oder „Ich war nicht richtig konzentriert“.

Ausreißer bei der Transferzeit könnten durch ein nicht optimales Umsetzen des Fußes vom Gas- auf das Bremspedal entstanden sein.

4.2 Entwicklungen der gemessenen Zeiten und der Bremskraft im Verlauf der Messungen

Die Mittelwerte der Probandenmediane einer Messung der Mentalen Verarbeitungszeit lagen im Verlauf der zehn Messwiederholungen zwischen 184 und 189 ms, dabei lag der Mittelwert bei der ersten Messung bei 186 ms und bei der letzten Messung bei 188 ms. Die Mittelwerte unterschieden sich damit um maximal 5 ms, was für keine relevanten Lerneffekte oder Ermüdungserscheinungen der Probanden innerhalb der zehn Messwiederholungen spricht. Auch bei der Betrachtung des Verlaufs der einzelnen Probandenmediane konnte kein solcher Effekt beobachtet werden.

Für die Transferzeit der Probanden zeigten sich im Verlauf der zehn Messungen individuell sehr konstante Mediane mit Mittelwerten aller Probandenmediane von 238 ms bei der ersten Messung und einem Wert von 237 ms bei der letzten Messung. Auch hier konnte somit kein Trend im Sinne eines Lern- oder Ermüdungseffektes festgestellt werden.

Auch bei der Brems-Reaktionszeit kann bei Betrachtung der Mittelwerte aller Probandenmediane einer Messung mit 422 ms bei der ersten und 427 ms bei der letzten Messung mit zwischenzeitlichen Mittelwerten bis 433 ms von keiner relevanten Tendenz gesprochen werden.

Interessant erscheinen die Verläufe der Bremskräfte über die zehn Messwiederholungen. Hier zeigten sich deutliche Unterschiede, mit einer für einen Probanden relativ spezifischen und konstanten Bremskraft im Bereich von Bremskräften unter 400 N im Gegensatz zu im Verlauf der Messungen zunehmenden Bremskräften für Probanden, deren Median aller Bremskräfte über 400 N lag. Ein möglicher Interpretationsansatz könnte die Hypothese sein, dass Probanden mit initial hoher Bremskraft eine hohe Motivation an den Tag legten, die Gefahrenbremsungen besonders schnell und kraftvoll durchzuführen, wobei sie sich innerhalb der zehn Messwiederholungen durch zunehmende Vertrautheit mit dem Fahrsimulator (trotz Eingewöhnungszeit) sogar noch steigerten.

4.3 Orthesen-unabhängige Einflussfaktoren auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft

Weibliche Versuchspersonen wiesen bei der Messreihe ohne Orthese mit einer mittleren Transferzeit von 247 ms ($\sigma = 29$ ms) um im Mittel 27 ms längere Transferzeiten auf als männliche Versuchspersonen mit 220 ms ($\sigma = 26$ ms). Auch Morrison et al. (1986) erfassten bei einer Untersuchung mit gewöhnlicher Pedalanordnung für Frauen ($n = 30$) gegenüber Männern ($n = 30$) signifikant längere Transferzeiten und konnten diese Beobachtung somit untermauern. Bei experimenteller koplanarer Anordnung von Gas- und Bremspedal konnten auch Davies und Watts (1970) signifikant längere Transferzeiten bei Frauen feststellen [69]. Bezüglich einem allgemeinen Unterschied in der maximal möglichen Bewegungsgeschwindigkeit der unteren Extremität, speziell der Kniestreckung, stellten Doldo et al. (2006) bei Männern um 14% signifikant schnellere maximale Bewegungsgeschwindigkeiten fest [70]. Auch Green (2000) hält eine gering verlängerte Brems-Reaktionszeit bei Frauen gegenüber Männern, bei allerdings unklarer Datenlage, für wahrscheinlich [25].

Im Gegensatz zu diesen Beobachtungen konnten Orr et al. (2010) zwischen dem Geschlecht von Probanden und der Brems-Reaktionszeit keine Korrelation feststellen [13]. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass eine mögliche Korrelation von Geschlecht und Transferzeit nicht erwähnt wird. Auch eine vergleichbare Untersuchung von Scott et al. (1996) konnte keine signifikanten geschlechtsbezogenen Unterschiede bei der Transferzeit feststellen [71].

Zusätzlich zur Feststellung längerer Transferzeiten bei weiblichen Probanden, scheint eine Tendenz zu längeren Transferzeiten, je weiter eine Körpergröße von etwa 1,75 m unterschritten wird, möglich. Auch die mediane Transferzeit ohne Orthese des einzigen männlichen Probanden mit einer Körpergröße von unter 1,75 m (1,67 m), würde sich mit 249 ms in diese Tendenz entsprechend einreihen. Zu beachten ist jedoch die sehr begrenzte Aussagekraft aufgrund der geringen Fallzahl von insbesondere männlichen Probanden unter 1,75 m.

Einen Ansatz zur Erklärung längerer Transferzeiten bei geringerer Körpergröße bietet die Vermutung, dass bei geringerer Körpergröße und damit

normalerweise einhergehender kleinerer Schuhgröße der Pedalwechsel vom Gas- auf das Bremspedal mit Belassen der Ferse auf dem Fahrzeugboden zunehmend schwierig wird. Ein Anheben der Ferse hätte zur Folge, dass nicht nur hauptsächlich der Fuß, sondern das gesamte Bein und damit eine größere Masse bewegt werden müsste. Beim Vergleich der Transferzeiten von zehn sehr großen ($\bar{x} = 1,93 \pm 0,051$ m) gegenüber zehn sehr kleinen Probanden ($\bar{x} = 1,56 \pm 0,037$ m) konnten Scott et al. (1996) bei großem Abstand des Sitzes von den Pedalen geringere Transferzeiten bei den größeren ($\bar{x} = 197 \pm 40,5$ ms) als bei den kleineren Probanden ($\bar{x} = 236 \pm 33,1$ ms) feststellen; die Unterschiede waren allerdings nicht signifikant [71]. Die Frage nach einem teilweisen geschlechtsunabhängigen Zusammenhang von geringer Körpergröße und langer Transferzeit ließe sich abschließend nur durch einen Vergleich ausreichend großer Gruppen kleiner und großer weiblicher mit kleinen und großen männlichen Probanden klären.

Bei der Bremskraft wurden individuell sehr unterschiedlich hohe Bremskräfte, mit medianen Bremskräften eines Probanden ohne Orthese zwischen 86 und 930 N, gemessen. Vor allem männliche Probanden neigten zu höheren Bremskräften, was zum Teil mit einer höheren möglichen Maximalkraft unter anderem der Kniestreckung bei männlichen Probanden erklärt werden könnte [70]. Zudem könnte auch die Gewöhnung an unterschiedlich hohe, für eine Gefahrenbremsung nötige Bremskräfte im privaten KFZ-Gebrauch die bei den Versuchen aufgebrachten Bremskräfte maßgeblich beeinflusst haben. Diesbezüglich sind vor allem Bremsassistenzsysteme zu nennen, mit denen seit dem 24. Februar 2011 alle Neufahrzeuge bis 2500 kg in der Europäischen Union ausgestattet sein müssen [VERORDNUNG (EG³) Nr. 78/2009]. Bremsassistenten (BAS) erkennen die Einleitung einer Gefahrenbremsung an der vom Fahrer auf das Bremspedal ausgeübten Kraft oder an der Betätigungsgeschwindigkeit des Bremspedals [72]. Bei einem Bremsassistenzsystem, das eine Gefahrenbremsung anhand der auf das Bremspedal ausgeübten Kraft erkennt, „muss die zusätzliche Pedalkraft zur Auslösung eines

³ Europäische Gemeinschaft

vollständigen Regelzyklus des ABV⁴ im Vergleich zu der bei nicht aktivem BAS notwendigen Pedalkraft herabgesetzt werden“ [VERORDNUNG (EG) Nr. 631/2009]. Für den Fall, dass der Bremsassistent eine Gefahrenbremsung durch sehr schnelles Betätigen des Bremspedals erkennt, „muss der BAS den Druck erhöhen, um die größtmögliche Abbremsung zu erreichen oder einen vollständigen Regelzyklus des ABV auszulösen“. [VERORDNUNG (EG) Nr. 631/2009]. Durch die deutlich höheren nötigen Bremskräften für eine Gefahrenbremsung bei älteren KFZ im Unterschied zu KFZ mit Kauf ab Ende Februar 2011, könnten Probanden im Alltag unterschiedlich hohe Bremskräfte anwenden und diese folglich im Versuch reproduziert werden.

Probanden, die vor Versuchsbeginn Koffein konsumierten, wiesen im Mittel eine um 9 ms geringere Mentale Verarbeitungszeit auf als Probanden ohne vorherigen Koffeinkonsum. Diese Beobachtung deckt sich mit den Ergebnissen einer Vielzahl an Studien, in denen eine gesteigerte kognitive Leistungsfähigkeit bei Koffeinkonsum festgestellt wurde. Insbesondere konnten verbesserte Konzentrationsfähigkeit, Antwortgenauigkeit und geringere Reaktionszeiten gegenüber Placebo gezeigt werden [73].

4.4 Einfluss der Orthesen auf die gemessenen Zeiten und die Bremskraft

4.4.1 Mentale Verarbeitungszeit

Im Mittel lag die Mentale Verarbeitungszeit der Kontrollmessreihe ohne Orthese bei 183 (\pm 15) ms. Orr et al. (2010) ermittelten mit einem Fahr Simulator (WT-2000 Driving Simulator System, Advanced Therapy Products, Virginia) einen Mittelwert von 338 ms [13]. Die Ursache der deutlich höheren Mentalen Verarbeitungszeit bei Orr et al. (2010) bleibt abgesehen vom relativ hohen Durchschnittsalter der Probanden von 43 (\pm 11) Jahren weitgehend ungeklärt; es könnte der etwas abweichende Versuchsaufbau als Erklärungsansatz herangeführt werden. Die Interpretation der Mentalen Verarbeitungszeit wird

⁴ Automatischer Blockierverhinderer

zudem durch die Tatsache stark erschwert, dass Orr et al. keine Obergrenze des als beliebig lang bezeichneten Zeitintervalls zwischen Versuchsbeginn und Bremssignal angeben. In den meisten mit dieser Untersuchung vergleichbaren Studien wurde auf die Angabe der Mentalen Verarbeitungszeit zusätzlich zur Brems-Reaktionszeit verzichtet.

Das Tragen von Orthesen führte mit Ausnahme der Hüftbandage COXA-HIT® zu längeren Mittelwerten der Mentalen Verarbeitungszeiten gegenüber der Referenzmessung ohne Orthese. Insbesondere beeinflussten die Wirbelsäulenorthesen mit im Mittel 6 (1; 11) bei der Horizon™ 637 LSO bis zu 8 (3; 12) ms längeren Mentalen Verarbeitungszeiten bei der VERTEBRADYN®-STRONG die Fähigkeit eine Gefahrenbremsung durchzuführen ungünstig. Der Einsatz von VERTEBRADYN®-STRONG und SofTec Dorso® zeigte signifikant erhöhte Werte bei der Mentalen Verarbeitungszeit.

Watson et al. (2011) beobachteten eine positive Korrelation zwischen zunehmender Bewegungsbeschränkung durch eine DONJOY® Knieorthese und geringfügig längeren Mentalen Verarbeitungszeiten. Eine mögliche Erklärung könnte die Benötigung zusätzlicher prä-motorischer Koordination bei größerer Bewegungseinschränkung und Abweichungen vom normalen Bewegungsablauf darstellen [15]. Bei der Untersuchung der Wirbelsäulenorthese SofTec Dorso® und Annahme der größten Bewegungseinschränkung dieser Orthese unter den drei untersuchten Wirbelsäulenorthesen, wurde jedoch gegenüber der VERTEBRADYN®-STRONG keine längere Mentale Verarbeitungszeit gemessen. Möglicherweise waren die Unterschiede der Bewegungseinschränkungen der untersuchten Orthesen, verglichen mit den großen Unterschieden der Bewegungseinschränkungen bis zur Fixierung in Streckstellung (0°) durch die Knieorthese bei Watson et al. (2011), zu gering um einen entsprechenden Effekt beobachten zu können.

Auch eine Studie von Orr et al. (2010) ergab bei einer DONJOY® Unterschenkel-Fußorthese mit einer Mittelwertsdifferenz von 79 ms gegenüber der Kontrollgruppe signifikant höhere Mentale Verarbeitungszeiten [13]. Da davon ausgegangen werden kann, dass das Ausmaß der Immobilisation der

untersuchten Wirbelsäulenorthesen geringer ist als bei der Unterschenkel-Fußorthese, ist verständlich warum die Erhöhung der Mentalen Verarbeitungszeit bei den Wirbelsäulenorthesen geringer als in genannter Studie ausfiel. Fraglich bleibt mit diesem Erklärungsmodell, warum die Mentalen Verarbeitungszeiten bei den Hüftorthesen kaum erhöht sind.

Eine mögliche Hypothese für die erhöhten Mentalen Verarbeitungszeiten bei Wirbelsäulenorthesen ist, dass diese Orthesen die einer schnellen Bewegung einer Extremität vorausgehende Rumpfstabilisierung und Rumpfbewegung [74, 75] verändern könnten. Ein Hinweis darauf könnte sein, dass die in der Elektromyografie gemessene Aktivität der Rumpfmuskulatur beim Tragen von Lendenwirbelsäulen-Orthesen laut einer Studie reduziert sei [76]. Demnach müsste beim Tragen solcher Orthesen vor dem eigentlichen Pedalwechsel verstärkt die Rumpfmuskulatur angesteuert werden, was durch den Versuchsaufbau nicht erfasst wurde und die Mentale Verarbeitungszeit verlängern könnte. Bei Patienten mit Kreuzschmerzen könnte sich dieser Effekt sogar noch verstärken, da für diese Patienten gezeigt werden konnte, dass die Aktivierung der Rumpfmuskulatur, insbesondere des queren Bauchmuskels (*Musculus transversus abdominis*), die einer Bewegung einer Gliedmaße vorausgeht, gegenüber gesunden Probanden verzögert ist [75]. Jedoch ist auch ein Nutzen der durch Wirbelsäulenorthesen äußerlich bewirkten erhöhten Rumpfstabilität und eine damit einhergehende Minderung der Mentalen Verarbeitungszeit denkbar. In einer weiteren Studie, die ebenfalls auf eine durch das Tragen von LWS-Orthesen veränderte Aktivität der Rumpfmuskulatur hinweist, wurden bei wirbelsäulenbelastender Ausführung von Bewegungen mit Lumbalstützorthese reduzierte elektromyographische Signale beobachtet, wohingegen die Signale bei wirbelsäulenschonender Bewegungsweise erhöht waren [60]. Wie sich der längerfristige Einsatz von LWS-Orthesen auf die Rumpfmuskulatur auswirkt wird kontrovers diskutiert. Untersuchungen dazu kamen von signifikanten Schwächen der Rumpfmuskulatur beim Tragen von LWS-Orthesen über einen langen Zeitraum [77], über keine beobachtbaren Unterschiede in der Muskelstärke [78], bis zu verstärkter Rumpfstabilität nach dreiwöchigem Gebrauch solcher Orthesen [79] auf kein eindeutiges Ergebnis.

4.4.2 Transferzeit

Die Referenzmessung der Transferzeit lag im Mittel bei 234 (± 31) ms. Einen fast identischen Wert (233 (± 76) ms) konnten Orr et al. (2010) in ihrem Fahrsimulator messen [13]. Murray, Tremblay et al. (2015) ermittelten unter realen Fahrbedingungen beim Tragen normaler Laufschuhe in einem PKW eine Transferzeit von 179 ms [43]. Die um etwa 50 ms kürzere Transferzeit lässt sich am ehesten durch die Berechnung der Transferzeit als Median der drei schnellsten von insgesamt zehn Messwiederholungen erklären.

Das Tragen von Orthesen führte gegenüber der Referenzmessung ohne Orthese zu höheren Mittelwerten der Transferzeit. Bei den Hüftorthesen Hohmann-Bandage (15 (7; 22) ms) und DynaCox® (15 (9; 21) ms) wurden signifikante, im Mittel 15 ms längere Transferzeiten beobachtet.

Die Tatsache, dass die höchsten Transferzeiten bei den am stärksten bewegungseinschränkenden Orthesen gemessen wurden, macht im Hinblick auf einen dadurch gesteigerten Kraftaufwand beim Umsetzen des Fußes/Beines Sinn und wird durch eine Studie von Waton et al. (2011) gestützt, in der das Maß der Bewegungseinschränkung im Kniegelenk mit der Transferzeit positiv korrelierte [15]. Vermutlich aufgrund der elastischen Materialeigenschaften und der deutlich geringfügiger bewegungslimitierenden Wirkung der Hüftbandage COXA-HIT® ergibt sich für diese Bandage keine signifikant längere Transferzeit. Da die verwendeten Wirbelsäulenorthesen im Wesentlichen den Bewegungsumfang von Teilen der Wirbelsäule reduzieren und vermutlich kaum Einfluss auf die bei einer Gefahrenbremsung notwendige Beinbewegung nehmen dürften, könnten so die im Vergleich zur Referenzmessung nicht signifikant unterschiedlichen Transferzeiten erklärt werden.

Verglichen mit von Orr et al. (2010) und Murray, Tremblay et al. (2015) beschriebenen Verlängerungen der Transferzeit um 25 beziehungsweise 41 ms durch das Tragen von Unterschenkel-Fußorthesen [13, 43], fallen die Erhöhungen der Transferzeiten um 15 ms bei den Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® geringer aus. Vermutlich ist die Begründung darin zu

suchen, dass dem Sprunggelenk beim Pedalwechsel bei einer Gefahrenbremsung eine größere Bedeutung als dem Hüftgelenk zukommt, da im Sprunggelenk ein größerer Bewegungsumfang genutzt wird. Hinzu kommt, dass die getesteten Hüftorthesen im Vergleich zu den Unterschenkel-Fußorthesen die Gelenkbeweglichkeit weniger stark limitierten.

4.4.3 Brems-Reaktionszeit

4.4.3.1 Literaturvergleich der Brems-Reaktionszeit ohne Orthese

Die Brems-Reaktionszeit der Referenzmessung ohne Orthese lag im Mittel bei 418 (± 40) ms. Vergleichbare Untersuchungen in Fahrsimulatoren zeigten mit Brems-Reaktionszeiten von 488 (37 – 578) [26], 571 (± 101) [13] und 580 (± 41) ms [14] etwas höhere Messwerte. Allerdings waren die Probanden dieser Studien mit einem Medianalter von 68 Jahren beziehungsweise mittlerem Alter von 42,8 und 42,3 Jahren deutlich älter als die Probanden dieser Untersuchung (23 (19 – 30) Jahre) und die Versuchsaufbauten unterschieden sich teilweise. Murray, Tremblay et al. (2015) gaben für gesunde Probanden bei realer Autofahrt eine Brems-Reaktionszeit von 399 ms an, wobei diese Zeit auf den Probandenmedianen der drei schnellsten Messungen eines Probanden beruht [43]. Bei Waton et al. (2011) zeigte sich im Mittel eine Gesamte Brems-Reaktionszeit von etwa 1100 ms [15]. Diese im Vergleich zu den anderen Studien sehr langen Zeiten könnten neben der zusätzlichen Integration der Bremspedalzeit am ehesten durch die Andersartigkeit des Studiendesigns zustande kommen. Bei diesem mehr der Realität entsprechenden Fahrsimulator musste einem vorausfahrenden Fahrzeug in konstantem Abstand gefolgt werden und im Falle eines Bremsmanövers dieses Fahrzeugs ebenfalls eine Gefahrenbremsung durchgeführt werden. Die einfache Signalgebung zur Gefahrenbremsung durch Aufleuchten einer roten Leuchte [14, 26] oder eines großen Stoppschildes auf einem Bildschirm [13] wurde also in einer für den Probanden komplexeren Aufgabe realisiert.

4.4.3.2 Literaturvergleich und Erklärungsansätze der Brems-Reaktionszeiten mit Orthesen

Die Probanden wurden beim Tragen der Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® sowie der Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG am stärksten beeinträchtigt. Für diese Orthesen wurden mit im Mittel um 19 (7; 30), 17 (9; 24) und 12 (2; 21) ms längeren Brems-Reaktionszeiten signifikant höhere Werte gegenüber der Referenzmessung ermittelt. Die praktische Konsequenz wären um 0,51 (0,19; 0,84) beziehungsweise 0,46 (0,26; 0,67) m verlängerte Reaktionswege bei den Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® und eine Zunahme des Reaktionsweges um 0,33 (0,07; 0,60) m bei der Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG bei Annahme einer Ausgangsgeschwindigkeit von 100 km/h.

Insgesamt wurde die Brems-Reaktionszeit stärker durch die Transferzeit bestimmt, da diese einen größeren Anteil als die Mentale Verarbeitungszeit an der Brems-Reaktionszeit hatte. Dies könnte einen Erklärungsansatz bieten, warum beide für die Transferzeit signifikanten Orthesen auch bei der Brems-Reaktionszeit signifikant sind, während dies nur eine der beiden Wirbelsäulenorthesen bei der Mentalen Verarbeitungszeit ist. Hinzu kommen wesentlich geringere Mittelwertsdifferenzen zwischen Wirbelsäulenorthesen und Referenzmessung im Gegensatz zu den Hüftorthesen.

Wie lassen sich die unterschiedlich hohen Brems-Reaktionszeiten bei den verschiedenen getesteten Orthesen grundsätzlich erklären? Tendenziell höhere Brems-Reaktionszeiten wurden wie bei Waton et al. (2011) bei den stärker bewegungseinschränkenden Orthesen, den Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® beobachtet [15]. Wird bei der SofTec Dorso® von der, unter den untersuchten Wirbelsäulenorthesen, am stärksten bewegungslimitierenden Orthese ausgegangen, so kann dieser Erklärungsansatz jedoch nicht auf die Wirbelsäulenorthesen übertragen werden, da hier nur die Orthese VERTEBRADYN®-STRONG signifikant längere Brems-Reaktionszeiten aufwies.

Im Folgenden sollen die Veränderungen der Brems-Reaktionszeiten mit in der Literatur beschriebenen Veränderungen der Brems-Reaktionszeit bei Anwendung von Orthesen für die untere Extremität verglichen und mögliche Unterschiede erklärt werden. Bisherige Publikationen zum Einfluss von Orthesen der rechten unteren Extremität auf die Brems-Reaktionszeit konnten für Unterschenkel-Fußorthesen um 45 [43] beziehungsweise 104 ms [13] erhöhte Zeiten gegenüber der Kontrollmessung aufzeigen. Die von Tremblay et al. (2009) ermittelte Verlängerung der Brems-Reaktionszeit um 33 ms [14] ist vermutlich geringer als bei den beiden zuvor genannten Studien, da das Bremssignal für die Probanden immer relativ vorhersehbar in einem Zeitfenster von nur zwei Sekunden erschien [15]. Untersuchungen der eigenen Arbeitsgruppe ergaben bei verschiedenen Sprunggelenksorthesen und Sprunggelenksbandagen eine den orthopädischen Hilfsmitteln zuzuschreibende Verlängerung der Brems-Reaktionszeit um im Mittel zwischen 18 und 40 ms [80].

Die Immobilisierung des Kniegelenks in 0° Streckstellung durch eine DONJOY® Knieorthese führte mit einer Differenz von etwa 100 ms gegenüber der Referenzmessung zu noch höheren Abweichungen wie die Unterschenkel-Fußorthesen [15]. Bewegungseinschränkungen des Knies mit Extension/Flexion von 0°/0°/90° bis 0°/0°/30° führten zu Zunahmen der Gesamten Brems-Reaktionszeiten um 13 bis 79 ms [22]. Im Vergleich der oben genannten Orthesen mit den in dieser Arbeit betrachteten Orthesen, wiesen Letztere mit maximal um 19 ms verlängerten Brems-Reaktionszeiten fast ausnahmslos deutlich geringere Differenzen zur Referenzmessung auf. Ursächlich ist vermutlich das bei den Wirbelsäulen- und Hüftorthesen höhere Ausmaß an Restbeweglichkeit. Zudem wird das Trägheitsmoment des Beines durch die Wirbelsäulenorthesen praktisch nicht und durch die die proximale Lage der Hüftorthesen kaum verändert. Die distaler gelegenen Orthesen für Knie und Sprunggelenk bewirken dagegen eine höhere mit dem Bein zu bewegende Masse, was sich in der höheren Brems-Reaktionszeit niederschlagen könnte. Hinzu kommt die Vermutung, dass insbesondere das Sprunggelenk für das Umsetzen des Beines

beziehungsweise Fußes bei einem Bremsvorgang einen sehr hohen Beitrag unter den Gelenken des Beines leistet. Wird dieses durch eine Unterschenkel-Fußorthese immobilisiert, so müssten kompensatorisch die nächstgrößeren Gelenke des Beines und somit eine größere Masse bewegt werden, was ebenfalls zu deutlich erhöhten Brems-Reaktionszeiten führen könnte.

Es wurden jedoch auch Knieorthesen und eine Kniebandage untersucht, bei denen keine Verschlechterung der Brems-Reaktionszeit aufgezeigt werden konnte. Die von Dammerer et al. (2015) untersuchte Kniebandage GENUFORCE® [22] gleicht in ihrer Wirkungsweise einer elastischen Kompression mit praktisch nicht eingeschränkter Bewegungsfreiheit [81] der Hüftbandage COXA-HIT®. Dies könnte erklären, warum für beide Bandagen keine signifikanten Unterschiede zur Referenzmessung beobachtet worden sind. Bei drei weiteren Knieorthesen (OA ADJUSTER™; FULLFORCE™; Tru-Pull von DONJOY®) wurde ebenfalls keine Verschlechterung der Leistungsfähigkeit von Probanden bei einer Gefahrenbremsung festgestellt [22].

Welche Erklärungsansätze lassen sich für diese Beobachtungen finden? Eine offensichtliche Erklärung für stark erhöhte Brems-Reaktionszeiten bei begrenzter Flexion im Kniegelenk [15, 22] ist die Einschränkung des Bewegungsausmaßes an sich. Dagegen blieben bei den von Dammerer et al. (2015) beschriebenen Knieorthesen ohne Beschränkung der Flexion relativ normale Bewegungsmöglichkeiten im Kniegelenk erhalten. Zudem musste für die Bewegung im Kniegelenk vermutlich ein geringerer Widerstand als bei den Hüftorthesen Hohmann-Bandage und DynaCox® im Hüftgelenk überwunden werden, was insgesamt die nicht signifikanten Änderungen der Brems-Reaktionszeit erklären könnte. Einige Studien untersuchten den Einfluss des prophylaktischen Tragens verschiedener Knieorthesen auf die Leistungsfähigkeit von Sportlern. Obwohl nicht alle Ergebnisse einheitlich waren, konnte gezeigt werden, dass einige Orthesen, mit einer Effektgrößenabhängigkeit unter anderem von Gewicht und Straffheit der Orthese, Sportler an der Entfaltung deren maximaler Leistungsfähigkeit bei Laufgeschwindigkeit oder Agilität hindern könnten [82-85]. Jedoch konnte auch für einige Orthesen gegenüber der Kontrollgruppe ohne Orthese keine

Verschlechterung der sportlichen Leistungen gezeigt werden [82-84]. Diese Beobachtungen sind mit den nicht signifikant langsameren Brems-Reaktionszeiten einiger der von Dammerer et al. (2015) untersuchten Knieorthesen vereinbar [22].

4.4.3.3 Einschätzung der Führungseignung unter Ortheseneinfluss

Ist es nun sicher mit den getesteten Orthesen im KFZ am Straßenverkehr teilzunehmen, oder schränkt das Tragen unterschiedlich stark immobilisierender Orthesen für Hüftgelenk und Wirbelsäule die Führungseignung für ein KFZ ein?

Für Unterschenkel-Fußorthesen sprechen sich Orr et al. (2010) bei einer Erhöhung der Brems-Reaktionszeit um 104 ms gegen eine Fahrempfehlung aus [13]. Ebenso raten Waton et al. (2011) bei einer durch das Tragen einer vollständig immobilisierenden Knieorthese hervorgerufenen Erhöhung der Gesamten Brems-Reaktionszeit um ca. 100 ms vom Führen eines KFZ ab [15]. Murray, Tremblay et al. (2015) bewerten um 60 ms verlängerte Brems-Reaktionszeiten bei einem Unterschenkelgips und eine Abweichung um 45 ms bei einer Unterschenkel-Fußorthese als minimal und aus klinischer Sicht gegenüber der Referenzmessung als nicht abweichend [43]. Bezogen auf diesen Literaturvergleich müssten die Abweichungen der Brems-Reaktionszeiten für die hier untersuchten Orthesen mit maximal 19 (7; 30) ms bei der Hüftorthese Hohmann-Bandage als minimal eingeordnet werden.

Als weiterer Vergleichswert zur Beurteilung der Relevanz der Verlängerungen der Brems-Reaktionszeiten durch die getragenen Orthesen kann die Differenz der Transferzeiten von weiblichen und männlichen Probanden herangezogen werden. Im Mittel ergaben sich bei weiblichen Probanden ohne das Tragen einer Orthese um 27 ms längere Transferzeiten gegenüber männlichen Probanden; eine Differenz die größer ist, als die größte durch Orthesen dieser Untersuchung verursachte Verlängerung der Brems-Reaktionszeit. Auch bei der Brems-Reaktionszeit ist diese Differenz in ähnlicher Größenordnung ($\Delta = 29$ ms) zu beobachten.

Auch der Vergleich mit der niedrigsten von einer Straßenverkehrsbehörde vorgeschlagenen Obergrenze von 700 ms [17] für Brems-Reaktionszeiten ergibt, dass alle 2100 gemessenen Brems-Reaktionszeiten auch unter Ortheseneinfluss diese Vorgabe nicht überschritten. Die höchste und als Ausreißer zu interpretierende Brems-Reaktionszeit wurde für die Hohmann-Bandage mit 665 ms gemessen. Für diese, die Brems-Reaktionszeit am stärksten beeinträchtigende Orthese, lag der Mittelwert mit 436 (\pm 46) ms deutlich unter diesem Grenzwert.

Bei Gegenüberstellung der höchsten gemessenen Brems-Reaktionszeiten mit der von Hofmann et al. (2014) für den in dieser Studie verwendeten Fahrsimulator vorgeschlagenen, maximal empfohlenen Brems-Reaktionszeit von 600 ms [26], überschritten nur vier Werte diese Grenze. Die Tatsache, dass einer dieser vier Werte bei einer Messung ohne Orthese gemessen wurde, relativiert die Bedeutung dieser wenigen Grenzüberschreitungen. Dabei ist insgesamt aber das junge, gesunde Probandenkollektiv dieser Studie mit im Median 23 (19 – 30) Jahre alten Versuchspersonen im Gegensatz zu den im Median 68 (50 – 84) Jahre alten Probanden der Untersuchung von Hofmann et al. (2014) zu berücksichtigen.

Bisher wurde, um die Frage nach der Führungseignung von KFZ vom orthopädischen Standpunkt aus zu beantworten, hauptsächlich die Leistungsfähigkeit der Fahrer bei Gefahrenbremsungen geprüft. Dies ist nach Meinung vieler Autoren auch ein gut geeignetes Maß [13-15, 43, 86-88] und zur Sicherstellung der Nichtgefährdung anderer Verkehrsteilnehmer im Straßenverkehr nach § 2 Absatz 1 FeV bedeutend. Allerdings werden dabei die bei Fahrern möglicherweise vorhandenen Strategien zur Kompensation von Beeinträchtigungen außer Acht gelassen. Mehrere Studien konnten zeigen, dass Fahrer ihre Fahrweise je nach individuell verfügbarer psychomotorischer Kapazität verändern. So wurde von van Winsum (1998) festgestellt, dass der zum vorfahrenden KFZ vorzugsweise eingehaltene Abstand zumindest zum Teil von den Fähigkeiten des Fahrers zu bremsen und allgemein dessen perceptiven und motorischen Fertigkeiten abhängig ist [89]. Auch die Ergebnisse von Fuller (1981) zeigten bei in Kolonne fahrenden Lastkraftwagen

größere eingehaltene Sicherheitsabständen zu Zeiten, in denen die Sicht und der Grad der Aufmerksamkeit herabgesetzt sein könnten [90]. Es kann folglich vermutet werden, dass Fahrer, die ein immobilisierendes orthopädisches Hilfsmittel tragen und dadurch verlangsamte Brems-Reaktionszeiten aufweisen, ihre Fahrweise im realen Straßenverkehr den eigenen psychomotorischen Fähigkeiten anpassen [14]. Dadurch würden die ermittelten geringen Erhöhungen der Brems-Reaktionszeit für die Sicherheit im Straßenverkehr noch weniger ins Gewicht fallen.

Um die Fahreignung beim Tragen der in dieser Arbeit untersuchten Orthesen weiter einzuschätzen, kann auf die bereits bestehenden Begutachtungsleitlinien zur Kraftfahreignung der Bundesanstalt für Straßenwesen, die auf der Fahrerlaubnis-Verordnung basieren und als Nachschlagewerk für Begutachtende dienen, zurückgegriffen werden [5]. Darin werden für Patienten mit Ausfall oder Behinderung der Beweglichkeit von Wirbelsäule, Rumpf oder Gliedmaßen infolge hochgradiger Verformung (z. B. Skoliose), Versteifung (z. B. Morbus Bechterew) oder Lähmung (schlafte Lähmung, Querschnittslähmung oder eine einer Lähmung gleichzusetzende Behinderung) ein fachärztlich-orthopädisches oder chirurgisches Gutachten als erforderlich, sowie eine intensive Fahrprobe als in der Regel erforderlich bezeichnet. Je nach Ergebnis der Begutachtung ist mit Auflagen und/oder Beschränkungen für die begutachtete Person zu rechnen. Grundsätzlich ist das Führen von KFZ trotz starker Bewegungseinschränkung aber nicht ausgeschlossen. Ähnliches gilt im Falle des vollständigen Ausfalls beider Beine beispielsweise infolge von Amputationen. Nach orthopädischer Begutachtung und intensiver Fahrprobe, sowie unter anderem der Beschränkung, dass das Fahrzeug beispielsweise mit einem angepassten Fahrersitz ausgestattet sein und eine Prothese getragen werden muss, ist der Erhalt einer Fahrerlaubnis möglich [5, 91]. Der Verdacht, dass Patienten mit prothetischem Ersatz von Teilen der unteren Gliedmaße eine verlängerte Brems-Reaktionszeit aufweisen, liegt nahe. Pauley und Devlin (2011) stellten bei prothetisch versorgten Unterschenkelamputierten Patienten verglichen mit der Kontrollgruppe signifikant höhere Gesamte Brems-Reaktionszeiten fest (653 (\pm 142) ms gegenüber 460 (\pm 79) ms), wobei die

Gruppen jeweils während der Messung einfache kognitiven Aufgaben zu bewältigen hatten. Dadurch ergäbe sich eine Verlängerung des Anhalteweges von 5,3 m bei 100 km/h für Patienten mit Zustand nach Unterschenkelamputation [92], was einer etwa zehnfach höheren Verlängerung des Anhalteweges als bei der Hohmann-Bandage entsprechen würde.

Abschließend betrachtet kann die im Rahmen dieser Untersuchung beobachtete Verlängerung der Brems-Reaktionszeit um bis zu 19 (7; 30) ms und die daraus resultierende Zunahme des Reaktionsweges um maximal etwa 0,5 m bei Gefahrenbremsung eines Fahrzeugs mit einer Geschwindigkeit von 100 km/h als gering eingestuft werden. Auch wenn die Zunahme der Brems-Reaktionszeit gering ist und Beobachtungen zeigen, dass Fahrzeugführer ihre Fahrweise im Straßenverkehr anpassen [89, 90], muss trotzdem theoretisch mit der Möglichkeit von Verkehrsunfällen aufgrund eines um 0,5 m verlängerten Anhalteweges oder Unfällen mit höheren Kollisionsgeschwindigkeiten bei Fahrern, die keine Orthese tragen, gerechnet werden. Allerdings wird in den Begutachtungsleitlinien zur Kraftfahreignung der Bundesanstalt für Straßenwesen die „Annahme einer Verkehrsgefährdung“ nur dann als „gerechtfertigt“ gesehen, wenn die „nahe durch Tatsachen begründete Wahrscheinlichkeit des Eintritts eines Schädigungsereignisses gegeben“ ist. „Die Möglichkeit - die niemals völlig auszuschließen ist -, dass es trotz sorgfältiger Abwägung aller Umstände einmal zu einem Schädigungsereignis kommen kann, wird für die Fälle der empfohlenen positiven oder bedingt positiven Begutachtung hingenommen“ [5].

Insgesamt erscheint die minimale Beeinträchtigung der Brems-Reaktionszeit und damit der Fähigkeit, eine Gefahrenbremsung durchzuführen, kaum als ausreichend - zumindest jedoch nicht als zwingend - um damit eine Nichtteilnahme von gesunden und mit entsprechenden Orthesen versorgten KFZ-Fahrern am Straßenverkehr zu begründen. Trotz der im Vergleich mit Bewertungen anderer Autoren als minimal zu bezeichnenden Verlängerung der Brems-Reaktionszeit durch die untersuchten Orthesen, der Tatsache, dass das Geschlecht einen größeren Einfluss auf die Brems-Reaktionszeit zu haben scheint, als die untersuchten Orthesen, sowie der Einhaltung der von

Straßenverkehrsbehörden vorgeschlagenen Obergrenzen, verbleibt die abschließende Entscheidung über die Fahreignung unter Ortheseneinfluss beim zuständigen Gesetzgeber.

4.4.4 Bremskraft

Beim Tragen der Orthesen konnten ausgenommen bei der SofTec Dorso® mit einem Median der Bremskraft von 319 (70 - 1.027) N gegenüber der Messreihe ohne Orthese mit 317 (86 – 930) N geringfügig kleinere Mediane beobachtet werden. Auch die Differenzen zwischen den Probandenmedianen der Bremskraft mit und ohne Orthese ergaben insgesamt unter Ortheseneinfluss tendenziell reduzierte Bremskräfte, wobei die Differenzen im Median um maximal 13 (-175 – 285) N (COXA-HIT®) gegenüber der Versuchsbedingung ohne Orthese erhöht, beziehungsweise um maximal 22 (-111 – 290) N (VERTEBRADYN®-STRONG) reduziert waren, was keinen signifikanten Unterschieden entspricht.

Grundsätzlich ist eine durch Einsatz von Orthesen verursachte Reduktion der maximalen Bremskraft denkbar, da Bewegungslimitierungen eine optimale Kraftübertragung vom Körper des Fahrers über das Bein auf das Bremspedal erschweren könnten. Ob es durch die teils geringfügige - und statistisch nicht signifikante - Verringerung der maximalen Bremskraft unter den getesteten Orthesen möglicherweise dazu kommt, dass die für eine Gefahrenbremsung unter gegebenen technischen und umweltbedingten Voraussetzungen maximal mögliche Bremsverzögerung aufgrund zu geringer Bremskraft nicht erreicht wird, ist unwahrscheinlich aber schwer abzuschätzen. Der gesetzlich von der Wirtschaftskommission für Europa vorgeschriebene Kraftaufwand, bei dem in jedem Fall eine Vollbremsung ausgelöst werden muss, liegt bei 50 Dekanewton (50 daN = 500 N) [93]. Betrachtet man die Probandenmediane der Bremskraft ohne Orthese, die zwischen 86 und 930 N lagen, wurde dieser Grenzwert nur von 11 der insgesamt 30 Probanden überschritten. Mortimer (1974) bestimmte die Verteilung der Fußkräfte US-amerikanischer Kraftfahrer mithilfe eines einfachen Versuchsaufbaus bestehend aus einem höhenverstellbarem Sitz und

einem vereinfachten Bremspedal. Er schlug auf Basis der erhobenen Daten vor, für PKW keine größere Bremskraft als etwa 400 N zu verlangen. Dies führe dazu, dass nicht mehr als 5 % der weiblichen und nicht mehr als etwa 1 % der männlichen Fahrer keine adäquate Bremskraft aufbringen könnten [94]. Weitere, teils im KFZ unter realen Bedingungen durchgeführte Untersuchungen [95] mit Messung der Bremskraft, die Probanden über einen Zeitraum von fünf oder zehn Sekunden maximal aufrecht halten konnten, kamen zu ähnlichen Ergebnissen [95-97]. Die Verteilungen der Bremskräfte in genannten Studien ergaben der Erwartung entsprechend weitgehend Normalverteilungen. Davon abweichend ergaben sich in dieser Untersuchung für alle Probanden sowie für weibliche und männliche Probanden jeweils zweigipflige Häufigkeitsverteilungen mit großer Streuung. Möglicherweise könnte der Reiz, das Bremspedal wiederholt maximal stark zu betätigen bei einigen Probanden zu gering ausgefallen sein und der Focus hauptsächlich auf die Reaktionsschnelligkeit gerichtet gewesen sein. Dies könnte auch die im Vergleich zu oben genannten Studien geringeren ausgefallenen Bremskräfte erklären.

Tatsächlich liegt der für eine Gefahrenbremsung nötige Kraftaufwand insbesondere bei neueren KFZ niedriger als die vorgeschriebenen 500 N, da die Entwicklung von optimierten Bremskraftverstärkern sowie den seit 2011 gesetzlich vorgeschriebenen Bremsassistentensystemen [VERORDNUNG (EG) Nr. 631/2009] zunehmend geringere Bremskräfte erforderlich macht. Eine abschließende Beurteilung, inwieweit eine bei den untersuchten Orthesen gering reduzierte Bremskraft zu einer Einschränkung der Durchführbarkeit einer maximal verzögerten Gefahrenbremsung führen würde, wird vermutlich vom Modell des geführten KFZ abhängig sein. Denkbar ist auch, dass die Unterschiede in der Bremskraft im Straßenverkehr kaum bedeutend sein könnten, da im Falle einer Gefahrenbremsung der Führer des Fahrzeuges über seine Sinne rückgemeldet bekommt, welche Bremskraft eine bestimmte Bremsverzögerung hervorruft und dieser die Bremskraft möglicherweise trotz Orthese noch anzupassen vermag. Dieses Feedback entfiel bei der Untersuchung im verwendeten Fahrsimulator.

Mit vorliegender Studie vergleichbare Beobachtungen wurden von Tremblay et al. (2009) gemacht, wobei für das Tragen einer Unterschenkel-Fußorthese gegenüber dem Tragen eines Laufschuhs ebenfalls kein signifikanter Unterschied bei der maximalen Bremskraft gezeigt werden konnte [14]. Weitere, dieser Arbeit ähnelnde Studiendesigns mit Erfassung der maximalen Bremskraft, lagen nach Kenntnis des Verfassers nicht vor.

4.5 Stärken der Arbeit

Qualitätsmerkmale der durchgeführten Untersuchung sind die durch den Einsatz einer echten ehemaligen Fahrerkabine sehr realitätsnahen Versuchsbedingungen, die Genauigkeit der Messinstrumente sowie ein kontrolliertes und standardisiertes Vorgehen. Zudem wird, durch stellvertretendes Testen verschiedener unterschiedlich stark immobilisierender Orthesen, die häufig verwendet werden, eine Abschätzung des Einflusses ähnlicher wie der hier untersuchten Wirbelsäulen- und Hüftorthesen auf die Brems-Reaktionszeit ermöglicht. Aufgrund der angewandten Ein- und Ausschlusskriterien konnte isoliert der Einfluss der Orthesen auf die Brems-Reaktionszeit und die Bremskraft untersucht werden; dies stellt gleichzeitig auch eine Studienlimitation dar (siehe unten).

Neben der Messung der Brems-Reaktionszeit wurde zusätzlich die maximale Bremskraft erfasst. Einerseits kann zwar argumentiert werden, dass die maximal mögliche Bremskraft durch den mittlerweile in der EU vorgeschriebenen Einsatz von Bremsassistenten [VERORDNUNG (EG) Nr. 631/2009] an Bedeutung verliere, solange die Orthesen eine Aktivierung des Bremsassistenten durch beispielsweise schnelles Betätigen des Bremspedals zulassen. Andererseits war die Einführung der Pflicht zur Ausstattung von PKW mit Bremsassistenten gerade auf die Tatsache gegründet, dass nur etwa 50 % aller Fahrer während einer Gefahrenbremsung vor einem Verkehrsunfall die maximale Reibung zwischen Fahrbahn und Reifen erreichten [98].

4.6 Studienlimitationen

Bei der Interpretation der Ergebnisse sollte das relativ junge und gesunde Probandenkollektiv im Gegensatz zur zunehmenden Zahl älterer, morbider KFZ-Fahrer beachtet werden [2]. Da ältere Menschen erheblich längere Mentale Verarbeitungszeiten und Transferzeiten gegenüber jüngeren Personen aufweisen [99-102], kann nicht ausgeschlossen werden, dass die durch Orthesen hervorgerufene Effekte dadurch in dieser Altersgruppe eventuell stärker ausgeprägt sind.

Obwohl der Versuchsaufbau sehr realitätsnah gestaltet wurde, können die gemessenen Brems-Reaktionszeiten nicht direkt mit den entsprechenden Zeiten gleichgesetzt werden, die im realen Straßenverkehr bei unerwartet erscheinenden Signalreizen auftreten [25, 30]. Um auf im Straßenverkehr auftretende Brems-Reaktionszeiten zu schließen, wäre ein möglicher Ansatz die Verwendung eines entsprechenden Umrechnungsfaktors, wie von Johansson und Rumar (1971) vorgeschlagen [30].

Die wohl größte Studienlimitation liegt vermutlich in der Tatsache, dass der Ortheseneinfluss ohne eine zugrunde liegende Indikation für das Tragen von Orthesen untersucht wurde. Dadurch können aus den Ergebnissen keine direkten Empfehlungen für Patienten, die die Hüft- oder Wirbelsäulenorthesen aus medizinischen Gründen tragen, abgeleitet werden. Bei Patienten, die entsprechende Orthesen aufgrund von degenerativen Erkrankungen, Verletzungen oder nach Operationen tragen, ist eine motorische Hemmung aufgrund von Schmerzen oder eingeschränkter Belastbarkeit und damit eine Einflussnahme dieser Pathologien auf die Leistungsfähigkeit bei Gefahrenbremsungen wahrscheinlich. Dabei ist es unklar, ob das Tragen von Orthesen bei korrekter Indikationsstellung nachteilig ist, oder durch Effekte wie Stabilisierung und Schmerzreduktion sogar einen Vorteil bieten könnte. Es wäre von praktischer Relevanz, wenn zukünftige Untersuchungen die Auswirkungen des Tragens von Orthesen bei zugrunde liegender Erkrankung oder Verletzung auf die Brems-Reaktionszeit untersuchen würden. In dieser Arbeit wurde jedoch bewusst der isolierte Einfluss von Orthesen bestimmt, um bei zukünftiger

Forschung an Patienten mit Indikationsstellung für eine Orthesenversorgung Fragen nach der Kausalität von Veränderungen der Brems-Reaktionszeit differenzierter beantworten zu können.

Abschließend betrachtet müssen in der Gesetzgebung, um die Sicherheit im Straßenverkehr zu wahren und auszubauen, bei der Bestimmung der Fahreignung unterschiedlichste Aspekte verschiedenster Fachdisziplinen Eingang finden. Dabei sind Messungen von Brems-Reaktionszeit und Bremskraft als Leistungsparameter einer Gefahrenbremsung offensichtlich ein elementarer orthopädischer Aspekt.

5 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit ist die Beantwortung der Frage, ob das Tragen unterschiedlich stark immobilisierender Orthesen für Hüftgelenk und Wirbelsäule bei gesunden Personen die Führungseignung für ein Kraftfahrzeug einschränkt. Hierfür wurden bei 30 freiwilligen Probanden in einem speziell dafür entworfenen Fahrsimulator Gefahrenbremsungen simuliert und die Messwerte von Mentaler Verarbeitungszeit, Transferzeit, Brems-Reaktionszeit, sowie maximaler Bremskraft erhoben und mit den Kontrollwerten, die ohne das Tragen von Orthesen ermittelt wurden, verglichen.

Für die Mentale Verarbeitungszeit zeigten sich bei den Wirbelsäulenorthesen VERTEBRADYN®-STRONG ($p = 0,002$) und SofTec Dorso® ($p = 0,013$) gegenüber der Kontrollmessung signifikant höhere Mittelwerte. Dieser Effekt konnte bei den Hüftorthesen nicht beobachtet werden; im Gegensatz dazu zeigte sich hier die Transferzeit beim Tragen der Hohmann-Bandage ($p < 0,001$) und der DynaCox® ($p < 0,001$) signifikant verlängert. Als Summe von Mentaler Verarbeitungszeit und Transferzeit ergaben sich für die Brems-Reaktionszeit bei der Wirbelsäulenorthese VERTEBRADYN®-STRONG ($p = 0,016$), sowie den Hüftorthesen Hohmann-Bandage ($p = 0,003$) und DynaCox® ($p < 0,001$) signifikant längere Zeiten. Bei unter Ortheseneinfluss tendenziell reduzierter maximaler Bremskraft konnte hierbei kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Die Studie zeigt, dass beim Tragen von Hüft- und Wirbelsäulenorthesen mit bis zu 19 (7; 30) ms längeren Brems-Reaktionszeiten (436 (\pm 46) ms; Hohmann-Bandage) gegenüber dem Tragen keiner Orthese (418 (\pm 40) ms) zu rechnen ist. Als praktische Konsequenz ergäben sich bei Gefahrenbremsungen um bis zu etwa 0,5 m verlängerte Anhaltewege bei Annahme einer Ausgangsgeschwindigkeit eines Fahrzeuges von 100 km/h.

Schließlich verbleibt die Entscheidung über die Fahreignung unter Ortheseneinfluss bei minimaler Verlängerung der Brems-Reaktionszeit und Einhaltung der von Straßenverkehrsbehörden vorgeschlagenen Obergrenzen beim zuständigen Gesetzgeber.

III. Literaturverzeichnis

1. Blume V, Follmer R, Kalinowska D und Kloas J (2005): Demographischer Wandel und räumliche Mobilität – Einstellungen der Bevölkerung, Urteile von Experten. Deutsches Institut für Wirtschaftsforschung e. V. Wochenbericht 51-52: 769-775
2. Kunert U, Radke S, Chlond B und Kagerbauer M (2012): Auto-Mobilität: Fahrleistungen steigen 2011 weiter. Deutsches Institut für Wirtschaftsforschung e. V. Wochenbericht 47: 3-14
3. Hütter A (2013): Verkehr auf einen Blick. Statistisches Bundesamt, Wiesbaden. https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/TransportVerkehr/Querschnitt/BroschuereVerkehrBlick0080006139004.pdf?__blob=publicationFile [28.08.2015]
4. Breiholz H, Duschek K-J, Hansch E und Nöthen M (2005): Leben und Arbeiten in Deutschland - Ergebnisse des Mikrozensus 2004. Statistisches Bundesamt, Presseexemplar. <http://www.bmfsfj.de/doku/Publikationen/genderreport/01-Redaktion/PDF-Anlagen/lit-mikrozensus-ergebnisse,property%3Dpdf,bereich%3Dgenderreport,sprache%3Dde,rwb%3Dtrue.pdf> [28.08.2015]
5. Gräcmann N und Albrecht M (2014): Begutachtungsleitlinien zur Krafftahreignung, gültig ab 1. Mai 2014; Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen; Mensch und Sicherheit Heft M 115. http://www.bast.de/DE/Verkehrssicherheit/Fachthemen/BLL/Begutachtungsleitlinien-2014.pdf?__blob=publicationFile&v=5 [24.05.2016]
6. Nunez VA und Giddins GE (2004): 'Doctor, when can I drive?': an update on the medico-legal aspects of driving following an injury or operation. Injury 35: 888-890
7. Hassenpflug J (2012): The German Arthroplasty Register EPRD. Structure, Procedures and Organisation, An Overview presented at the 2012 EFORT Congress in Berlin. http://www.ear.efort.org/downloads/E-Book%20EPRD_German%20Arthroplasty%20Register_EFORT%20Berlin%202012.pdf [28.08.2015]
8. Cooper JM (2007): Clinical decision making: doctor, when can I drive? Am J Orthop (Belle Mead NJ) 36: 78-80
9. Von Arx OA, Langdown AJ, Brooks RA und Woods DA (2004): Driving whilst plastered: is it safe, is it legal? A survey of advice to patients given by orthopaedic surgeons, insurance companies and the police. Injury 35: 883-887

10. MacLeod K, Lingham A, Chatha H, Lewis J, Parkes A, Grange S und Smitham PJ (2013): "When can I return to driving?": a review of the current literature on returning to driving after lower limb injury or arthroplasty. *Bone Joint J* 95-B: 290-294
11. Kennedy MT, Roche S, Lenehan B und Curtin W (2006): Driving plastered: driving habits of orthopaedic outpatients and the medico-legal implications. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 16: 228-230
12. Kalamaras MA, Rando A und Pitchford DG (2006): Driving plastered: who does it, is it safe and what to tell patients. *ANZ J Surg* 76: 439-441
13. Orr J, Dowd T, Rush JK, Hsu J, Ficke J und Kirk K (2010): The effect of immobilization devices and left-foot adapter on brake-response time. *J Bone Joint Surg Am* 92: 2871-2877
14. Tremblay MA, Corriveau H, Boissy P, Smeesters C, Hamel M, Murray JC und Cabana F (2009): Effects of orthopaedic immobilization of the right lower limb on driving performance: an experimental study during simulated driving by healthy volunteers. *J Bone Joint Surg Am* 91: 2860-2866
15. Waton A, Kakwani R, Cooke NJ, Litchfield D, Kok D, Middleton H und Irwin L (2011): Immobilisation of the knee and ankle and its impact on drivers' braking times: a driving simulator study. *J Bone Joint Surg Br* 93: 928-931
16. Pappritz B (2008): Berechnung des Anhaltewegs. ADACsignale Sonderausgabe Mathematik - Unterrichtsbeispiele, ADAC e.V. München. https://www.adac.de/_mmm/pdf/Verkehr_und_Mathe_Anhalteweg_45164.pdf [29.08.2015]
17. Department of Transport and Central Office of Information (1978): The Highway Code. United Kingdom: Her Majesty's Stationary Office, London
18. Al-khayer A, Schueler A, Kruszewski G, Armstrong G und Grevitt MP (2008): Driver reaction time before and after treatment for lumbar radiculopathy. *Spine (Phila Pa 1976)* 33: 1696-1700
19. Spalding TJ, Kiss J, Kyberd P, Turner-Smith A und Simpson AH (1994): Driver reaction times after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 76: 754-756
20. MacDonald W und Owen JW (1988): The effect of total hip replacement on driving reactions. *J Bone Joint Surg Br* 70: 202-205
21. Hau R, Csongvay S und Bartlett J (2000): Driving reaction time after right knee arthroscopy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 89-92

22. Dammerer D, Giesinger JM, Biedermann R, Haid C, Krismer M und Liebensteiner M (2015): Effect of knee brace type on braking response time during automobile driving. *Arthroscopy* 31: 404-409
23. Liebensteiner MC, Kern M, Haid C, Kobel C, Niederseer D und Krismer M (2010): Brake response time before and after total knee arthroplasty: a prospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord* 11: 267
24. Marques CJ, Barreiros J, Cabri J, Carita AI, Friesecke C und Loehr JF (2008): Does the brake response time of the right leg change after left total knee arthroplasty? A prospective study. *Knee* 15: 295-298
25. Green M (2000): "How long does it take to stop?" Methodological analysis of driver perception-brake times. *Transport Human Factors* 2: 195-216
26. Hofmann UK, Jordan M, Rondak I, Wolf P, Kluba T und Ipach I (2014): Osteoarthritis of the knee or hip significantly impairs driving ability (cross-sectional survey). *BMC Musculoskelet Disord* 15: 20
27. Royal Automobile Club of Victoria (1996): Average Reaction, Braking and Stopping Distances in Metres at Different Speed with Reaction Time of 0.75 Seconds. Melbourne, Australia.
28. Burckhardt M (1985): Reaktionszeiten bei Notbremsvorgängen. TÜV Rheinland. Köln, Deutschland
29. Zöller H und Hugemann W (1999): Zur Problematik der Bremsreaktionszeit im Straßenverkehr. Bericht des 37. BDP-Kongress für Verkehrspsychologie, Braunschweig. Deutscher Psychologen Verlag 194-210
30. Johansson G und Rumar K (1971): Drivers' brake reaction times. *Hum Factors* 13: 23-27
31. Laurell H und Lisper HO (1976): Changes in subsidiary reaction time and heart-rate during car driving, passenger travel and stationary conditions. *Ergonomics* 19: 149-156
32. Rafaelsen OJ, Bech P, Christiansen J, Christrup H, Nyboe J und Rafaelsen L (1973): Cannabis and alcohol: effects on stimulated car driving. *Science* 179: 920-923
33. Darbutas T, Juodzbalienė V, Skurvydas A und Krisciunas A (2013): Dependence of reaction time and movement speed on task complexity and age. *Medicina (Kaunas)* 49: 18-22

34. Sivak M, Flannagan MJ, Sato T, Traube EC und Aoki M (1994): Reaction times to neon, LED, and fast incandescent brake lamps. *Ergonomics* 37: 989-994
35. Sivak M, Post DV, Olson PL und Donohue RJ (1981): Driver Responses to High-Mounted Brake Lights in Actual Traffic. *Hum Factors* 23: 231-235
36. Nguyen T, Hau R und Bartlett J (2000): Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 226-230
37. Habetha S und Golbach U (2014): Sichtung, Sammlung und Auswertung der verfügbaren Belege zur Wirksamkeit von Bandagen und Orthesen am Knie. Institut für Gesundheits-System-Forschung. Kiel, Deutschland. http://www.eurocom-info.de/fileadmin/freigabe/user_upload/Dokumente_eurocom/pdf_Dokumente_eurocom/IGSF_Kiel_Analyse_Bandagen_und_Orthesen.pdf [23.08.2015]
38. Gemeinsamer Bundesausschuss (2011/2012): Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses über die Verordnung von Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung (Hilfsmittel-Richtlinie/HilfsM-RL), in der Neufassung vom 21. Dezember 2011/15. März 2012, veröffentlicht im Bundesanzeiger BAnz AT 10.04.2012 B2 vom 10. April 2012, in Kraft getreten am 1. April 2012. https://www.g-ba.de/downloads/62-492-934/HilfsM-RL_2014-07-17.pdf [29.08.2015]
39. european manufacturers federation for compression therapy and orthopaedic devices (2013): Orthesen: Vielseitige Hilfsmittel für den ganzen Körper, Informations-Handbuch der eurocom e. V. 1. Auflage. http://www.eurocom-info.de/fileadmin/freigabe/user_upload/Dokumente_eurocom/pdf_Dokumente_eurocom/Publikationen/Handbuch_Orthesen_Webversion.pdf [29.08.2015]
40. GKV-Spitzenverband (2015): Bekanntmachung des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen (GKV-Spitzenverband), Fortschreibung der Produktgruppe 05 "Bandagen" des Hilfsmittelverzeichnisses nach § 139 SGB V vom 05.06.2015. https://www.gkv-spitzenverband.de/media/dokumente/krankenversicherung_1/hilfsmittel/fortschreibungen_aktuell/Produktgruppe_05_Bandagen.pdf [17.11.2016]
41. GKV-Spitzenverband (2015): Bekanntmachung des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen (GKV-Spitzenverband), Fortschreibung der Produktgruppe 23 "Orthesen/Schienen" des Hilfsmittelverzeichnisses nach § 139 SGB V vom 05.06.2015. https://www.gkv-spitzenverband.de/media/dokumente/krankenversicherung_1/hilfsmittel/fortschreibungen_aktuell/Produktgruppe_23_Orthesen_Schienen.pdf [17.11.2016]

42. Erggelet C (2003): Wertigkeit von Bandagen und Orthesen zur Behandlung der Gonarthrose. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 6: 196-198
43. Murray JC, Tremblay MA, Corriveau H, Hamel M und Cabana F (2015): Effects of Right Lower Limb Orthopedic Immobilization on Braking Function: An On-The-Road Experimental Study With Healthy Volunteers. J Foot Ankle Surg 54: 554-558
44. Ganz SB, Levin AZ, Peterson MG und Ranawat CS (2003): Improvement in driving reaction time after total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res (413): 192-200
45. Hernandez VH, Ong A, Orozco F, Madden AM und Post Z (2015): When is it safe for patients to drive after right total hip arthroplasty? J Arthroplasty 30: 627-630
46. Jordan M, Hofmann UK, Grunwald J, Meyer M, Sachsenmaier S, Wulker N, Kluba T und Ipach I (2014): Influence of left- and right-side total hip arthroplasty on the ability to perform an emergency stop while driving a car. Arch Phys Med Rehabil 95: 1702-1709
47. Barry CJ, Smith D, Lennarson P, Jermeland J, Darling W, Stierman L, Rizzo M und Traynelis VC (2003): The effect of wearing a restrictive neck brace on driver performance. Neurosurgery 53: 98-101; discussion 102
48. Thaler M, Lechner R, Foedinger B, Haid C, Kavakebi P, Galiano K und Obwegeser A (2012): Driving reaction time before and after surgery for lumbar disc herniation in patients with radiculopathy. Eur Spine J 21: 2259-2264
49. Liebensteiner MC, Birkfellner F, Thaler M, Haid C, Bach C und Krismer M (2010): Driving reaction time before and after primary fusion of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976) 35: 330-335
50. Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes (2015): DynaCox®. https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/produktAnzeigen_input.action?produktId=22610 [17.11.2016]
51. SPORLASTIC® GmbH Medizinische Produkte. Patienteninformation Hüfte. Neue Wege in der Therapie der Hüfte. http://www.sporlastic.de/de/pi_pdf/Patinfo_Huefte.pdf [17.11.2016]
52. SPORLASTIC® GmbH COXA-HIT® Bandage zur Behandlung von Hüftgelenkerkrankungen. <https://www.sporlastic.de/produkt/artikel/coxa-hit/> [17.11.2016]

53. Wilhelm Julius Teufel GmbH Orthopädietechnische Medizinprodukte (2013): Hüftorthese DynaCox®, Gebrauchsanleitung. http://www.teufel-international.com/fileadmin/pdf/Orthetik_Gebrauchsanleitungen/Hueftgelenk-Orthesen_und_Bandagen/DynaCox_GA_Stand_2013.12.pdf [29.08.2015]
54. Wilhelm Julius Teufel GmbH: DynaCox® Hüftorthese nach Prof. Dr. med. Heisel. http://www.teufel-international.com/fileadmin/pdf/Produkt-Einzelseiten/Orthetik_Gesamtprogramm_2016/DynaCox.pdf [17.11.2016]
55. Bischoff H-P, Heisel J und Locher H (2007): Praxis der konservativen Orthopädie. Seite: 261. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
56. Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes (2015): VERTEBRADYN®-STRONG https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/HimiWeb/produktAnzeigen_input.action?produktId=28316 [17.11.2016]
57. Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes (2015): Horizon™ 637 LSO. https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/HimiWeb/produktAnzeigen_input.action?produktId=38201 [17.11.2016]
58. Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes (2015): SofTec Dorso®. https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/HimiWeb/produktAnzeigen_input.action?produktId=27737 [17.11.2016]
59. Kienle A, Saidi S und Oberst M (2013): Effect of 2 different thoracolumbar orthoses on the stability of the spine during various body movements. Spine (Phila Pa 1976) 38: E1082-1089
60. Laube W und Hildebrandt H-D (2001): Die neurophysiologischen Wirkungen von Kreuzstützbandagen und Orthesen für das Kniegelenk bei Alltagsbelastungen. Sonderdruck aus: Orthopädie Technik. Verlag Orthopädie Technik. Dortmund, Deutschland
61. SPORLASTIC® GmbH Medizinische Produkte (2014): Patienteninformation Rücken, Besser in Bewegung, Neue Wege in der Therapie der Lendenwirbelsäule. http://www.sporlastic.de/de/pi_pdf/PatInfo_Ruecken.pdf [17.11.2016]
62. SPORLASTIC® GmbH Schnelle Hilfe: Versorgungslösungen für den Rücken. Besser in Bewegung. https://www.sporlastic.de/fileadmin/user_upload/Downloads/Produktprospekte/R%C3%BCcken.pdf [17.11.2016]
63. Aspen Medical Products® (2013): HORIZON™ Line Sell Sheet. <http://www.aspenmp.com/images/product-downloads/horizon/horizon-sell-sheet.pdf> [17.11.2016]

64. Aspen Medical Products® (2015): Spine Indications. Upper & Lower Spinal Orthotics. <http://www.aspenmp.com/images/product-brochures/spine-indications.pdf> [17.11.2016]
65. Bauerfeind® AG (2015): Produktkatalog Bandagen und Orthesen. <https://www.bauerfeind.de/de/service/downloads.html> [17.11.2016]
66. Benjamini Y und Hochberg Y (1995): Controlling the False Discovery Rate: A Practical and Powerful Approach to Multiple Testing. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)* 57: 289-300
67. Victor A, Elsässer A, Hommel G und Blettner M (2010): Wie bewertet man die p-Wert-Flut? Hinweise zum Umgang mit dem multiplen Testen – Teil 10 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. *Dtsch Arztebl International* 107: 50-56
68. H.-C. Pape, R. Klinke und S. Silbernagl (2005): *Physiologie*. Autoren: Bauer C, Brenner B, ten Bruggencate G, Dieringer N, Draguhn A, Ehmke H, Eysel U, Gaehtgens P, Gekle M, Greger R, Gunga H-C, Jessen C, Karschin A, Kelm M, Kirsch K, Klinke R, Korbmacher C, Kuschinsky W, Messlinger K, Oberleithner H, Pape H-C, Scheid P, Schrader J, Schröder H, Seller H, Silbernagl S, Singer D, Voigt K, Walzog B, Gay R und Rothenburger A. Seite: 760. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
69. Davies BT und Watts JM (1970): Further Investigations of Movement Time between Brake and Accelerator Pedals in Automobiles. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 12: 559-561
70. Doldo NA, Delmonico MJ, Bailey JA, Hand BD, Kostek MC, Rabon-Stith KM, Menon KS, Conway JM, Carignan CR und Hurley BF (2006): Muscle-power quality: does sex or race affect movement velocity in older adults? *J Aging Phys Act* 14: 411-422
71. Scott PA, Candler PD und Li JC (1996): Stature and seat position as factors affecting fractionated response time in motor vehicle drivers. *Appl Ergon* 27: 411-416
72. B. Breuer und K. Bill (2004): *Bremsenhandbuch: Grundlagen, Komponenten, Systeme, Fahrdynamik*. Seite: 46. Friedr. Vieweg & Sohn Verlag/GWV Fachverlag GmbH, Wiesbaden
73. Glade MJ (2010): Caffeine - Not just a stimulant. *Nutrition* 26: 932-938
74. Hodges P, Cresswell A und Thorstensson A (1999): Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res* 124: 69-79

75. Hodges PW und Richardson CA (1998): Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord* 11: 46-56
76. Cholewicki J, Reeves NP, Everding VQ und Morrisette DC (2007): Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *J Biomech* 40: 1731-1736
77. Eisinger DB, Kumar R und Woodrow R (1996): Effect of lumbar orthotics on trunk muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil* 75: 194-197
78. Fayolle-Minon I und Calmels P (2008): Effect of wearing a lumbar orthosis on trunk muscles: study of the muscle strength after 21 days of use on healthy subjects. *Joint Bone Spine* 75: 58-63
79. Cholewicki J, McGill KC, Shah KR und Lee AS (2010): The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *BMC Musculoskelet Disord* 11: 154
80. Hofmann UK, Thumm S, Jordan M, Mittag F, Rondak IC und Ipach I (2015): How do ankle braces affect braking performance? An experimental driving simulation study with healthy volunteers. *J Rehabil Med* 47: 963-969
81. DONJOY® (2015): DONJOY® GENUFORCE® Arzt-Information. <https://www.djoglobal.de/arzt/genuforce.html> [17.11.2016]
82. Baltaci G, Aktas G, Camci E, Oksuz S, Yildiz S und Kalaycioglu T (2011): The effect of prophylactic knee bracing on performance: balance, proprioception, coordination, and muscular power. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19: 1722-1728
83. Greene DL, Hamson KR, Bay RC und Bryce CD (2000): Effects of protective knee bracing on speed and agility. *Am J Sports Med* 28: 453-459
84. Najibi S und Albright JP (2005): The use of knee braces, part 1: Prophylactic knee braces in contact sports. *Am J Sports Med* 33: 602-611
85. Rishiraj N, Taunton JE, Lloyd-Smith R, Regan W, Niven B und Woollard R (2011): Effect of functional knee brace use on acceleration, agility, leg power and speed performance in healthy athletes. *Br J Sports Med* 45: 1230-1237

86. Hofmann UK, Thumm S, Jordan M, Walter C, Rondak IC und Ipach I (2016): The Effects of Hip and Spine Orthoses on Braking Parameters: A Simulated Study With Healthy Subjects. *PM R* 8: 35-44
87. Dalury DF, Tucker KK und Kelley TC (2011): When can I drive?: brake response times after contemporary total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 469: 82-86
88. Jeng CL, Lin JS, Amoyal K, Campbell J und Myerson MS (2011): Driving brake reaction time following right ankle arthrodesis. *Foot Ankle Int* 32: 896-899
89. van Winsum W (1998): Preferred time headway in car-following and individual differences in perceptual-motor skills. *Percept Mot Skills* 87: 863-873
90. Fuller RGC (1981): Determinants of time headway adopted by truck drivers. *Ergonomics* 24: 463-474
91. Verband der TÜV e. V. (2014): VdTÜV-Merkblatt Kraftfahrwesen 745: Sicherheitsmaßnahmen bei körperbehinderten Kraftfahrern. http://www.dekra.de/fileadmin/lokationdata/niederlassung_chemnitz/niederlassung_chemnitz/dokumente/Workshop_2015/VdTUEV_Merkblatt_745_05-2014.pdf [17.11.2016]
92. Pauley T und Devlin M (2011): Influence of a concurrent cognitive task on foot pedal reaction time following traumatic, unilateral transtibial amputation. *J Rehabil Med* 43: 1020-1026
93. United Nations Economic Commission for Europe (UNECE) (2015): Regelung Nr. 13-H der Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen (UN/ECE) – Einheitliche Bedingungen für die Genehmigung von Personenkraftwagen hinsichtlich der Bremsen [2015/2364]. *Amtsblatt der Europäischen Union L 335*: 1-84
94. Mortimer RG (1974): Foot brake pedal force capability of drivers. *Ergonomics* 17: 509-513
95. Eaton DA und Dittmeier HJ (1970): Braking and Steering Effort Capabilities of Drivers. *SAE Technical Paper 700363*. 153-156
96. Radlinski RW und Price JI (1970): The brake pedal force capability of adult females. National Bureau of Standards (U.S.), Technical Note 557. 1-23

97. Stoudt HH, Crowley TJ, Gruber B und McFarland RA (1969): Vehicle handling: force capabilities for braking and steering. Guggenheim Center for Aviation Health and Safety, Harvard School of Public Health. Boston, USA
98. Hannawald L, Brunner H, Erbsmehl C, Liers H, Marschner M und Uhlenhof U (2012): Braking Technology - The highest potential in accident avoidance and mitigation. Verkehrsunfallforschung an der TU Dresden GmbH. https://www.vufo.de/vufo/publikationen/?action=details&t4m_id=119&L= [17.11.2016]
99. Arnold P, Vantieghem S, Gorus E, Lauwers E, Fierens Y, Pool-Goudzwaard A und Bautmans I (2015): Age-related differences in muscle recruitment and reaction-time performance. *Exp Gerontol* 70: 125-130
100. Bautmans I, Vantieghem S, Gorus E, Grazzini YR, Fierens Y, Pool-Goudzwaard A und Mets T (2011): Age-related differences in pre-movement antagonist muscle co-activation and reaction-time performance. *Exp Gerontol* 46: 637-642
101. Gorus E, De Raedt R und Mets T (2006): Diversity, dispersion and inconsistency of reaction time measures: effects of age and task complexity. *Aging Clin Exp Res* 18: 407-417
102. Woods DL, Wyma JM, Yund EW, Herron TJ und Reed B (2015): Age-related slowing of response selection and production in a visual choice reaction time task. *Front Hum Neurosci* 9: 193

IV. Erklärungen zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen unter Betreuung von Professor Dr. I. Ipach durchgeführt.

Die Konzeption der Studie, die Betreuung der Arbeit und die Unterbreitung von Vorschlägen zur Ergänzung und Überarbeitung beim Verfassen des Manuskripts erfolgte durch Dr. U. K. Hofmann, Assistenzarzt.

Die Messungen wurden nach Einarbeitung durch Dr. U. K. Hofmann von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig. Einmalig wurde die Beratung des Instituts für Medizinische Biometrie der Universität Tübingen in Anspruch genommen. Eine statistische Auswertung von Ina Rondak vom Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie des Klinikums rechts der Isar der TU München lag mir vor und wurde nach eigenständiger Auswertung orientierend als Vergleich herangezogen.

Die in den Abbildungen 2 und 3 verwendeten Fotos wurden vom Fotografen Herrn Thomas Müller, Fotoreprographik des Universitätsklinikums Tübingen, unter meiner Anleitung und dem Mitwirken eines anonymen Modells angefertigt. Die beiden in Abbildung 4 verwendeten Bilder wurden mir von Dr. U. K. Hofmann zur Verfügung gestellt.

Die Publikation (siehe V. Veröffentlichung) wurde von Dr. U. K. Hofmann verfasst.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 25.09.2016

V. Veröffentlichung

Teile der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits in folgender Publikation veröffentlicht:

Hofmann UK, Thumm S, Jordan M, Walter C, Rondak IC und Ipach I (2016):
The Effects of Hip and Spine Orthoses on Braking Parameters: A Simulated
Study With Healthy Subjects. PM R 8: 35-44.

VI. Danksagung

Bedanken möchte ich mich zunächst bei Professor Dr. I. Ipach für die Überlassung des interessanten Themas. Mein besonderer Dank gilt Dr. U. K. Hofmann für die vorbildliche und unkomplizierte Betreuung, insbesondere für das stets zeitnahe Korrekturlesen des Manuskripts und der Beantwortung meiner Fragen. Für die Erstellung der Fotografien der in dieser Studie verwendeten Orthesen möchte ich mich bei Herrn Thomas Müller bedanken. Bei dieser Arbeit wurde die methodische Beratung des Instituts für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie der Universität Tübingen in Anspruch genommen. Für die Unterstützung möchte ich mich bei Frau Naumann herzlich bedanken.

VII. Lebenslauf

Stefan Thumm
20.02.1990, Bietigheim-Bissingen

Schulbildung

1996 – 2000 Grundschule [Blankensteinschule, Steinheim an der Murr]
2000 – 2009 Gymnasium [Friedrich-Schiller-Gymnasium, Marbach am Neckar]

Zivildienst/FSJ

2009 – 2010 Freiwilliges Soziales Jahr (FSJ) im Krankentransport, Ausbildung zum Rettungssanitäter [Deutsches Rotes Kreuz (DRK), Kreisverband Ludwigsburg e. V.]

Studium

seit 10/2010 Studium der Humanmedizin [Eberhard Karls Universität, Tübingen]
29.08.2012 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
02 – 03/2013 Famulatur: Einrichtung der hausärztlichen Versorgung [Fachärzte für Allgemeinmedizin; P. Nöll, Dr. med. H.-P. Koller, V. Rahmig; Großbottwar]
08 – 09/2013 Famulatur: Gastroenterologie [Klinik für Innere Medizin, Gastroenterologie und Hämato-Onkologie; Krankenhaus Bietigheim]
09/2014 Famulatur: Orthopädie/Unfallchirurgie [Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie; Dr. med. Jörg Richter; Winnenden]
09 – 10/2014 Famulatur: Orthopädie/Unfallchirurgie [Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Orthopädie; Krankenhaus Bietigheim]
04 – 05/2015 Famulatur: Kinderorthopädie [Red Cross War Memorial Children's Hospital; Kapstadt, Südafrika]
09 – 10/2015 Famulatur: HNO Ambulanz [Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie; Universitätsklinikum Schleswig-Holstein]
11/2015 Publikation: Hofmann UK, Thumm S, Jordan M, Mittag F, Rondak IC und Ipach I (2015): How do ankle braces affect braking performance? An experimental driving simulation study with healthy volunteers. J Rehabil Med 47: 963-969
14.04.2016 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
seit 05/2016 Praktisches Jahr: Innere Medizin [Klinik für Innere Medizin II – Kardiologie; Klinik für Innere Medizin I – Abteilung für Pneumologie; Sana HANSE-Klinikum Wismar]