

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik  
mit Poliklinik Tübingen

Vorhersagbarkeit der Brems-Reaktionszeit bei  
degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenkes oder  
Hüftgelenksendoprothese

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Graf von Bernstorff, Maximilian

2018

Dekan:

Professor Dr. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. I. Ipach

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. A. Ateschrang

Tag der Disputation: 18.12.2017

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>I</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1 Fahrtauglichkeit .....	1
1.2 Hüftgelenk.....	3
1.3 Osteoarthrose.....	3
1.4 Hüftarthrose .....	5
1.4.1 Epidemiologie und Ursachen.....	5
1.4.2 Diagnostik und Therapie .....	6
1.5 Testung der Bremsreaktionszeit.....	12
1.6 Stand der Forschung .....	17
1.7 Fragestellung .....	20
<b>2 Material und Methoden</b> .....	<b>22</b>
2.1 Studiendesign.....	22
2.2 Studienteilnehmer.....	22
2.3 Aufbau des Bremssimulators.....	27
2.4 Messtechnik .....	29
2.5 Messprogramm .....	31
2.6 Klinische Testung.....	33
2.7 Verwendete Materialien .....	39
2.8 Statistische Auswertung .....	41
<b>3 Ergebnisse</b> .....	<b>43</b>
3.1 Demographische Daten.....	43
3.2 Zusätzlich erhobene Parameter.....	48
3.3 Gesamtverteilungen der gemessenen Bremszeiten und der Bremskraft .....	49
3.4 Korrelationstestungen .....	53
3.4.1 Geschlecht, Alter, Körpergewicht, Körpergröße .....	54
3.4.2 Einfluss der Seite auf die Bremsreaktionszeit .....	57
3.4.3 Weitere Korrelationstestungen.....	58
3.4.4 Klinische Testung .....	62
<b>4 Diskussion</b> .....	<b>65</b>
4.1 Interpretation der Ergebnisse.....	66
4.1.1 Interpretation der Ergebnisse gemessen im Bremssimulator.....	66
4.1.2 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit den demographischen Daten.....	67
4.1.3 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit der NRS und dem HOOS Fragebogen .....	70
4.1.4 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit der Kellgren Lawrence Einteilung.....	71
4.1.5 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit den klinischen Tests.....	72
4.1.6 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit der Anzahl an Stunden Sport pro Woche, der Dauer des Führerscheinbesitzes und dem Operationsverfahren.....	74
4.2 Möglichkeit zur Erstellung eines Regressionsmodells .....	75
4.3 Studienlimitationen .....	77
4.4 Stärken der Arbeit .....	78

## Inhaltsverzeichnis

4.5	Schlussfolgerung .....	79
5	Zusammenfassung.....	81
6	Abbildungen und Tabellen .....	82
6.1	Abbildungen.....	82
6.2	Tabellen.....	84
7	Quellen .....	85
8	Anhang.....	94
8.1	Informations- und Einwilligungserklärungsbogen .....	94
8.2	Information zum Datenschutz.....	100
8.3	HOOS.....	102
9	Erklärung zum Eigenanteil.....	106
10	Veröffentlichungen.....	107
11	Vorträge und Poster .....	108
	Danksagung.....	109
	Lebenslauf.....	110

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a.p.	anterior-posterior
App	Application
BF	Bremskraft (Brake force)
BMI	Body-Mass-Index
BRD	Bundesrepublik Deutschland
BRT	Bremsreaktionszeit (Brake response time)
BPTT	Brake pedal traveling time
bzw.	beziehungsweise
D.M.	Diabetes mellitus
et al.	und andere
FAI	Femoro-acetabuläres Impingement
FTT	Foot transfer time
HOOS	Hip dysfunction and Osteoarthritis Outcome Score
HTEP	Hüfttotalendoprothese
KFZ	Kraftfahrzeug
KOOS	Knee dysfunction and Osteoarthritis Outcome Score
KTEP	Knietotalendoprothese
Max.	Maximum
Min.	Minimum
M.	Musculus
MIV	motorisierter Individualverkehr
MT	Bewegungszeit (Movement time)
NRS	Numerische Rating-Skala (Numeric rating scale)
OA	Osteoarthrose
PKW	Personenkraftwagen
ppm	Teile pro Million (parts per million)
RT	Reaktionszeit (Reaction time)
SMFA	Short Musculoskeletal Functional Assessment
s.u.	siehe unten
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
TBRT	Total brake response time
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
y	Alter
Z.n.	Zustand nach
ZNS	Zentrales Nervensystem

## Abkürzungsverzeichnis

### Einheiten

Km/h	Kilometer pro Stunde
kN	Kilonewton
m	Meter
ms	Millisekunden
mV	Millivolt
N	Newton
p	p-Wert; Signifikanzwert
r	Korrelationskoeffizient
s	Sekunden
V	Volt
$\tau$	Kendall's Tau

## 1 Einleitung

### 1.1 Fahrtauglichkeit

In allen Altersgruppen werden heute hohe Ansprüche an Mobilität und Flexibilität gestellt. Das Führen eines Kraftfahrzeuges gilt in unserer Gesellschaft als selbstverständlicher Bestandteil des Alltags und notwendige Voraussetzung für soziale Teilhabe. Die Zahl der gefahrenen Kilometer der in Deutschland zugelassenen Kraftfahrzeuge (KFZ) erreichte im Jahr 2011 ein neues Rekordhoch [1]. Trotz gut ausgebauter öffentlicher Verkehrsnetze greift noch immer ein Großteil der deutschen Bevölkerung auf den eigenen Personenkraftwagen (PKW) zurück. So wurden im Jahr 2010 mehr als die Hälfte aller Strecken (55 %) in Deutschland mit einem PKW oder motorisierten Zweirad zurückgelegt [2].

Bemerkenswert ist auch die starke Zunahme der Zahl an Autofahrern, die 65 Jahre oder älter sind. Noch im Jahr 1994 gab es nur halb so viele Fahrberechtigte in dieser Altersklasse wie heute [1]. Mit Blick auf den demografischen Wandel und das allgemeine Streben nach hoher Mobilität auch im Alter werden diese Zahlen vermutlich weiter steigen.

In jedem Falle verwundert es nicht, dass klinische Erfahrungen zeigen, dass zu den häufigsten Fragen der Patienten vor einer orthopädischen Operation jene zählt, ab welchem Zeitpunkt selbstständiges Autofahren wieder möglich sein wird. Die Relevanz dieser Frage lässt sich anhand der Zahl der jährlich implantierten Hüft- bzw. Knie-totalendoprothesen (TEP) noch besser nachvollziehen. Ausgenommen die durch Schenkelhalsfrakturen und Revision bedingten TEP's liegt die Zahl der jährlich implantierten Hüfttotalendoprothesen (HTEP) in Deutschland bei 150 000 und die der Knie-TEP's bei 140 000 [3].

Trotzdem ist die Gesetzeslage und Rechtsprechung zum Thema der Fahrtauglichkeit weltweit uneinheitlich.

In der Bundesrepublik Deutschland ist der Fahrzeugführer selbst für die Einschätzung seiner Fahrtauglichkeit verantwortlich. Anhaltspunkte zur Einschätzung dieser bekommt er aus den gesetzlichen Vorschriften und über seinen behandelnden Arzt. Nach § 31 der Straßenverkehrs-Zulassungs-Ordnung muss der Führer eines

## Einleitung

Kraftfahrzeugs zum selbstständigen Führen seines Fahrzeugs in der Lage sein. Diese Eignung ist unabhängig von der Gültigkeit der Fahrerlaubnis. Auch der Fahrzeughalter darf die Inbetriebnahme nicht anordnen oder zulassen, wenn ihm bekannt ist oder bekannt sein muss, dass der Fahrer nicht zur selbstständigen Führung des Kraftfahrzeuges geeignet ist [4]. Wer sich außerdem infolge körperlicher oder geistiger Mängel nicht sicher im Verkehr bewegen kann, darf nach § 2 der Fahrerlaubnisverordnung am Verkehr nur teilnehmen, wenn Vorsorge getroffen ist, dass er andere nicht gefährdet [5]. Der Fahrer ist also verpflichtet, vor Antritt jeder Fahrt kritisch zu prüfen, ob er den Anforderungen des Straßenverkehrs gewachsen ist. Sollte eine eigenständige Prüfung nicht sicher möglich sein, ist es möglich, sich an einen entsprechenden Facharzt mit der Zusatzqualifikation in der verkehrsmedizinischen Begutachtung zu wenden, um ein Gutachten über die Kraftfahreignung zu erstellen.

Auch in Großbritannien gibt das Gesetz vor, dass die Patienten selbst entscheiden müssen, ob sie fahrtauglich sind oder nicht [4]. Eine im Jahr 2004 veröffentlichte Studie von Arx et al. kam zu dem Ergebnis, dass 80 % der befragten englischen Orthopäden keine entsprechenden Richtlinien in Bezug auf die Fahreignung kennen [6]. Dieses Ergebnis illustriert das noch immer aktuelle Problem, dass es nur wenige Richtlinien gibt, die Ärzte anwenden können, um die Fahrtauglichkeit festzustellen. Auch Lewis et al. (2011) kamen zu dem Schluss, dass die Informationen, die Patienten über ihre Fahrtauglichkeit gegeben wurden, widersprüchlich waren. So wurden etwa einzelne Patienten nach einer Kniearthroskopie bereits nach einem Tag und andere erst nach drei Monaten als wieder fahrtauglich eingestuft [7].

So kommt es häufig vor, dass Patienten entweder zu lange auf das Fahren verzichten oder zu früh wieder damit beginnen [8]. Kommt es zu einem Unfall, ohne dass zuvor die Empfehlung von Ärzten oder Versicherung eingeholt wurde, kann dies zu Problemen mit dem Versicherungsschutz sowie zu strafrechtlichen Ermittlungen führen [9]. Patienten geht es bei der Einschätzung der Fahrtauglichkeit, neben dem eben beschriebenen Versicherungsschutz (Haftpflicht-, Teilkasko- oder Vollkaskoversicherung), hauptsächlich darum, ob sie wieder sicher am Verkehr teilnehmen können. Daher ist es von großer Bedeutung, durch dahingehende Forschung evidenzbasierte Richtlinien zur Erstellung von Gutachten zu verfassen.



### 1.2 Hüftgelenk

Die Hüfte bildet die Verbindung von Rumpf und unterer Extremität und ist eines der größten Gelenke des menschlichen Körpers. Zu den artikulierenden Flächen gehören zum einem das Becken (Pelvis) und zum anderem der Oberschenkelknochen (Femur).

Das Hüftgelenk ermöglicht durch seinen starken Bandapparat den aufrechten Stand mit einem minimalen Energieaufwand für die Muskulatur. Es gehört wie das Schultergelenk zur Gruppe der Kugelgelenke und besitzt demnach drei Freiheitsgrade. Im Vergleich zur Schulter ist es besser gegen Luxation geschützt. Dies ist einerseits darauf zurückzuführen, dass die Gelenkpfanne etwas tiefer ist und andererseits darauf, dass um das Hüftgelenk die stärksten Bänder des menschlichen Körpers liegen [10].

Auf Grund der hohen Beanspruchung sind Schmerzen in der Hüfte nicht selten. Dabei gibt es unterschiedliche Formen der Beschwerden, die grob in akute und chronische bzw. in angeborene und erworbene Formen unterteilt werden können. Ein Großteil der auftretenden Hüftbeschwerden hat im Verlauf die Ausbildung einer Hüftgelenksarthrose zur Folge.

Durch die ständige Belastung des Hüftgelenks im Alltag führen schmerzhafte Veränderungen des Gelenks zu starken Einschränkungen. Häufig kommt es vor, dass Patienten auf Grund des Dauerschmerzes nur schwierig den Alltag bewältigen können. So wird eine physische Erkrankung schnell zu einer psychischen Belastung, was zu einer beschleunigten Chronifizierung der Beschwerden führen kann [11].

### 1.3 Osteoarthrose

Osteoarthrose (OA) kommt am häufigsten an der unteren Extremität vor, kann aber alle Gelenke des menschlichen Körpers betreffen [12]. Das am häufigsten an Arthrose erkrankte Gelenk ist das Hüftgelenk, gefolgt vom Kniegelenk [13]. Bei der OA kommt es zu einer fortschreitenden Degeneration des Knorpels und sekundärer Gelenkspaltverschmälerung, mit einhergehender hypertropher Veränderung des subchondralen Knochens mit Sklerosierung sowie Bildung von Osteophyten [14].

Neben Knochen und Knorpel sind auch die Gelenkkapsel, die angrenzenden Bänder,

## Einleitung

Muskeln und die Synovialmembran betroffen [15, 16]. Im Zustand der Arthrose leiden die Patienten unter Schmerzen und geringerer Flexibilität und Mobilität.

Die Prävalenz der OA abzuschätzen ist schwierig, da die strukturellen Veränderungen im Gelenk altersbedingt bei den meisten Menschen auftreten, jedoch teilweise zu keinen Symptomen führen. Gleichzeitig existieren keine harten Endkriterien zur Diagnosestellung Arthrose. Dadurch variieren die absoluten Zahlen je nach Art der Definition der OA stark. In den USA geht man bei den über 60jährigen von einer Prävalenz von 17 % bei Männern und 29,6 % bei Frauen aus [12]. In einer anderen Publikation wird angenommen, dass ca. 13 % der Frauen und 10 % der Männer über 65 Jahren in den USA OA haben [17].

Eine Einteilung nach radiologischen Kriterien geben Kellgren und Lawrence. Dabei erfolgt durch eine Gradierung von 0-4 eine Abschätzung des Ausmaßes der Arthrose [18, 19]. Null gilt dabei als Normalbefund. Ausschlaggebend für die radiologische Einteilung sind die folgenden Kriterien: Osteophyten, subchondrale Sklerosierung, Gelenkspaltverschmälerung und Gelenkdeformierung (siehe Abbildung (Abb.) 1). In vielen vorangegangenen epidemiologischen Studien gilt ein Wert  $\geq 2$  als Nachweis einer OA [20]. Diese Einteilung beinhaltet keine von den Patienten angegebenen Symptome. Es kommt vor, dass ein radiologisch pathologisch eingestuftes Hüftgelenk keinerlei klinische Symptome aufweist. Eine andere Einteilung, die u.a. klinische Symptome umfasst, bieten die von Altman et al. erhobenen OA Kriterien [21].

Auch wenn es keine genauen Fallzahlen gibt, ist die OA nach kardiovaskulären Erkrankungen die zweithäufigste Form der chronischen Behinderung [22].

Auf Grund des demographischen Wandels innerhalb der Bevölkerung geht man davon aus, dass die OA-Prävalenz in den nächsten Jahren stark ansteigen wird [12].

Dies würde langfristig durch steigende Behandlungskosten und vermehrte Arbeitsausfälle zu einer weiteren finanziellen Belastung des Gesundheitssystems führen [23,24], die sich somit auch gesellschaftlich und wirtschaftlich niederschläge [25].

### 1.4 Hüftarthrose

#### 1.4.1 Epidemiologie und Ursachen

Die Hüftarthrose (Coxarthrose) ist noch vor der Kniegelenksarthrose die häufigste Arthroseform [13]. In verschiedenen Studien schwanken die Prävalenzraten der radiografisch gesicherten Coxarthrose zwischen 8 und 28 % [26, 27]. Sie beschreibt einen Gelenkverschleiß an Pfanne (Acetabulum) und Hüftkopf (Caput femoris). Die ersten Arthrosezeichen beginnen meist im äußeren oberen Anteil des Gelenks, da sich an diesem Ort der Punkt der höchsten Gewichtsbelastung befindet. Auf Grund der höheren Gewichtsbelastung auf die untere Extremität ist es nicht verwunderlich, dass diese um einiges häufiger von Arthrosesymptomen betroffen ist als die obere Extremität.

Die Ursachen der Coxarthrose sind vielfältig. Da innerhalb dieser Studie die Ursache der Arthrose bzw. der Hüftgelenksprothese nicht für die Auswertung der Ergebnisse benutzt wird, werden diese nur kurz besprochen.

Die idiopathische bzw. primäre Coxarthrose entsteht ohne erkennbare Ursache. Gründe sind beispielsweise das im Durchschnitt längere Leben der Menschen und anlagenbedingte Minderwertigkeiten des Knorpels [28]. So konnte in Zwillings- und Familienstudien v.a. bei Patienten mit mehreren von Arthrose betroffenen Gelenken ein Zusammenhang zwischen Genetik und Arthroseausprägung festgestellt werden [29]. Mit dem Ende des Wachstums, mit ca. 16 Jahren, verschlechtert sich auch die Regenerationsfähigkeit des Gelenkknorpels, was sich im Alter durch abriebsbedingten Verschleiß bemerkbar macht. So sind Personen, die über einen längeren Zeitraum schwere körperliche Arbeiten verrichten, häufiger von den Folgen der Hüftgelenksarthrose betroffen [30]. Bei vielen Fällen der idiopathischen Coxarthrose ist auch von anatomisch begünstigenden Formen auszugehen.

Zu den sekundären Ursachen der Hüftgelenksarthrose gehören Gelenkschäden und Gelenkdeformitäten, die meist bereits im Kindesalter auftreten bzw. angeboren sind. Diese sind insgesamt viel seltener und meist auf eine verkleinerte gut artikulierende Oberfläche zurückzuführen. Letztere führt zu einem erhöhten Druck auf die

## Einleitung

Gelenkflächen, was wiederum deren Belastung erhöht und zu einem schnelleren Verschleiß in Form von Arthrose führt. Bei dieser Form von Arthrose treten die Beschwerden viel früher als bei der idiopathischen Arthrose auf [31]. Unter den häufigsten sekundären Krankheitsbildern, die zu einer Coxarthrose führen, befinden sich die Hüftdysplasie, das femoro-acetabuläre Impingement (FAI), der Morbus Perthes und die Epiphysiolysis capitis femoris.

Bei der Hüftdysplasie fehlt eine adäquate Ausbildung des Hüftdachs, genauer des Acetabulums. Von Hüftdysplasie betroffene Kinder entwickeln später wegen der Inkongruenz der Gelenkpartner und vermehrten punktuellen Drucks eine Coxarthrose [31].

Beim FAI, welches v.a. im Jugendalter auftritt, kommt es zu einem knöchernen Anschlag zwischen Acetabulum und Schenkelhals. Dabei werden zwei Formen des FAI's unterschieden: das sogenannte Pincer-Impingement, dem eine zu ausgeprägte Überdachung des Hüftkopfes am Acetabulum zu Grunde liegt, und das Cam-Impingement, bei dem ein zu prominenter Oberschenkelhals zu einem Kontakt von Oberschenkelhals und Acetabulum v.a. bei Flexion, Innenrotation und Abduktion führt. Meistens liegt eine Mischform beider Arten des FAI's vor. Um eine degenerative Veränderung des Knorpels und der Fasknorpellippe (Labrum acetabuli) zu verhindern [31] wird durch ein Abtragen der Knochenvorsprünge die anatomische Enge frühzeitig behoben.

Andere Ursachen, die zur Ausbildung einer Hüftgelenksarthrose führen, sind post-traumatische Acetabulums- bzw. Femurkopffrakturen, bei denen Gelenkflächenunregelmäßigkeiten vorhanden bleiben, sowie sehr seltene postinfektiös bedingte Arthroseformen, u.a. durch Gelenkinjektionen [31, 32].

### 1.4.2 Diagnostik und Therapie

Patienten mit Hüftarthrose klagen über belastungsabhängige Schmerzen, die sich im Verlauf des Tages meistens verstärken. Nach längeren Ruhephasen, z.B. nach dem Schlafen, liegen häufig nach einem kurzen Anlaufschmerz keine Schmerzen mehr vor. Außerdem kommt es zu Bewegungseinschränkungen. Dabei ist die Innenrotation häufig als erstes betroffen. Typisch ist eine Schmerzausstrahlung über die Leiste bis hin zum

## Einleitung

Knie. Im fortgeschrittenen Stadium kommt es sogar zu Ruheschmerzen während des Schlafens. Diese Veränderungen bewirken u.a. ein kleinschrittiges und hinkendes Gangbild. Im Normalfall nehmen die Beschwerden kontinuierlich zu, doch es kann auch zur sogenannten „aktivierten Arthrose“ kommen, einer vorübergehenden Verschlimmerung der Symptomatik [33]. Während der Untersuchung fallen häufig ein Entlastungshinken und ein außenrotiertes Bein auf. Druckschmerzen sind am häufigsten über dem Leistenband zu finden. Zusätzlich kommt es auf Grund der Fehlstellung und der dadurch entstehenden Überbeanspruchung der Glutealmuskulatur zu Schmerzen am Trochanter major. Die Diagnose der Coxarthrose wird durch ein Röntgenbild bestätigt. Hierbei sind die typischen Arthroseveränderungen in Form von subchondraler Sklerosierung, Osteophytenbildung, Geröllzystenbildung, Gelenkspaltverschmälerung und Deformierung von Kopf und Pfanne zu erkennen (siehe Abb. 1).



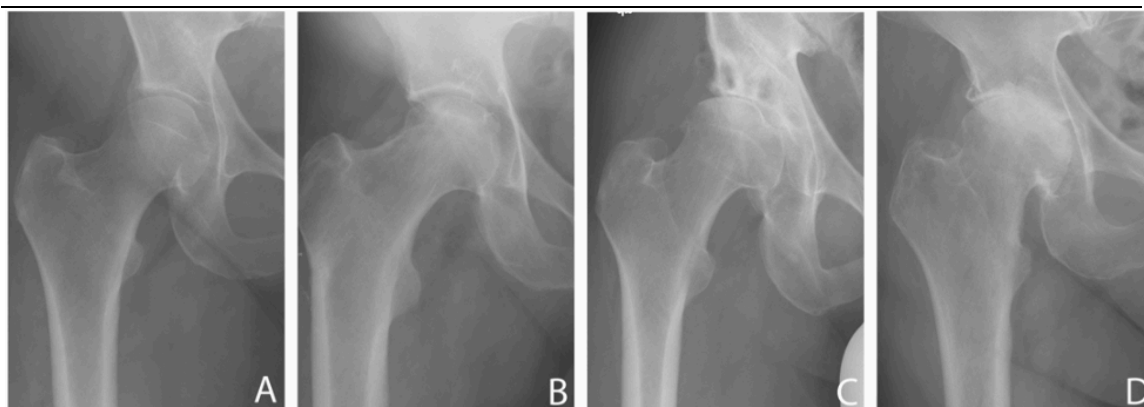
**Abbildung 1. Ausgeprägte Coxarthrose rechts (links im Bild dargestellt) mit Osteophytenbildung (1), vermehrter subchondraler Sklerosierung (2), aufgehobenem Gelenkspalt (3) und Zysten (4).**

Teilweise ist es möglich, den eigentlichen Grund der Arthrose zu identifizieren. Bei einer Hüftdysplasie lässt sich z.B. die unzureichende Ausbildung des Hüftdaches erkennen. Die Arthrose wird, wie schon zuvor beschrieben, in die fünf Stadien nach

## Einleitung

Kellgren und Lawrence eingeteilt. Bei Stadium 1 handelt es sich definitionsgemäß noch nicht um OA (siehe Abb. 2 und Tab. 3).

Häufig reichen eine klinische Untersuchung und das Röntgenbild für eine Diagnosestellung aus. Sollten jedoch Unsicherheiten bestehen, können durch Sonografie, Blutentnahmen, Szintigrafie, Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT) Differentialdiagnosen ausgeschlossen werden. Diese können sich unter anderem als Entzündungen der Hüfte in Form von Coxitis oder auch als Bandscheibensyndrome präsentieren. Bei einer Coxitis ist neben der Bildgebung eine Bestimmung der Entzündungsparameter sinnvoll. Hüftgelenkentzündungen lassen sich in abakterielle (z.B. durch Rheumatoide Arthritis) oder bakterielle Formen (z.B. durch Gelenkpunktion) einteilen. Bei Bandscheibensyndromen sind segmental ausstrahlende Schmerzen häufig.



**Abbildung 2. Röntgenbefunde des Hüftgelenks nach Kellgren-Lawrence Einteilung [18, 77] (A) KL Grad 1, (B) KL Grad 2, (C) KL Grad 3, (D) KL Grad 4**

Die Therapie der Hüftgelenksarthrose beruht auf zwei Säulen. Die erste Säule bildet der konservative Ansatz. Das Ziel hierbei besteht primär in der Schmerzlinderung und dem möglichst langen Erhalt der Mobilität. Dabei kommen Wärme, Wechselbäder, Elektrotherapie und auch intraartikuläre Injektionen zum Einsatz. Des Weiteren können weiche Schuhsohlen und Absätze sowie der Einsatz eines Gehstocks Beschwerden mindern. Bewegungsübungen sollen Kontraktionen verhindern und die Mobilität steigern. Außerdem können Patientenschulungen und gezielte Kraftübungen helfen

## Einleitung

[34]. So kommen beim Tübinger Hüftkonzept (THüKo) Mobilisations-, Kraft- und Gleichgewichtsübungen zum Einsatz. Nach einer Behandlungsphase von zwölf Wochen kommt es dabei zur signifikanten Schmerzreduktion, Funktionsverbesserung und einer Kraftsteigerung als Folge eines verbesserten Gleichgewichtes [35]. Um den Schmerzen entgegenzuwirken, greifen die Patienten häufig auf orale Schmerzmittel zurück. Am häufigsten wird dabei Paracetamol eingenommen, da es auch bei längerer Einnahme ein relativ kleines Nebenwirkungsspektrum besitzt. Sollte dies zu keiner adäquaten Schmerzlinderung führen, werden häufig orale nichtsteroidale Antirheumatika (NSARs) benutzt, die eine stärkere analgetische Wirkung besitzen und zusätzlich antiphlogistisch wirken [36]. Da es im weiteren Verlauf der Coxarthrose häufig auch so zu keiner befriedigenden Schmerzbehandlung kommt, kommen teilweise Opioid-Analgetika zum Einsatz, die mit einem Nicht-Opioid-Analgetikum kombiniert werden können [36].

Die zweite Säule der Hüftgelenksarthrosetherapie bildet der operative Ansatz. Mit dem Versagen der konservativen beginnt die Planung der operativen Therapie. Ausschlaggebend sind hierbei die Anamnese, die Röntgenbilder und das klinische Erscheinungsbild. In einer Anamnese sollte u.a. abgeklärt werden, ob ein Ruheschmerz, eine Verminderung der Gehstrecke oder ein Anlaufschmerz vorliegt. Zusätzlich sollte nach einer Analgetikaeinnahme gefragt werden. Da es in diesem Stadium zu erheblichen Einschränkungen im Alltag und im Berufsleben kommt, ist eine schnelle operative Therapie anzustreben.

### ***1.4.2.1 Gelenkerhaltende Maßnahmen***

Operative Versorgungen teilen sich in gelenkerhaltende und gelenkersetzende Maßnahmen auf. Der Erfolg von gelenkerhaltenden Maßnahmen ist abhängig von Patientenalter, radiologischem und klinischem Bild. Eine Maßnahme liegt in der Arthroskopie, bei der Osteophyten am Schenkelhals und an der Pfanne entfernt und Teile der Kapsel reseziert werden, um wieder eine höhere Beweglichkeit herzustellen [37]. Die Arthroskopie führt zu einer vorübergehenden Besserung der Symptomatik [38, 39]. Eine weitere Behandlung sind hüftnahe Femurosteotomien und azetabuläre Korrekturosteotomien. Diese werden vor allem in Kindes- bzw. Jugendalter vollzogen, um der Entstehung von Hüftarthrose durch angeborene Fehlbildungen vorzubeugen. Die

## Einleitung

Indikation zur operativen Gelenkversteifung (Arthrodesen) wird nur sehr selten gestellt, da sie mit starken Einschränkungen der Lebensqualität einhergeht. Sie führt jedoch zu einer guten Schmerzlinderung und Stabilität. Arthrodesen werden bei zwingender Kontraindikation gegen einen Hüftgelenkersatz indiziert oder bei schweren muskulären Defiziten, die eine Stabilisierung der Prothese nicht erlauben [40].

### ***1.4.2.2 Endoprothetische Versorgung***

Die Zahl der endoprothetischen Versorgungen nimmt innerhalb der Bevölkerung kontinuierlich zu. In den 1990er Jahren wurden nur 50 - 130 Operationen/100 000 Einwohner in den Ländern der Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung (OECD) durchgeführt [41]. Momentan werden in Deutschland jährlich etwa 200 000 Hüftgelenke implantiert, was ca. 284 Operationen/100 000 Einwohner entspricht [42, 43]. Die Zunahme hängt vermutlich stark mit den längeren komplikationslosen Standzeiten der Prothesen [44, 45] und der erhöhten Patientenzufriedenheit zusammen [46].

Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenks kann auf verschiedene Arten durchgeführt werden. Da dies für die Fragestellung dieser Doktorarbeit keine Rolle spielt, wird im folgendem nur die HTEP kurz beschrieben, die bei einem Großteil der Probanden dieser Studie eingesetzt wurde.

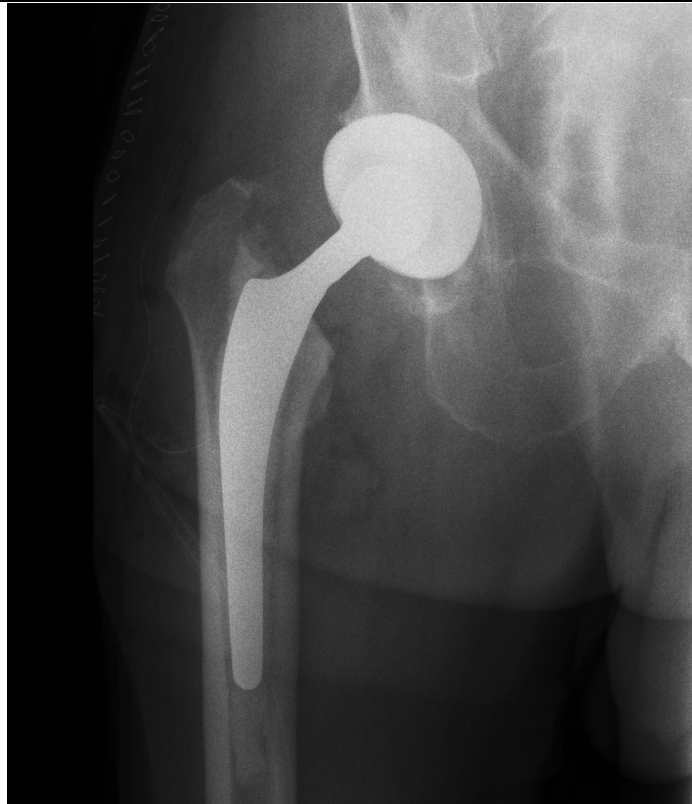
Bei einer HTEP Operation werden beide artikulierenden Gelenkflächen, Femurkopf und Hüftpfanne ersetzt (siehe Abb. 3). Nach dem Abtrennen des Femurkopfs wird der Prothesenschaft dia- bzw. metapysär in den Femur verankert. Am proximalen Ende des Schafts sitzt der Prothesenkopf, der eine der zwei neuen artikulierenden Flächen darstellt. Die Größe der neuen Hüftpfanne wird nach dem Ausfräsen des Acetabulums, je nach Becken- und Prothesenkopfgröße, gewählt. Diese kann durch die Press-fit-Technik, durch Schrauben oder durch Zement befestigt werden.

Innerhalb der neuen Hüftpfanne und auf dem neuem Hüftkopf befinden sich die neuen artikulierenden Flächen. Hierbei wird derzeit für das sogenannte „Inlay“ des Acetabulums entweder Hartplastik (Polyäthylen) oder Keramik und für den Hüftkopf



## Einleitung

Metall bzw. Keramik verwendet.



**Abbildung 3. Übliche HTEP mit zementiertem Schaft und zementfreier Pfanne.**

---

### ***1.4.2.3 Verlauf und Belastbarkeit***

Nach der operativen Versorgung mittels Hüfttotalendoprothese wird am ersten postoperativen Tag eine Mobilisation angestrebt, wobei bei komplikationslosem Verlauf in der Regel Vollbelastung möglich ist. 2015 kamen Chiung-Jui Su et. al in einer retrospektiven Studie zu dem Ergebnis, dass eine frühere Rehabilitation zu einer signifikanten Senkung von Protheseninfektionen, medizinischen Kosten und Anzahl der Nachkontrolluntersuchungen innerhalb der ersten fünf Jahre führt [47]. Im weiteren Verlauf kann der Patient ohne Bedenken Sportarten ausüben, die keine Maximalbelastung der Hüfte verlangen. Dazu gehören u.a. Wandern, Golfen und Skilanglauf. Sportarten mit schnellen Maximalbelastungen für das Gelenk, wie z.B. Tennis und alpines Skifahren, sind nicht geeignet und können die Haltbarkeit der Prothese verkürzen. Die Haltbarkeit der Prothesen variiert aus verschiedenen Gründen

## Einleitung

individuell sehr stark. Die häufigsten Gründe für eine Revision in Schweden sind aseptische Lockerungen (79 %), Infektionen (10 %), technische Fehler (6 %) und Dislokationen (2 %) [45]. Durch bessere Operationstechniken und Antiinfektionsmaßnahmen konnte das Revisionsrisiko kontinuierlich gesenkt werden. Zusätzlich ist davon auszugehen, dass Operateure mit hoher Expertise bessere Resultate bei dem Einsatz einer Hüftprothese erzielen als durchschnittliche Chirurgen [45]. Heutzutage sind 95 % der TEP's nach zehn Jahren noch funktionstüchtig. Diese Zahl wird vermutlich in den nächsten fünf Jahren noch etwas steigen [48]. Patienten sind in den meisten Fällen mit dem Eingriff sehr zufrieden, die präoperativen Hüftschmerzen sind nach sieben Tagen bereits signifikant gesenkt. Auch die Funktionseinschränkungen nehmen nach 50 Tagen stark ab [46, 49]. Gemäß der Befragung mit einer modifizierten Variante des World Health Organisation Quality of Life Survey (WHOQOL-100) Fragebogens, welcher durch die Abfrage von 100 verschiedenen Begriffen Rückschlüsse über die subjektive Lebensqualität liefert, geben die Patienten nach ca. einem Jahr in den folgenden Punkten die größte Verbesserung an: Schmerzen und Beschwerden, Vitalität und Erschöpfung, Mobilität, tägliche Aktivitäten, Medikamentenabhängigkeit und Transport [50, 51]. Dies zeigt die Bedeutsamkeit dieses Eingriffs. Zusätzlich gibt es Studien, die eine Verbesserung der Muskelkraft und eine Steigerung der Beweglichkeit nachweisen [52, 53].

### 1.5 Testung der Bremsreaktionszeit

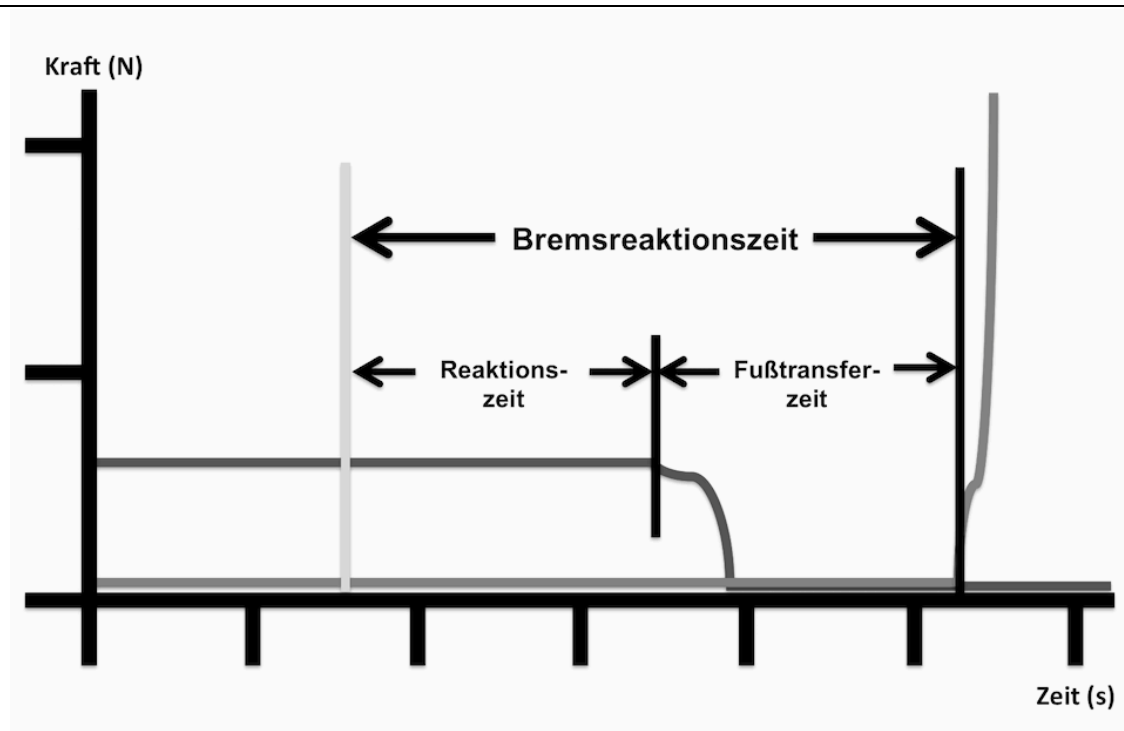
Wissenschaftlich wurde bisher versucht, anhand der Bremsreaktionszeiten, gemessen in einem Bremssimulator, Ratschläge oder Richtlinien für Fahrverbote im Rahmen von orthopädischen Krankheitsbildern zu erteilen bzw. zu erarbeiten.

Bei den vom Bremssimulator ermittelten Werten sind aus Sicht des Verfassers zwei Faktoren ausschlaggebend. Zum einen die Bremsreaktionszeit (Brake response time; BRT) – die Zeit, mit welcher auf ein Signal hin reagiert wird und ein Transfer des rechten Beines vom Gas- auf das Bremspedal erfolgt. Zum anderen die maximale Kraft, mit der das Bremspedal gedrückt werden kann. Sie wird als Bremskraft (Brake force;

## Einleitung

BF) gemessen und in Newton (N) definiert.

Die benötigte BRT ist ein wichtiger Faktor zur Vermeidung von Unfällen. Unterteilt wird sie in eine Reaktionszeit (Reaction time; RT) und eine Fußtransferzeit (Foot transfer time; FTT). Die RT beinhaltet die Aufnahme visueller bzw. akustischer Signale mit anschließender Verarbeitung im zentralen Nervensystem (ZNS) und darauf folgender Einleitung einer motorischen Reaktion. Im Fall des Simulators beginnt die Messung der RT mit dem Aufleuchten des Signals und endet mit einer Reduzierung der aufgewendeten Kraft auf dem Gaspedal. Die FTT gibt die Dauer des Transfers des rechten Fußes vom Gaspedal auf das Bremspedal wider. Sie beginnt mit der Reduzierung der Kraft auf dem Gaspedal und endet mit dem Beginn des Kraftanstiegs auf der Bremse [54]. Abb. 4 zeigt den schematischen Ablauf einer Bremsung innerhalb des Bremssimulators.



**Abbildung 4. Schema des Bremsprozesses: blaue Linie: Gaspedal; rote Linie: Bremspedal; grüne Linie: Gefahrensignal; erste Schwarze Linie: Kraftabnahme auf dem Gaspedal; zweite schwarze Linie: Kraftzunahme auf Bremspedal**

Insbesondere im Bereich der großen orthopädischen Operationen hat die Fragestellung, ob Patienten von orthopädischer Seite aus als fahrtauglich einzustufen sind, in der

## Einleitung

wissenschaftlichen Literatur der letzten Jahre vermehrt Beachtung gefunden [11,12]. Gleichzeitig gibt es eine Reihe von Krankheiten oder orthopädischen Zuständen, in welchen eine konservative Therapie in Form von Krankengymnastik, Medikation und Bandagen verfolgt wird. Auch in diesen Fällen wurde bisher versucht, anhand der Testung eines für das Erkrankungsbild repräsentativen Kollektivs, die Fragestellung allgemeingültig zu beantworten [13].

Als Empfehlung zur Einschätzung der Fahrtauglichkeit zeichnet sich in der wissenschaftlichen Gemeinschaft zunehmend eine Allokation der BRT unter den experimentellen Bedingungen eines Bremssimulators von etwa 600 - 700 ms sowie eine Mindestkraft auf dem Bremspedal von etwa 200 N ab [13, 14, 15, 16]. Gerade im Hinblick der BRT gibt es in der Literatur allerdings eine große Diskrepanz der Werte. So schlug Burckhardt (1985) eine BRT von 1500 ms vor. Dieser hohe Wert kann damit erklärt werden, dass seine Testungen auf Untersuchungen im Straßenverkehr beruhten und nicht in einem Bremssimulator mit erwartetem Ereignis [55]. Zu beachten ist, dass eine im Bremssimulator gemessene BRT auf Grund der Erwartungshaltung generell viel niedriger ausfällt als im realen Straßenverkehr. So ermittelten Hofmann et al. (2014) [56] eine für den in der aktuellen Studie verwendeten Bremssimulator durchgeführte BRT von 600 ms als Grenzwert für ein gesundes Kollektiv. Gemäß der Einteilung nach Green (2000) [54] gehört die in dieser Studie gemessene BRT in die Kategorie der erwarteten Signale, da die Signalquelle bekannt war und vom Probanden erwartet wurde.

Johansson und Rumar (1971) maßen Bremsreaktionszeiten im realen Straßenverkehr bei einem Kollektiv mit einer geringen Erwartungshaltung gegenüber einem Gefahrensignal und erhielten Werte zwischen 300 und 2000 ms, mit einem Median von 660 ms. Diese Werte stiegen bei überraschenden Bremssignalen weiter an [57].

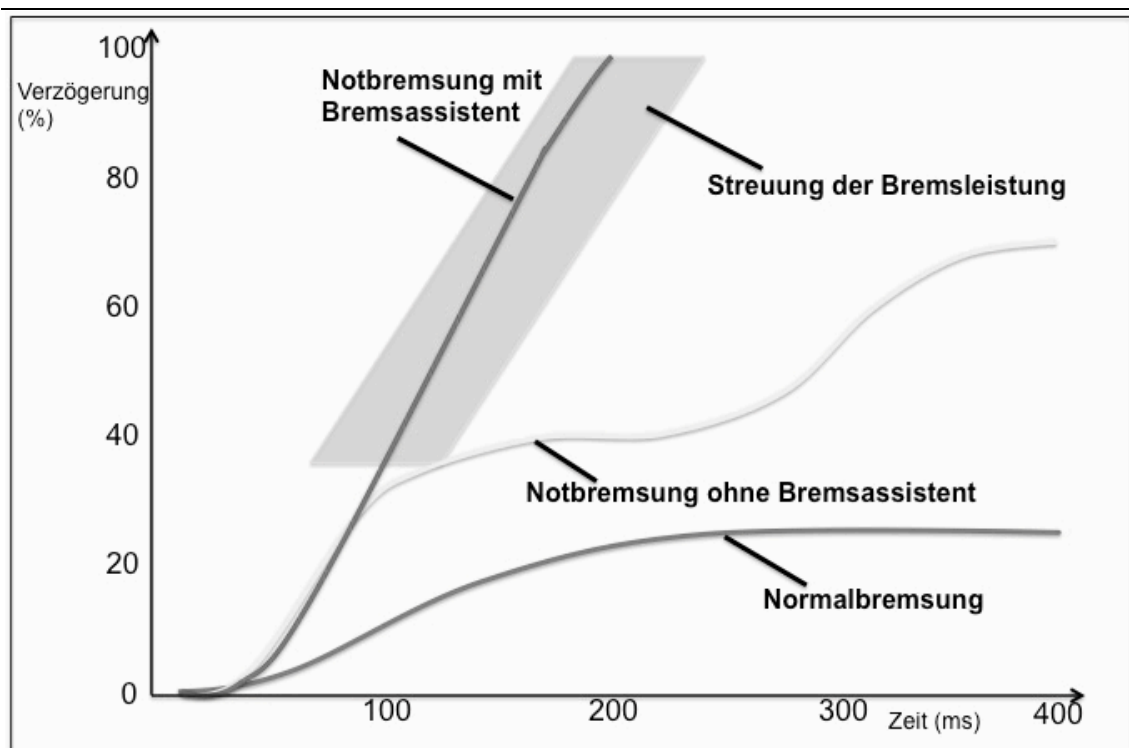
In der aktuellen Studie wird ein Grenzwert von 600 ms zur Einschätzung der Fahrtauglichkeit benutzt. Dieser Wert wurde durch eine Vielzahl von vorangegangenen Studien an demselben Bremssimulator festgelegt [56, 58-60].

Die oben beschriebene Mindestkraft, die auf das Bremspedal wirken muss, spielt in modernen Autos mit Bremsassistenten und Bremskraftverstärkern eine immer geringere Rolle. Diese erkennen anhand der Geschwindigkeit, mit der der Fuß umgesetzt wird, ob

## Einleitung

es sich um eine Gefahrenbremsung hält und erhöhen auch bei geringem Druck die BF (Abb. 5). Nachgewiesenermaßen ist der aufgewendete Bremsdruck in Gefahrensituation schon bei einem gesunden Kontrollkollektiv zu niedrig.

So ist der Grenzwert in dieser Studie auf 100 N gesetzt. Auch dieser Wert wurde speziell an diesem Bremssimulator durch vorangegangene Studien festgelegt [56, 58, 59].



**Abbildung 5. Bremsvorgänge mit und ohne Bremsassistent : Die Y-Achse gibt die Bremsstärke (Verzögerung) in Prozent an  
Quelle: in Anlehnung an Konik [61]**

Abgesehen von den oben genannten Gründen spielen noch weitere Faktoren eine Rolle, z.B. Müdigkeit und Ablenkung durch andere Tätigkeiten [62], Alkohol- oder Drogenkonsum [63], aber auch die in der Bremsleuchte eingesetzten Leuchtmittel. Durch den vermehrten Einsatz von Leuchtdioden konnten die Bremsreaktionszeiten im Vergleich zur Glühbirne im Schnitt um 166 ms verkürzt werden [64]. Weitere Verbesserungen in Form von ergonomisch sinnvoll angeordneten Gas- und Bremspedalen und der gesetzlichen Einführung des Querbalkens als drittes Bremslicht sind zusätzliche Faktoren, welche die benötigte Bremszeit senkten [64-66]. Darüber

## Einleitung

hinaus werden vermehrt sogenannte adaptive Bremslichter eingesetzt. Diese registrieren, ob es sich um eine Notbremsung handelt und reagieren durch ein stärkeres Aufleuchten oder Blinken der Bremslichter [67].

Durch diese technischen Verbesserungen konnten die benötigten Bremsdistanzen stark verkürzt werden. Nichtsdestotrotz ist davon auszugehen, dass bis zu einer Geschwindigkeit von ungefähr 60 km/h, die während des Reaktionsprozesses des Fahrers zurückgelegte Distanz länger ist als jene, die das Auto für die eigentliche Bremsung benötigt [68]. Bei einer Geschwindigkeit von 100 km/h führt eine Verzögerung des Bremsprozesses um 0,2 s zu einem um mehr als 5,5 Meter (m) verlängerten Bremsweg.

Eine weitere Verkürzung der BRT ist vermutlich nur durch eine Verbesserung auf Seiten des Fahrers möglich. Dies könnte in Form von computerassistierten Bremsprogrammen realisiert werden.

Da computerbasierte Bremsprogramme in den Kraftfahrzeugen noch nicht serienmäßig verfügbar sind, sollte der Fahrer bestimmte Faktoren erfüllen, um eine Gefahrenbremsung adäquat durchführen zu können. Dazu gehören ausreichende Vigilanz, Gesichtsfeld, Visus, Beweglichkeit und Aufmerksamkeit. In der Schweiz geht man davon aus, dass in den Jahren 2009 bis 2013 ca. 25 % der Personenschäden im Straßenverkehr auf Unaufmerksamkeit und Ablenkung der PKW-Fahrer zurückzuführen waren. Zusätzlich zeichnete eine mangelhafte Fahrzeugbedienung für weitere 7 % der Unfälle verantwortlich [69].

Für einen großen Teil der Erkrankungen gibt es allgemeine Empfehlungen, ab wann man wieder fahrtauglich ist. Innerhalb dieser Empfehlungen sind starke interindividuelle Streuungen vorhanden und ermöglichen daher keine individuelle Vorhersage über die Ausfallzeit. Die Frage nach einer individuellen Abschätzung ohne Bremssimulator hat in mehreren wissenschaftlichen Arbeiten bereits Beachtung gefunden (siehe 1.6), konnte aber noch nicht allgemeingültig beantwortet werden. Besteht also der Wunsch nach einer individuellen Abklärung der Fahrtauglichkeit, im Sinne der Fähigkeit eine Notbremsung durchzuführen, ist nach wie vor die Testung in einem Bremssimulator erforderlich, welcher zum einen nicht flächendeckend verfügbar ist und es zum anderen zu umständlich und teuer ist, für das gesamte Patientenkollektiv

## Einleitung

eine Testung auf Fahrtauglichkeit in einem eigens dafür bereit gestellten Bremssimulator durchzuführen.

### 1.6 Stand der Forschung

Wie bereits im oberen Abschnitt erwähnt, wurde bisher keine Alternative zum Bremssimulator gefunden, um eine individuelle Leistungsbeurteilung über die Fahrtauglichkeit zu geben. Der Bremssimulator hat sich durch das Messen der nötigen Zeit für eine Vollbremsung als Beurteilungsmerkmal zur Führungseignung durchgesetzt [70-72]. Daher wird auch in dieser Studie der Simulator als Goldstandard angesehen und sämtliche Tests mit den Ergebnissen desselben verglichen.

MacLeod et al. (2013) suchten in einer Vielzahl von bereits veröffentlichten Studien nach den verschiedenen Einschätzungen, ab wann das Fahren wieder als sicher eingestuft werden kann. Dazu durchsuchten sie mehrere textbasierte Datenbanken mit medizinischen Artikeln und fanden schließlich rund 20 Veröffentlichungen, die sich mit der Frage der Fahrtauglichkeit beschäftigen. Dabei zeigten sich sehr unterschiedliche Empfehlungen zur Länge der Fahrpause nach Orthopädischen Eingriffen [8]. So halten Marques et al. (2008) [73] eine 10-tägige Pause nach rechtsseitiger HTEP für sinnvoll. Im Gegensatz dazu empfehlen MacDonald and Owen (1988) [74] eine 8-wöchige Pause nach HTEP, wobei hier darauf zu achten ist, dass die Studie bereits mehr als 27 Jahre alt ist und sich in dieser Zeit die Operationsverfahren verändert haben, mithilfe derer eine frühere Mobilisation ermöglicht werden soll.

Liebensteiner et al. (2010) untersuchten postoperative Veränderungen der BRT nach einseitiger Kniegelenksprothese. Dabei konnte keine signifikante Erhöhung der BRT zwei Wochen postoperativ im Vergleich zu den präoperativen Ergebnissen gefunden werden, weswegen die Autoren eine zweiwöchige Fahrpause als ausreichend ansehen [75]. Jordan et al. (2014) und Hofmann et al. (2014) fanden sowohl bei Hüft- als auch Kniearthrose und -ersatz eine Zunahme der BRT im Vergleich zu einem gesundem Kontrollkollektiv, wobei zu betonen ist, dass bereits präoperativ deutlich erhöhte Werte für die BRT gemessen wurden. Nach der Durchführung des Gelenkersatzes nahm die BRT sechs Wochen postoperativ wieder ab. Auf Grund der Streuung der Ergebnisse der

## Einleitung

Patienten untereinander empfehlen sie aber eine individuelle Abklärung [56, 58].

Schon bei der alleinigen Betrachtung der oben angeführten Studien fällt auf, dass es keine einheitliche Meinung über Fahrpausen nach orthopädischen Eingriffen gibt.

Die englische Fahrbehörde *Driver and Vehicle Licensing Agency* versucht mithilfe einer multifaktoriellen Betrachtung der Fahrer genauere Angaben über die Fahrtauglichkeit zu geben. Dazu werden die folgenden Punkte genutzt: Alter, Art der Operation/Verletzung, Komorbiditäten, Rückstände von Anästhetika und Schmerzen [76]. Doch auch hier entscheidet am Ende der Fahrzeugführer darüber, ab wann er das Fahren wieder als sicher einstuft.

Neben Studien, die eine prä- und postoperative Messung der BRT durchführten und verglichen, existieren auch viele Studien, die sich mit der Korrelation zwischen der gemessenen BRT und einzelnen klinischen Tests oder Fragebögen beschäftigten. In diesen Studien geht es neben der Frage, ab wann das Fahren wieder möglich ist, auch darum, wie durch eine einfache Testung die Fahrtauglichkeit eingeschätzt werden kann. So konnte in eigenen Studien eine Korrelation der BRT mit z.B. der Kellgren-Lawrence Einteilung von Hüft- und Kniegelenksarthrose im Röntgenbild ausgeschlossen werden (Kendall's Tau:  $\tau=0,007$ ; Signifikanzniveau:  $p=0,92$ ) [77].

Egol et al. (2008) beobachteten eine Korrelation zwischen der Bremsdurchwanderungszeit (Brake pedal travelling time; BPTT) und dem Fragebogen Short Musculoskeletal Functional Assessment (SMFA) nach komplexen Traumata der unteren Extremitäten [22], welche jedoch nicht signifikant war (Korrelationskoeffizient:  $r=0,36$ ; Signifikanzwert:  $p=0,07$ ). Die BPTT bezeichnet den Zeitraum vom ersten Kontakt des Fußes mit dem Bremspedal bis zum vollen Durchdrücken der Bremse. Der SMFA ist ein Fragebogen, welcher muskuloskeletale Pathologien abfragt und einteilt. Dieser Test wird sowohl zur Verlaufskontrolle als auch zur besseren Vergleichbarkeit von Patienten benutzt [78].

Des Weiteren fanden Egol et al. (2003) keine Korrelation zwischen der totalen Bremsreaktionszeit (Total brake response time; TBRT) und dem SMFA bei Sprunggelenksfrakturen. ( $r=-0,08-0,12$ ;  $p=0,60-0,83$ ) [23]. Die TBRT endet im Gegensatz zur BRT erst mit dem vollständigem Durchdrücken der Bremse. Sie ist somit die Summe von BRT und BPTT.

Holt et al. (2008) untersuchten die Veränderung TBRT nach und vor Osteotomie des



## Einleitung

ersten Os metatarsale (Großzehengelenksversteifung). Zusätzlich beschrieben sie, dass die Patienten bei einem Step Test, ähnlich wie bei der TBRT, zwei Wochen nach der Operation ein schlechteres Ergebnis aufwiesen als sechs Wochen postoperativ. Beim Step Test müssen die Patienten sitzend innerhalb von 10 Sekunden so oft wie möglich ihren operierten Fuß über eine 5 cm breite und hohe Holzbox bewegen [79]. In dieser Studie wurden keine Korrelationen berechnet.

Außerdem fanden Hau et al. (2000) eine Korrelation zwischen der BRT und einem von ihnen entwickelten Step Test und dem Standing Test bei Probanden nach Kniegelenksarthroskopie (Step Test:  $r=-0,45 - -0,79$ ; Standing Test:  $r=-0,35 - -0,70$ ; jeweils  $p<0,001$ ). Beim Standing Test sollen die Patienten innerhalb von zehn Sekunden so oft wie möglich vollständig aufstehen und sich wieder setzen. Der Step Test lief genau wie bei Holt et al. (2008) ab [80].

Auch Nguyen et al. (2000) fanden eine starke Korrelation zwischen dem Step- und dem Stand Test in Bezug auf die BRT bei Kreuzbandrekonstruktionsoperationen. Dabei erfolgte eine präoperative und jeweils eine 2, 4, 6 und 8 Wochen postoperative Messung. Der Step Test besaß bei allen postoperativen Messungen einen  $p$ -Wert  $<0,001$ . Die höchste Korrelation ( $r=0,786$ ) zur BRT wurde zwei Wochen postoperativ gemessen. Der Standing Test besaß dahingegen eine geringere Korrelation ( $p<0,001-0,011$ ;  $r=-0,398 - -0,540$ ), war aber trotzdem noch signifikant. Die Autoren sehen beide Tests als nützliche klinische Tests, um den Heilungsverlauf zu bewerten und eine Empfehlung über die Fahrtauglichkeit zu geben [81].

Marmon et al. (2013) fanden zwischen der Beeinträchtigung durch erfolgte Kniegelenksprothesenoperation und einem von ihnen entwickelten Step Test eine Korrelation [82]. Die Anzahl der „Steps“ waren direkt nach der Operation niedriger als drei Monate postoperativ ( $p<0,001$ ). Zusätzlich verglichen sie die Anzahl an „Steps“ zwischen einem gesunden Kontrollkollektiv und einem mit erfolgter Kniegelenksarthroplastik. Auch hier konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p<0,001$ ). Dieser Step Test ist dem Treppensteigen nachempfunden und wird in Kapitel 2 genauer erklärt. Beim beschriebenen Versuchsaufbau wurde eine Korrelation des Tests mit der BRT nicht untersucht. Da der Test aber mit den Kniegelenksbeschwerden korrelierte, wäre eine solche Testung durchaus interessant. Die Autoren empfehlen eine Anwendung ihres Tests in Verbindung mit weiteren Tests

## Einleitung

für die untere Extremität, um den Genesungsprozess besser bewerten zu können. Darüber hinaus empfehlen sie Bewegungs-, Kraft- und Selbstwahrnehmung-Tests hinzuzufügen [82].

Auffallend ist, dass es viele Veröffentlichungen mit einem bzw. zwei Tests gibt, welche mit der BRT des Bremssimulators korrelierten. Obwohl viele dieser Autoren weitere Faktoren für die Bewertung der Fahrtauglichkeit als sinnvoll erachten, fehlt eine Studie in diese Richtung bis heute. So wäre es denkbar, durch eine Kombination von klinischen Tests und Fragebögen eine genaue Bewertung über die Fahrtauglichkeit zu geben und in Zukunft so auf einen Bremssimulator verzichten zu können. Dazu müsste neben einer Korrelation der Tests auch eine abschließende Empfehlung zur Deutung der Ergebnisse erstellt werden.

### 1.7 Fragestellung

In den letzten Jahren sind die Zahl der Patienten mit Hüftarthrosen und die Zahl der eingesetzten HTEP's kontinuierlich angestiegen. Diese werden auf Grund des demographischen Wandels wohl auch in Zukunft weiter steigen. In Großbritannien geht man von einem Anstieg der Zahl der Hüftprothesen um bis zu 40 % in den nächsten elf Jahren aus [83]. Auch die Zahl der zugelassenen Autos steigt immer weiter an [2]. Rund 88 % aller dienstlichen Strecken werden durch den motorisierten Individualverkehr (MIV) zurückgelegt [2]. Patienten stellen vor orthopädischen Eingriffen sehr häufig die Frage, ab wann sie wieder fahrtüchtig sind. Sowohl Gesetzgeber, als auch Ärzte besitzen hierfür keine klaren Leitlinien oder anerkannte Tests. Somit müssen Patienten oder Ärzte diese Entscheidung ohne wissenschaftliche Expertise treffen. Dies führt dazu, dass Fahrpausen mitunter zu lang oder zu kurz ausfallen. Deswegen steht schon seit längerem die Überlegung im Raum, Patienten durch die Testung in einem Bremssimulator zu bewerten und hierüber Rückschlüsse auf die Fahrtauglichkeit zu ziehen. So könnten sie in einer ruhigen Umgebung wieder Schritt für Schritt an den Straßenverkehr gewöhnt und schnellstmöglich eingegliedert werden. Mit Blick auf die Zahl von ca. 200 000 implantierten Hüftprothesen jährlich in Deutschland [42] wird aber deutlich, dass es sowohl wirtschaftlich, als auch zeitlich nicht möglich ist, alle

## Einleitung

Patienten, die von solch einer Testung profitieren würden, zu testen.

Deshalb stellt sich die Frage, wie das momentane Problem anderweitig gelöst werden kann. Naheliegend wäre eine klare Richtlinie, die vorgibt, wie lange Betroffene nicht fahren dürfen. Da es hierbei zu einer Festlegung der Ausfallzeit anhand eines Mittelwerts käme, könnten allerdings für den Einzelnen zu lange oder zu kurze Ausfallzeiten nicht ausgeschlossen werden, da eine individuelle Bewertung fehlen würde, die bei stark variierenden Heilungszeiten nötig wäre. Abbas et al. (2011) stellten in einer Studie fest, dass die Zeit bis zur Wiederaufnahme des Fahrens nach einer Hüftgelenksimplantation individuell sehr stark variierte und kamen zu dem Schluss, dass eine individuelle Abschätzung von Nöten ist [84]. Darüber hinaus konnte in vorangegangenen Untersuchungen dieser Studie kein Zusammenhang zwischen der Bremsfähigkeit und der röntgenologischen Ausprägung der Hüftarthrose gezeigt werden [26].

Die Studie soll folgende Frage klären:

Gibt es, abgesehen vom Bremssimulator, eine effektive und gleichzeitig aussagekräftige Testung, die Rückschlüsse auf die Fahrtauglichkeit eines Patienten zulässt? In dieser Studie wird der Bremssimulator als Goldstandard festgelegt und eine Korrelationstestung mit einer Reihe von klinischen Tests und anamnestischen Informationen der Probanden durchgeführt. Sollten diese Tests signifikant mit den gemessenen Bremszeiten des Simulators korrelieren, könnte man in Zukunft, ohne großen technischen und finanziellen Aufwand, individuelle Aussagen über die Fahrtauglichkeit machen.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign**

Die durchgeführte Studie ist eine prospektive Kohortenstudie, welche im Zeitraum Oktober 2014 bis April 2015 an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen durchgeführt wurde. Sie besteht aus einer einzeitigen Testung von Patienten, die sich vor einer endoprothetischen Versorgung oder zur Nachsorge von HTEP-Implantationen in der orthopädischen Sprechstunde vorstellten. Die Dauer jeder individuellen Messung betrug ungefähr eine Stunde pro Patient und wurde an freiwilligen Probanden durchgeführt (s.u.). In einer Pilotstudie an 10 freiwilligen Probanden wurde die nötige Patientenzahl durch das Institut für Biometrie und Statistik ermittelt. Bei dieser Pilotstudie bestand das Kollektiv aus Patienten mit Kniearthrose bzw. Knie-TEP's, der Versuchsaufbau blieb allerdings unverändert.

Die Studie erhielt die volle Genehmigung durch die Ethikkommission der Universität Tübingen (503/2014BO2).

Zur Absicherung der studienbedingten Risiken wurde über die ECCLESIA mildenberger HOSPITAL GmbH eine spezielle Probandenversicherung abgeschlossen. Diese beinhaltete eine Versicherung für Stürze beim Ausführen der klinischen Testungen sowie eine Versicherung für die Verletzungsrisiken in der Fahrerkabine. Die Ersatzleistungen betragen gemäß der Allgemeinen Unfallversicherungs-Bedingungen (AUB 2008) sowie der Zusatzbedingungen für die Gruppen-Unfallversicherung (ZB Gruppen-UV) bei Tod 50 000,00 € und bei Invalidität 100 000,00 €. Zusätzlich wurde die Studie bei Clinical Trials unter der Nummer 503/2014BO2 angemeldet.

### **2.2 Studienteilnehmer**

Für die Studie wurden insgesamt 100 Probanden rekrutiert. Das gesamte Kollektiv wurde in vier Untergruppen geteilt. Patienten mit HTP oder mit Arthrose, jeweils im rechten oder linken Hüftgelenk.

Die Probanden wurden während der Sprechstunde in der Orthopädischen Ambulanz

## Material und Methoden

bzw. vor den geplanten HTEP-Operationen von dem untersuchenden Arzt und Doktoranden über die Durchführung der Studie informiert und aufgeklärt. Die Aufklärung bezüglich Ablauf und Risiken verlief mündlich und mithilfe eines schriftlichen Studienbogens, in welchem alle relevanten Informationen dargelegt wurden. Danach wurde die Bereitschaft zur freiwilligen Teilnahme an der Studie erfragt. Bei einer erfolgten Zustimmung wurde der Studienbogen gelesen und zusätzlich zu einem Datenschutzbogen unterschrieben. Sämtliche erhobene Patientendaten wurden durch eine Studiennummer pseudonymisiert und verschlossen aufbewahrt. Dabei wurde der nötige Zuordnungsbogen separat von den Studienbögen gelagert.

Bevor die eigentliche Testung begann, wurde ein Screeningbogen ausgefüllt, der die nötigen Ein- und Ausschlusskriterien abfragte. Diese Kriterien sind in der folgenden Tabelle (Tab.) 1 aufgelistet:

**Tabelle 1. Ein- und Ausschlusskriterien zur Studienteilnahme**

<b>Einschlusskriterien</b>	<b>Ausschlusskriterien</b>
Die untere Altersgrenze beträgt Volljährigkeit (vollendetes 18. Lebensjahr)	Weniger als 6 Monate zurückliegender Herzinfarkt
Die obere Altersgrenze wird festgelegt mit dem vollendeten 85. Lebensjahr	Operationszeitpunkt der Hüftgelenksendoprothese weniger als 5 Wochen zurückliegend
Selbstständiges Gehen mit oder ohne Unterarmgehstützen	Fehlende altersentsprechende kardiopulmonale Belastbarkeit (NYHA <sup>o</sup> 3/4-Stadium für Herzinsuffizienz)
Besitz einer gültigen Fahrerlaubnis	Weniger als 6 Monate zurückliegender Schlaganfall
Patienten beiderlei Geschlechts werden eingeschlossen	Angewiesen sein auf einen Rollator

## Material und Methoden

Arthrose im Hüftgelenk oder Zustand nach (Z.n.) HTEP-Einbau	Fehlende Einwilligungsfähigkeit
	Peripheres sensomotorisches Defizit mit Kraftgraden in einer Muskelgruppe <3/5 BMRC*
	FrISChe Frakturen im Bereich der Wirbelsäule oder der unteren Extremität
	Systemische oder metastasierte Tumorerkrankung

<sup>o</sup>NYHA= New York Heart Association; \*BMRC= British Medical Research Council

Mit dem Erfüllen aller Einschlusskriterien und dem schriftlichem Einverständnis zur Studienteilnahme wurden die Patienten von dem betreuenden Doktoranden zu dem Versuchsaufbau geleitet. Dieser befand sich zum einem in der Hochschulambulanz der Orthopädie der CRONA-Kliniken, hier wurden die klinischen Tests durchgeführt und zum anderem im Bereich der Physiotherapieabteilung der CRONA-Kliniken, hier stand der Bremssimulator.

Im Rahmen des Aufnahmegesprächs wurden zusätzlich demographische Daten gesammelt, die mit den vorliegenden Arztbriefen abgeglichen und ggf. ergänzt wurden. Dabei wurden die folgenden allgemeinen Patientenparameter erhoben: Alter, Größe, Geschlecht, Gewicht, Raucher, Zeitpunkt des Erwerbs der Fahrerlaubnis, jährliche gefahrene Kilometerzahl und wöchentliche sportliche Aktivität, angegeben in Stunden. Des Weiteren wurden Begleiterkrankungen in Form von Diabetes mellitus und peripheren arteriellen Verschlusskrankheiten (pAVK) abgefragt und das Vorhandensein von anderen Pathologien an Wirbelsäule, Hüfte, Knie, Sprunggelenk und Fuß erfragt. Diese Variablen wurden bei Patienten mit sonst unerklärlich auffallenden Ergebnissen herangezogen, um diese zu erklären.

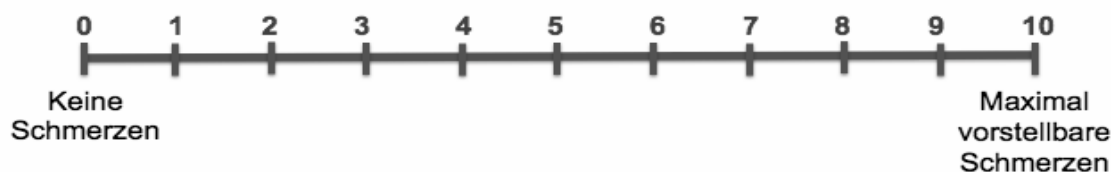
Zusätzlich wurde nach den aktuellen Schmerzen in Ruhe und Belastung gefragt. Hierzu wurde anhand der Numerischen Rating-Skala (Numeric rating scale; NRS) der Schmerz

## Material und Methoden

der Probanden durch eine Schmerzskala erfasst. Die Probanden wurden gebeten, ihre aktuellen Schmerzen zum einem in Ruhephasen und zum anderem in Belastungsphasen auf der Skala (siehe Abb. 6) einzustellen. Die erhaltenen Werte wurden in die in Tab. 2 sichtbaren Schmerzausprägungen eingeteilt [85, 86].

**Tabelle 2. NRS und Schmerzausprägung [85, 86]**

<b>NRS</b>	<b>Schmerzausprägung</b>
0	Keine Schmerzen
1 – 3	schwache Schmerzen
4 – 6	mäßige Schmerzen
7 – 10	heftige Schmerzen



**Abbildung 6. Beispielhafte Abbildung einer Numerischen Rating Skala**

Als letzten Punkt der Befragung wurden die Probanden gebeten, einen Hüftfragebogen auszufüllen. Dabei wurde der Hip dysfunction and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS) genutzt [87]. Hierbei handelt es sich um einen international angewandten, standardisierten Fragebogen zur Beurteilung von Hüftproblemen mit oder ohne OA. Er ist frei verfügbar und für wissenschaftliche Zwecke kostenlos nutzbar. Dieser Fragebogen zielt darauf ab, anhand von 30 Fragen ein möglichst genaues Bild über sämtliche Hüftbeschwerden zu geben. Dabei erfolgt eine Aufteilung in sechs Kategorien:

Symptome, Steifigkeit, Schmerzen, Funktion im täglichen Leben, Sport und Freizeit und Lebensqualität.

Der Fragebogen ist gut verständlich und er kann in weniger als zehn Minuten selbstständig beantwortet werden.

## Material und Methoden

Zu jeder Frage gibt es fünf Antwortmöglichkeiten, für die Punkte (0 = keine Beschwerden, 1 = wenig Beschwerden, 2 = einige Beschwerden, 3 = große Beschwerden, 4 = sehr große Beschwerden) vergeben werden.

Für jede Kategorie wird einzeln ein Score berechnet (z.B. HOOS Schmerzen = *arithmetisches Mittel (Frage Schmerzen 1-10) x 100/4*. Es ergibt sich jeweils eine Punktzahl von 0 (sehr große Beschwerden) bis 100 (keine Beschwerden). Am Ende steht ein patientenbezogenes Beschwerdeprofil über die fünf verschiedenen Dimensionen (Fragebogen im Anhang) [87, 88].

Während sich die Probanden im Arztgespräch befanden, wurden etwaig vorhandene Röntgenbilder von zwei verschiedenen Ärzten ausgewertet. Dabei wurde die Einteilung nach Kellgren- Lawrence angewandt. Diese Skala teilt – wie schon oben beschrieben – osteoarthrotische Veränderungen anhand von Röntgenbildern in ein Klassifizierungssystem ein [18, 19]. Dabei wird das Ausmaß der Arthrose anhand einer Gradierung von 0-4 gegliedert, bei der 0 als Normalbefund definiert ist und 4 die maximale Ausprägung darstellt. In der Literatur wird üblicherweise ab einem Stadium von 2 und höher von OA gesprochen [20]. In Tab.3 werden die Definitionen für die verschiedenen Gradausprägungen erläutert, für beispielhafte Röntgenbilder siehe Abb. 2.

**Tabelle 3. KL Grad und röntgenologischer Nachweis [18]**

<b>Grad</b>	<b>Röntgenologischer Nachweis</b>
0	keine radiologischen Arthrosezeichen
1	fragliche Osteophyten und Gelenkspaltverschmälerung
2	sicherer Nachweis von Osteophyten, mögliche Gelenkspaltverschmälerung
3	multiple mittelgradige Osteophyten, beginnende subchondrale Sklerosierung und mäßige Gelenkspaltverschmälerung
4	große Osteophyten mit erheblicher Gelenkspaltverschmälerung, ausgeprägte subchondrale Sklerosierung und Deformitäten der Knochenenden



### 2.3 Aufbau des Bremssimulators

Um eine möglichst genaue BRT zu ermitteln, kam bei diesem Versuchsaufbau eine realitätstreue Fahrgastkabine zum Einsatz (siehe Abb. 7). Diese wurde durch den zusätzlichen Einbau von Technik zu einem Bremssimulator umfunktioniert. Durch diesen Versuchsaufbau sollten viele Störfaktoren vermieden werden und somit möglichst genaue Ergebnisse erzielt werden. Bei dem Bremssimulator handelt es sich um einen modifizierten Volkswagen Polo. Sämtliche für den Versuchsaufbau nötige Teile des Autos blieben im Originalen. Somit war der Fußraum komplett unverändert und spiegelte den natürlichen Bewegungsspielraum der Beine während des Fahrens wider (siehe Abb. 9).

Zur leichteren Beweglichkeit und Handhabung des Simulators wurden vier Rollen an der Unterseite angebracht und sowohl Heck als auch Motorblock entfernt.



**Abbildung 7. Aufbau des Bremssimulators**

Der Fahrersitz konnte in der Entfernung zum Lenkrad und den Pedalen frei von jedem Probanden verstellt werden. Wie in Abb. 8 sichtbar, wurde auf der Motorhaube eine Warnsignallampe angebracht. Diese wurde bei jeder Testung an der gleichen Stelle positioniert und war für die Probanden gut sichtbar.



**Abbildung 8. Warnsignallampe (weißer Pfeil)**

---

Die gesamte für die Testung nötige Elektronik wurde im Fußraum des Beifahrersitzes verstaut. Dies ermöglichte es, die Türen und Fenster des Autos während der Messung geschlossen zu halten, um Störgeräusche zu minimieren. Die einzig wesentliche Änderung des Autos bestand in der Modifizierung des Gas- und Bremspedals, um sowohl BRT, als auch BF aufzuzeichnen. Hierfür wurden eine Kraftmessplatte auf dem Gaspedal und ein Kraftsensor hinter dem Bremspedal angebracht.

Nachdem die Probanden zum Bremssimulator geleitet wurden, wurden sie zunächst mit dem Simulator vertraut gemacht und nach einer mündlichen Einweisung gebeten, auf dem Fahrersitz Platz zu nehmen und eine für sie bequeme Sitzposition einzunehmen. Nach dem Anlegen des Gurtes und dem Schließen der Fahrertüre wurden drei Probemessungen durchgeführt. Die Probanden wurden angehalten, zum Start jeder Messung einen konstanten Druck auf das Gaspedal ausüben. Dies spiegelte eine normale Fahrsituation wider. Zusätzlich wurden sie instruiert, die Warnsignalleuchte zu beobachten, da diese innerhalb eines wechselnden Zeitintervalls von zehn Sekunden aufleuchtete. Die Warnsignalleuchte wurde manuell vom Versuchsleiter durch einen Schalter außerhalb der Fahrgastzelle ausgelöst und sollte eine Notsituation, die mit einer Vollbremsung erwidert wird, nachstellen.

## Material und Methoden

Folglich bewegten die Probanden nach der Erfassung des Signals schnellstmöglich ihren Fuß vom Gaspedal auf die Bremse. Auf Grund der Ausstattung der Pedale mit Sensoren war es für die verbundene Computersoftware möglich, den Bremsvorgang in Form eines Diagramms aufzuzeichnen (siehe Abb. 10). Dabei begann die Zeitmessung mit dem Lichtsignal, wobei zusätzlich die Kraftabnahme am Gaspedal erfasst wurde. Die Zeit, die zwischen dem Aufleuchten des Signals und der Minderung des Drucks auf das Gaspedal vergeht, wird als RT definiert. Sie stellt eben jene Zeit dar, die benötigt wird, um auf das visuelle Signal mit einem motorischen Impuls zu reagieren. Die darauffolgende Zeit, die zum Transfer des Fußes vom Gaspedal zum Bremspedal benötigt wird, wird als Fußtransferzeit (FTT) bezeichnet. Die Summe beider Zeiten ergibt die BRT.

In verschiedenen Publikationen werden unterschiedliche Meinungen über die Definition der „Movement time“ (MT) vertreten. Sie beginnt einheitlich mit der Abnahme der Kraft auf dem Gaspedal. Der Endpunkt reicht jedoch vom Beginn der Kraftmessung [75, 89] über eine Mindestkraft von 100 N [90], [74] bis zu einer Kraft von 200 N [80, 91], die aufgebracht werden muss, um den Endpunkt des Bremsvorganges widerzuspiegeln. Da dies beim Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien auf Grund der unterschiedlichen Endzeiten zu Unstimmigkeiten führen kann, wurde in dieser Studie die FTT gemessen.

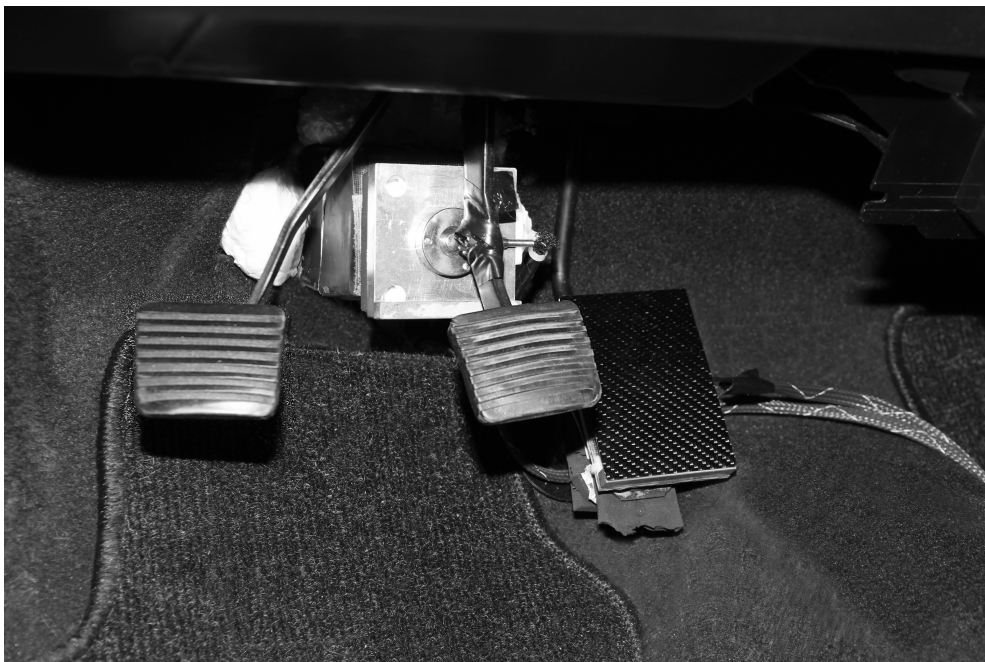
Moderne Autos verfügen über Bremsassistenten, die wahrnehmen, mit welcher Geschwindigkeit das Gaspedal losgelassen bzw. die Bremse gedrückt wird und dadurch die BF auch bei geringer Kraft verstärken. Aus diesem Grund gilt in diesem Versuchsaufbau der Beginn der Kraftmessung als Endpunkt des Bremsablaufs.

### 2.4 Messtechnik

Damit die oben beschriebenen Parameter in Form von RT, FTT und BRT erfasst werden konnten, wurde das Auto mit einem System bestehend aus Kraftmessern, Verstärkerelektronik, USB Scope und einem Laptop ausgestattet.

## Material und Methoden

Die an den Pedalen angebrachten Kraftmesser wandelten die durch die Fußbewegungen aufgenommene mechanische Kraft in ein elektronisches Signal um. Die verwendeten Kraftmesser stammen von der Firma Megatron Elektronik GmbH & Co. KG. Die genutzten Sensoren (Serie KMB31) zeichnen sich vor allem durch ihre geringe Größe aus, was die Anbringung eines Sensors unter dem Bremspedal ermöglichte. Somit konnte die Ergonomie der Bremse erhalten werden, was wiederum zu einer zuverlässigeren Messung beitrug. Um diese Fixierung zu ermöglichen, wurde ein Teil der Innenauskleidung hinter der Bremse entfernt und die Kraftmessdose auf einem zuvor durch Bauschaum befestigten Hartgummiblock angebracht. Diese Befestigungsmethode verhinderte ein Nachgeben des Pedals und ermöglichte somit eine möglichst genaue Kraftmessung, da kein Kraftverlust entstehen konnte. Außerdem verhinderte sie, dass beim durch das schnelle Umsetzen bedingte, dezentrale Treffen der Bremse, Kräfte am Sensor vorbeigeleitet würden. Auf diesen Aufbau konnte beim Gaspedal verzichtet werden, da hier weder eine Kraftmessung noch ein schnelles Umsetzen nötig war. Stattdessen wurde der Sensor auf einer am Gaspedal befestigten Platte fixiert. Das noch vorhandene Kupplungspedal blieb unbenutzt (siehe Abb. 9).



**Abbildung 9. Fußraum mit Pedalanordnung: (von links nach rechts) Kupplung, Bremspedal, Gaspedal**

---

## Material und Methoden

Beide Kraftmessdosen besaßen ein Ausgangssignal von 2 Millivolt/Volt (mV/V) und eine Nennlast von 0,4 Kilonewton (kN) für das Gaspedal und von 2 kN für das Bremspedal. Auf Grund des schnellen Umsetzens des Fußes und den demzufolge stärker wirkenden Kräften wurde der Messbereich des Bremssensors auf 2 kN gesetzt.

Das durch die Sensoren erhaltene elektrische Signal wurde vor der weiteren Verarbeitung durch eine Verstärkerelektronik geleitet. Danach konnten die Daten in ein Scope (Meilhaus MEphisto™ Scope UM202) gesendet werden. Dieses Bauteil hatte mehrere Funktionen. Es diente als Oszilloskop, Spektrum-Analysator, Voltmeter und Datenlogger. Zur Messung der BRT war jedoch nur der Analog-Oszilloskop Modus von Bedeutung. Laut Hersteller misst er Spannungen mit einer Grundgenauigkeit von 0,1 % und Zeiten mit 100 parts per million (Teile pro Million; ppm). Die Aufgabe des Oszilloskops bestand darin, das einkommende elektrische Signal und dessen zeitlichen Verlauf auf einem Bildschirm sichtbar zu machen. Der Scope war wiederum mit einem Laptop verbunden, der den Bremsvorgang grafisch und die ermittelten Daten tabellarisch darstellen konnte. Die bereits beschriebene Gefahrensignalleuchte war ebenfalls mit dem USB-Scope verbunden und wurde durch den bereits erwähnten Taster außerhalb der Fahrgastzelle aktiviert.

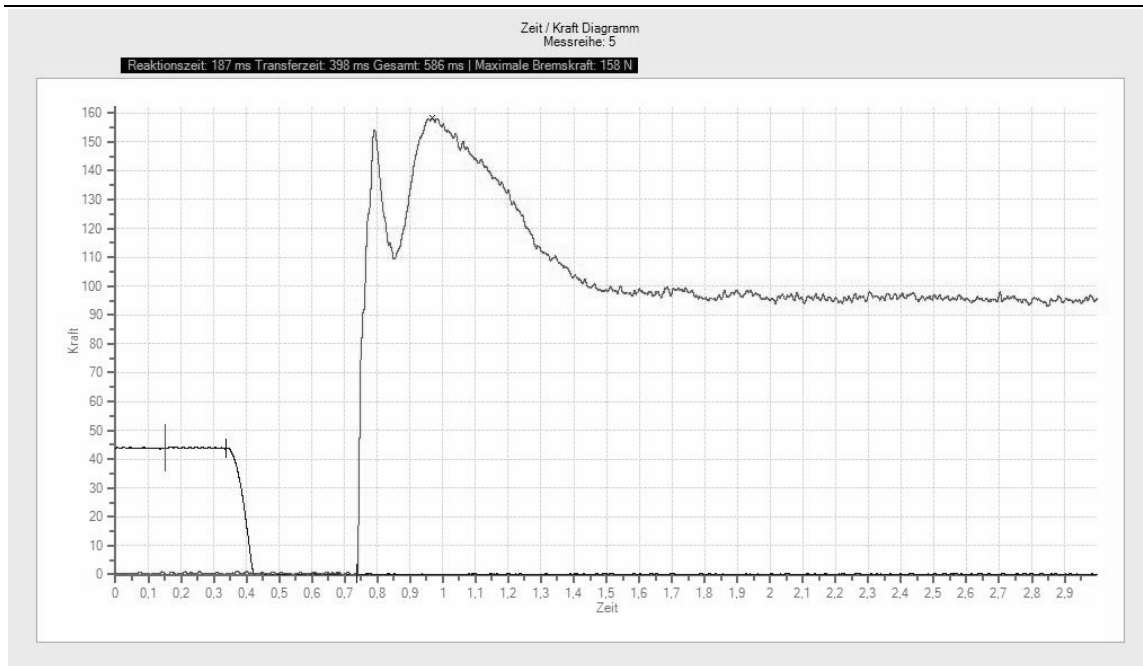
### 2.5 Messprogramm

Alle erhobenen Daten wurden anschließend über ein USB-Kabel auf einen Laptop (Fujitsu-Siemens Lifebook T4220) übertragen. Dieser war mit einer vom Ingenieurbüro Sawatzki speziell entwickelten Software („Force and Brake Response Measurement“; FBRM) ausgestattet. Mithilfe dieses Programms sollte eine stabile, einfach zu bedienende Oberfläche geschaffen werden, die alle erfassten Daten digital und grafisch darstellt. Dadurch ist es möglich, sich von jeder Messung die Kraft- und Zeitwerte, sowie die Reaktions- und Transferzeiten grafisch und tabellarisch in einer Excel Tabelle anzeigen zu lassen.

Vor jeder Messung wurden die nötigen Patientendaten in das Programm eingegeben, um die Ergebnisse später dem jeweiligen Probanden zuordnen zu können. Diese Daten umfassten Name und Geburtsdatum der Patienten, die betroffene Körperhälfte und ob es sich um eine prä- bzw. postoperative Messung handelte.

## Material und Methoden

Nach jedem Bremsversuch erstellte die Software eine Grafik in Form eines Zeit/Kraft Diagramms, wodurch es möglich war, die von der Software automatisch gesetzten Vektoren zu kontrollieren und ggf. anzugleichen. Außerdem konnten Fehlmessungen direkt detektiert und ausgeschlossen werden (siehe Abb. 10).



**Abbildung 10. Bremsdiagramm: blaue Linie Gaspedal, rote Linie Bremspedal; Y-Achse Kraft (N) und X-Achse Zeit (ms); schwarzer Kasten: absolute RT, FTT, BRT, BF**

Das Diagramm in Abb. 10 zeigt zum einem die benötigte Bremszeit in Sekunden auf der Abszisse und die aufgebrauchte Kraft in Newton auf der Ordinate. Die blaue Linie drückt die auf das Gaspedal wirkende Kraft aus. Das Gefahrensignal wird durch den vertikalen grünen Strich dargestellt. Der kurz darauf folgende schwarze Strich zeigt den Beginn der Kraftabnahme vom Gaspedal. Wie schon oben beschrieben, ist dies die RT. Der nächste vertikale Strich gibt den Zeitpunkt der Kraftzunahme auf dem Bremspedal an. Die zwischen den beiden Zeitpunkten verstrichene Zeit ist die FTT. Die rote Linie stellt die Kraft dar, die auf das Bremspedal wirkt. Die am stärksten auf die Bremse wirkende Kraft wird durch einen Stern hervorgehoben. Oberhalb des Diagramms stehen, in einer schwarzen Box zusammengefasst, die ermittelte Reaktions-, Transfer- und Gesamtzeit sowie die maximale BF. Zusätzlich wird über dem Diagramm angezeigt, um die wievielte Messung es sich handelt.

## Material und Methoden

Das Programm speicherte jede gewünschte Messung. Nach zehn gültigen Bremsversuchen wurden die Diagramme und eine Excel Tabelle mit sämtlichen Bremsparametern exportiert. Dabei wurden die Diagramme in den entsprechenden Patientenordnern als JPEG-Datei und die Daten in einer Excel-Datei gespeichert.

Vor jedem Probanden erfolgte eine Systemkalibrierung, bei der darauf geachtet wurde, dass alle Sensoren entlastet waren. Das Programm erkannte dabei eine Abweichung von mehr als 1 % und speicherte, wenn nötig, die neuen Werte automatisch.

### 2.6 Klinische Testung

Nach dem Erheben des Goldstandards durch den Bremssimulator führten die Probanden die im Folgenden beschriebenen klinischen Tests durch. Diese spiegeln auf einfache Weise wichtige für eine Bremsung nötige Faktoren wider. Um die beiden wichtigsten Voraussetzungen für eine adäquate Bremsung nachzustellen, wurden sowohl Reaktions- als auch Bewegungstests durchgeführt.

Die zwei folgenden Tests dienten zur Erhebung der RT:

#### **Falltest mit dem Lineal:**

Die Probanden wurden gebeten, Daumen und Zeigefinger in Oppositionsstellung zu bringen, jedoch noch etwas Freiraum zwischen den jeweiligen Fingerspitzen zu behalten. Zwischen die Finger wurde senkrecht von oben das untere Ende eines vertikal gehaltenen 50 cm langen Lineals gebracht. Nach einem spontanen Zeitintervall wurde dieses vom Versuchsleiter fallengelassen, sodass es der Schwerkraft entsprechend frei in Richtung Boden fiel. Die Probanden sollten hierauf möglichst schnell versuchen, das Lineal festzuhalten. Die Bewegungszeit der Finger war bei diesem Aufbau vernachlässigbar, sodass die mentale Verarbeitungszeit aus der Fallhöhe in cm nach folgender Formel berechnet werden konnte:

$$t = \sqrt{(2s/g)}$$

(t = Zeit, s = Wegstrecke in Meter, g = Erdbeschleunigung = 9,81 m/s<sup>2</sup>)

## Material und Methoden

Dieses Experiment wurde zunächst einmal zur Probe und anschließend fünfmal zur Messung durchgeführt. Aus den fünf Messungen wurde der Median gebildet.



**Abbildung 11. Falltest mit dem Lineal**

---

### **Reaktionstest auf einem Tablet mittels Ampel Application (App):**

Die Probanden wurden gebeten, beide Hände neben ein sich vor ihnen befindendes Tablet zu legen. Auf dem Tablet war ein Programm (Pedal to the Metal, Corina Bonanno) installiert, welches im oberen Abschnitt eine gut sichtbare Ampel und im unterem Abschnitt ein Auto einspielte. Die Ampel stand zu Beginn der Messung auf grün und die Probanden wurden instruiert, auf den Bildschirm zu tippen, sobald das Licht vom grünen auf das rote Signal wechselt. Damit beendeten sie die mit dem Wechseln des Signals beginnende Zeitmessung. Dieses Experiment wurde ebenfalls einmal zur Probe und fünfmal zur Messung durchgeführt. Hier wurde der Mittelwert aus den fünf Messungen gebildet.



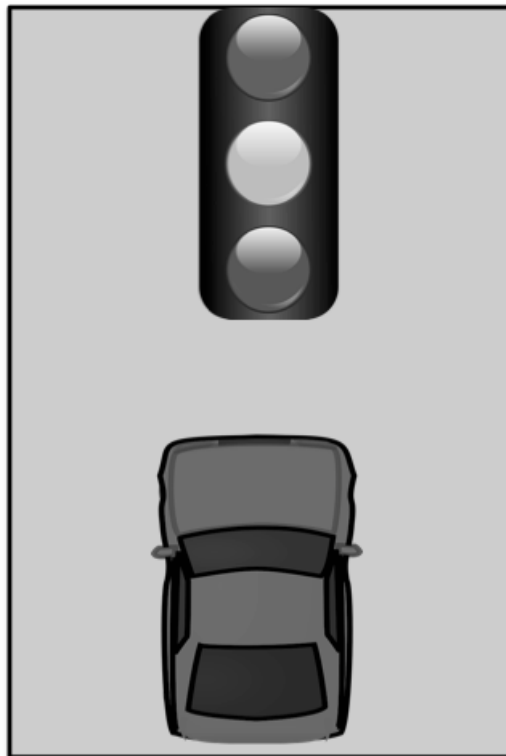


Abbildung 12. Schematischer Aufbau der Reaktionstestung mittels Ampel App

---

Zur Abschätzung der Transferzeit wurden die folgenden Bewegungstests durchgeführt:

### **Timed up and go Test:**

Die Patienten wurden gebeten, auf einem Stuhl mit Armlehnen (Sitzhöhe ca. 46 cm) Platz zu nehmen. Sie durften ggf. ein Hilfsmittel (z.B. Stock) benutzen. Die Arme lagen locker auf den Armstützen und der Rücken lag an der Rücklehne des Stuhles an. Der Untersucher leistete keine Hilfestellung zum Erreichen dieser Sitzposition. Auf Aufforderung sollten sich die Probanden ohne fremde Hilfe erheben, eine Strecke von drei Meter mit möglichst normalem Gangbild gehen (eine Markierung in Form einer Linie war auf dem Boden angebracht), umkehren, zurück zum Stuhl gehen und sich wieder setzen. Mit der Aufforderung des Erhebens begann eine Zeitmessung, die stoppte, sobald die Probanden die angegebene Strecke zurückgelegt und wieder Platz genommen hatten.

Die beim Timed up and go Test (TUAG) gemessene Zeit wurde notiert und innerhalb der statistischen Auswertung mit der BRT korreliert. Die herkömmliche Interpretation des Tests, die in diesem Versuchsaufbau jedoch keine Anwendung fand, lautet wie

## Material und Methoden

folgt:

TUAG	unter 10 Sekunden:	Alltagsmobilität uneingeschränkt
	11-19 Sekunden:	geringe Mobilitätseinschränkung, in der Regel noch ohne Alltagsrelevanz
	20-29 Sekunden:	abklärungsbedürftige, funktionell relevante Mobilitätseinschränkung
	über 30 Sekunden:	ausgeprägte Mobilitätseinschränkung

Bei diesem Test wurde die Zeit auf die Sekunde genau gemessen. Es wurde separat erfasst, ob die Patienten eine Gehhilfe benutzten.

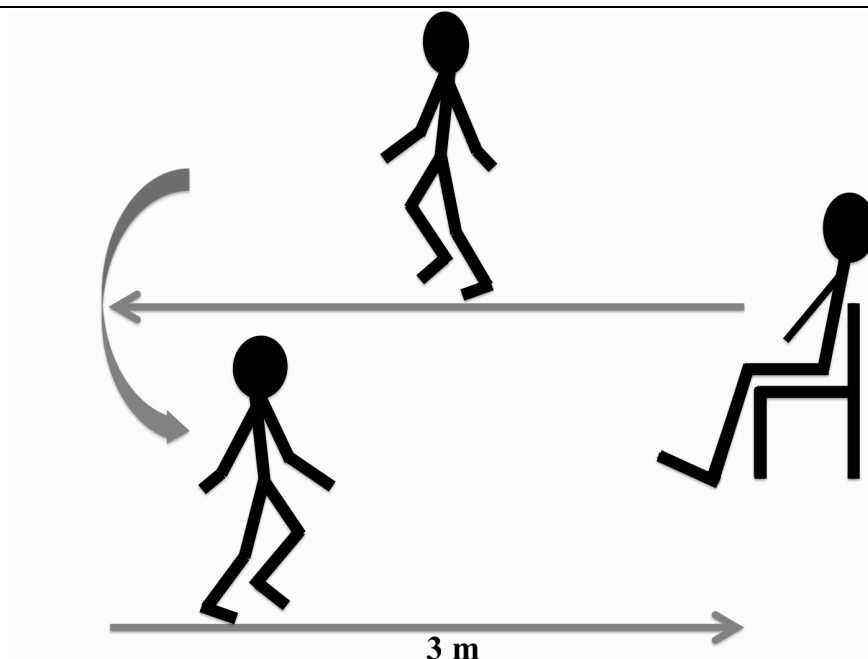


Abbildung 13. Schematischer Aufbau des Timed up and go Test

### **Step Test nach Hau [80]**

Die Probanden befanden sich in sitzender Position auf einem Stuhl mit beiden Füßen etwas mehr als schulterbreit auseinander flach auf dem Boden stehend. Dabei befanden sich Hüfte und Knie im 90 Grad Winkel zueinander. Medial des rechten Fußes befand sich ein Holzquader mit 5 cm Kantenlänge in Höhe und Breite. Die Probanden wurden angehalten, ihren Fuß anzuheben, ihn über den Holzblock zu transferieren und flach auf der anderen Seite des Holzblockes abzusetzen. Im zweiten Durchgang wurde die

## Material und Methoden

gleiche Bewegung von medial nach lateral durchgeführt. Die Stratifizierung erfolgte über die Anzahl der erfolgreich durchgeführten Manöver in einem Zeitfenster von 10 Sekunden. Der Test sollte die Bewegung des Fußes während einer Notbremsung nachempfinden.



**Abbildung. 14 Step Test nach Hau**

---

### **Single-Step Test nach Marmon [82]:**

Für diesen Test wurden die Probanden gebeten, auf einem 15 cm hohen Hocker zu stehen. Das linke Bein war in diesem Fall mittels einer einfachen Knieimmobilisierenden Schiene (Typ Genucast) immobilisiert. Das gesamte Gewicht sollte hierbei auf dem rechten Bein liegen. Die Patienten sollten am äußeren Teil des Hockers stehen. Nun wurden die Probanden gebeten, die linke Ferse ohne Gewichtsverlagerung auf den Boden zu bringen und diese danach wieder zurück auf dem Hocker zu positionieren. Zehn Wiederholungen waren dabei zu erbringen und es wurde die benötigte Gesamtzeit gemessen. Der Untersucher stand dabei vor dem Patienten und hielt beide Hände nach vorne gerichtet, um im Falle eines Sturzes des Patienten denselben aufzufangen. Dieser Versuchsaufbau wurde einmalig durchgeführt.



**Abbildung 15. Single Step Test nach Marmon**

---

### **Messung mittels Reaktionsmesser auf schiefer Ebene**

Der nun beschriebene Versuchsaufbau orientierte sich am Step Test nach Hau. Da bei der Testdurchführung nach Hau der physiologische Bewegungsablauf beim Bremsvorgang jedoch nur unzureichend nachempfunden wird, wurde speziell eine schiefe Ebene ( $45^\circ$  auf die Horizontale) mit fixiertem Holzquader konstruiert, auf welcher der Fuß in Neutral-Null Stellung des Sprunggelenkes zum Liegen kommt. Somit ergab sich in Bezug auf die Horizontale ebenfalls eine Inklination des Unterschenkels von  $45^\circ$ , gleiches galt bei entsprechender Anpassung des höhenverstellbaren Stuhles für die Flexion im Kniegelenk in Ruhe ( $45^\circ$ ). Für das nun durchgeführte Manöver entsprach diese Bewegung insgesamt eher der Situation in der Fahrerkabine.

Zusätzlich fand ein Reaktionsmessgerät der Firma AMEP Verwendung. Dieses kann auf einen visuellen oder auditiven Stimulus die Reaktions-Transferzeit auf die Hundertstelsekunde genau ermitteln. Die Probanden hielten dabei ihren rechten Fuß, wie im Bild unten demonstriert, auf dem rechten Bereich der schiefen Ebene flach ruhend. Als Reaktion auf das Aufleuchten einer roten LED-Leuchte, welche den Beginn der Zeitmessung markierte, sollte der Fuß möglichst rasch über den entsprechenden

## Material und Methoden

Holzquader geführt und auf dem linken Feld der schiefen Ebene auf einem Schaumstoffpolster platziert werden. Der Kontakt mit diesem Schaumstoffpolster markierte das Ende der Zeitmessung. Insgesamt wurden fünf Durchläufe durchgeführt.



Abbildung 16. Reaktionsmessung auf schiefer Ebene

### 2.7 Verwendete Materialien

Tab. 4 zeigt alle für den Versuchsaufbau verwendete Materialien und deren genaue Bezeichnung inklusive Herstellerfirma:

Tabelle 4. Auflistung der verwendeten Experimente mit Gerätenamen, genauer Bezeichnung und Herstellerfirma

Experiment	Gerät	Genaue Bezeichnung	Herstellerfirma
<b>Bremssimulator</b>	Kraftaufnehmer an Gas- und Bremspedal	KMB 31 K 2KN	MEGATRON Elektronik GmbH & Co. KG Hermann-Oberth-Straße 7

## Material und Methoden

	Externer Messverstärker	EMA3 2DMS	85640 Putzbrunn
	2- Kanal USB Scope	Mephisto Scope-1 UM202	Meilhaus Electronic GmbH Fischerstraße 2 82178 Puchheim
	Fahrgastzelle	Umgebauter VW Polo	Volkswagen AG Berliner Ring 2 38440 Wolfsburg
	Laptop	Fujitsu-Simens Lifebook T4220®	Fujitsu Siemens Computers GmbH München, Deutschland
	Software	Force and Brake Response Measurement (FBRM)	Ingenieurbüro Michael Sawatzki Am Kalkofen 17 42489 Wülfrath
<b>Linealfalltest</b>	Lineal	50 cm	Rotring Schnackenburgallee 43-45 22525 Hamburg Hersteller-Nr.: S0221450
<b>Reaktionstest mittels Ampel Application</b>	Tablet App	Pedal to the Metal Hd free	Corina Bonanno icreateapps@gmail.com
<b>Timed up and go Test</b>	Stoppuhr	1/100 sek	Hudora Jägerwald 13 42897 Remscheid-Lennep Modellnr.: 65601
<b>Step Test nach Hau</b>	Holzquader	Kantenlänge 5cm in Höhe und Breite Gesamtlänge 35 cm	Maßgefertigt (Dr. Hofmann)
<b>Reaktionsmessung auf schiefer Ebene</b>	Schiefe Ebene	35x35 großer Holzkasten mit 45° Neigung an der Front, zusätzlich fixierter Holzquader mittig an der Front (siehe Step Test nach Hau)	Maßgefertigt (Dr. Hofmann)
	Reaktionsmessgerät	Anbringen des Fußdrückers zum Enden der Zeitmessung links	AMEP (American Educational Products)

			des Holzquaders, LED als Bremsignal, angebracht auf Augenhöhe vor dem Holzkasten
<b>Single Step Test nach Marmon</b>	Knie- immobilisierende Schiene	Typ Genucast	Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG Westerwaldstraße 4 56579 Rengsdorf
	Metallblock	15 cm hoch	Patterson Medical 28100 Torch Parkway Suite 700 Warrenville IL 60555- 3938 Modellnr.: 091102680

## 2.8 Statistische Auswertung

Die Erfassung und Auswertung erfolgte mit Hilfe von Microsoft Excel 2007, IBM SPSS Statistics 21 (Statistical Package for Social Science) und R 2.13.2 (R Foundation for Statistical Computing). Die Daten der Bremsversuche wurden mit Hilfe von Microsoft Excel bearbeitet und in einer gesonderten Datentabelle erfasst. Zur Überprüfung von Normalverteilungen in intervallskalierten Häufigkeitsverteilungen wurden Streudiagramme und Histogramme verwendet. Bei nicht normalverteilten Ergebnissen wurde die Verteilung durch Median und Extremwerte (Maximum, Minimum) beschrieben, bei Normalverteilung durch Mittelwert und Standardabweichung. Die grafische Darstellung erfolgte durch Boxplots, Streudiagramme und Balkendiagramme. Zur Überprüfung der Signifikanz der Übereinstimmung zweier unverbundener und nicht normalverteilter Stichproben wurde der Mann-Whitney-U Test und für die Geschlechterverteilung der Chi-Quadrat Test angewandt. Auf Grund des deskriptiven Aufbaus der Studie wurde keine Alpha-Fehler Korrektur durchgeführt. Zur Korrelationsanalyse wurde Kendall's Tau Test benutzt. Eine Bewertung der dabei erhaltenen Korrelationskoeffizienten erfolgte gemäß der Einteilung nach Landis und Koch (1977):  $<0$  = „schlechte Übereinstimmung (poor agreement)“,  $0-0,20$  = „etwas Übereinstimmung (slight agreement)“,  $0,21-0,40$  =

## Material und Methoden

„ausreichende Übereinstimmung (fair agreement)“, 0,41-0,60 = „mittelmäßige Übereinstimmung (moderate agreement)“, 0,61-0,80 = „beachtliche Übereinstimmung (substantial agreement)“, 0,81-1,00 = „(fast) vollkommene Übereinstimmung ((almost) perfect agreement)“ [92].

Probanden mit fehlenden Daten wurden von der statistischen Auswertung ausgeschlossen.



### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Demographische Daten

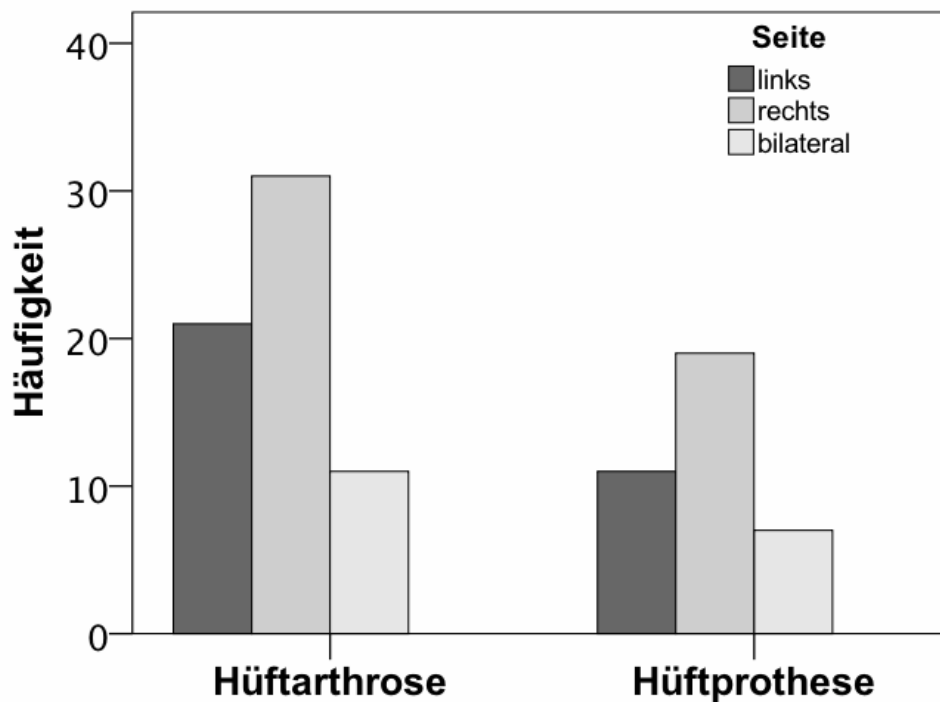
Insgesamt wurden in die Studie 100 Probanden eingeschlossen. Alle Teilnehmer erfüllten die erforderlichen Einschlusskriterien und die Ausschlusskriterien konnten jeweils verneint werden. Das Probandenkollektiv setzte sich aus Patienten der orthopädischen Hochschulambulanz Tübingen zusammen.

Im Zuge der Studie wurden 63 Patienten mit Hüftarthrose und 37 mit HTEP untersucht (Abb. 17; Tab. 5). Innerhalb der genannten Gruppen hatte der größere Teil der Probanden die Pathologien isoliert auf der rechten Seite (Probandenanzahl: n=50). 32 Patienten hatten nur linksseitige Beschwerden und den kleinsten Teil der Probanden machten solche mit beidseits (n=18) nachgewiesenen Hüftgelenksprothesen bzw. Arthrosen aus. Sowohl das Hüftarthrose-, als auch das Hüftprothesenkollektiv zeigten in Bezug auf die Seitenverteilung keinen Unterschied (p=0,931).

**Tabelle 5. Studienkollektiv und betroffene Seite**

Studienkollektiv	Seite			p-Wert
	rechts (n=50)	links (n=32)	beidseits (n=18)	
<b>Hüftgelenksarthrose (n=63)</b>	31	21	11	0,931
<b>Hüftgelenksprothese (n=37)</b>	19	11	7	

n=Probandenanzahl; p-Wert berechnet mit Chi-Quadrat Test;



**Abbildung 17. Balkendiagramm: Anzahl der Patienten mit Hüftarthrose (links) und HTEP (rechts) mit der jeweils betroffenen Seite**

An der Studie nahmen 48 männliche und 52 weibliche Probanden teil. Zwischen den beiden Kollektiven gab es in Bezug auf die Geschlechterverteilung keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,753$ ). Allerdings war in beiden Gruppen die absolute Anzahl an weiblichen Probanden höher (siehe Tab. 6 und Abb. 18 A).

Das Studienkollektiv war zwischen 24 und 85 Jahren alt, das Alter betrug im Median 67 Jahre (siehe Tab. 6). Zwischen den beiden Studiengruppen gab es keinen signifikanten Altersunterschied ( $p=0,506$ ). Sowohl der jüngste, als auch der älteste Proband gehörte zu dem Hüftgelenksarthrosekollektiv (siehe Abb. 18 B).

Der Median des Körpergewichts betrug 78 kg (min-max: 43-123 kg); dabei lag der Median des Körpergewichts bei den weiblichen Probanden mit 70 kg um 12 kg niedriger als bei den männlichen Probanden (82 kg). Daraus ergab sich ein signifikanter p-Wert von 0,008. Zwischen den Arthrose- und HTEP-Kollektiven gab es keinen signifikanten Gewichtsunterschied ( $p=0,734$ ) (siehe Tab. 6 und Abb. 18 C).

## Ergebnisse

Auch bei der Körpergröße unterschieden sich die beiden Geschlechter deutlich voneinander. Beide Geschlechter zusammen hatten im Median eine Körpergröße von 1,68 m. Der Median der männlichen Probanden lag mit 1,77 m um 11 cm höher als bei den weiblichen Probanden (1,66 m). Zwischen den beiden Kollektiven wiederum ließ sich in Bezug auf die Körpergröße mit Blick auf den p-Wert von 0,665 kein Unterschied erkennen. Sowohl der größte (1,90 m) als auch der kleinste Proband (1,40 m) gehörte zur Gruppe der OA (siehe Tab. 6 und Abb. 18 D).

Beim Body-Mass-Index (BMI) lag der Median des gesamten Probandenkollektivs bei 27,6 kg/m<sup>2</sup>. Zwischen den beiden Geschlechtern gab es bezüglich des BMI keinen signifikanten Unterschied. Der niedrigste BMI lag mit 19 kg/m<sup>2</sup> im Bereich des Normalgewichts (siehe Tab. 6 und Abb. 18 E). 43 Probanden hatten einen BMI zwischen 25 und 30 und waren definitionsgemäß übergewichtig. Zusätzlich waren 28 Probanden adipös, da sie einen BMI über 30 vorwiesen. Zwei weibliche Probanden waren mit einem BMI über 40 der Gruppe Adipositas Grad 3 zuzuordnen. In beiden Studiengruppen (OA und HTEP) ähnelten sich die Mediane des BMIs mit 27,6 (OA) und 27,7 (HTEP) sehr (p-Wert= 0,627).

**Tabelle 6. Erhobene demographische Daten des Probandenkollektivs mit Aufteilung des Probandenkollektivs in das Hüftgelenksarthrose- und Hüftgelenksprothesenkollektiv. Die Mediane der Körpergröße wurden auf zwei Nachkommastellen gerundet; die Mediane der Body-Mass-Indizes auf eine Nachkommastelle.**

	<b>Probanden- kollektiv (n=100)</b>	<b>Hüftgelenks- arthrose (n=63)</b>	<b>Hüftgelenks- prothese (n=37)</b>	<b>p- Wert</b>
<b>Männlich</b>	48	31	17	0,753*
<b>Weiblich</b>	52	32	20	
<b>Alter [y]</b>	67 (24-85)	68 (24-85)	64 (44-84)	0,506°
<b>Körpergewicht [kg]</b>	78 (43-123)	77 (60-120)	79 (43-123)	0,734°
<b>Körpergröße [m]</b>	1,68 (1,40-1,90)	1,68 (1,40-1,90)	1,67 (1,50-1,86)	0,665°

## Ergebnisse

<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>	27,6 (19-43,6)	27,6 (19,3-39,8)	27,5 (19,1-43,6)	0,627°
-------------------------------	----------------	------------------	------------------	--------

Demographische Daten sind dargestellt als absolute Zahlen, Median und Min-Max.  
\*Chi-Quadrat Test für die Geschlechterverteilung und °Mann-Whitney U Test zum Vergleich der Hüftgelenksarthrosen und Hüftgelenksprothesen.

---

# Ergebnisse

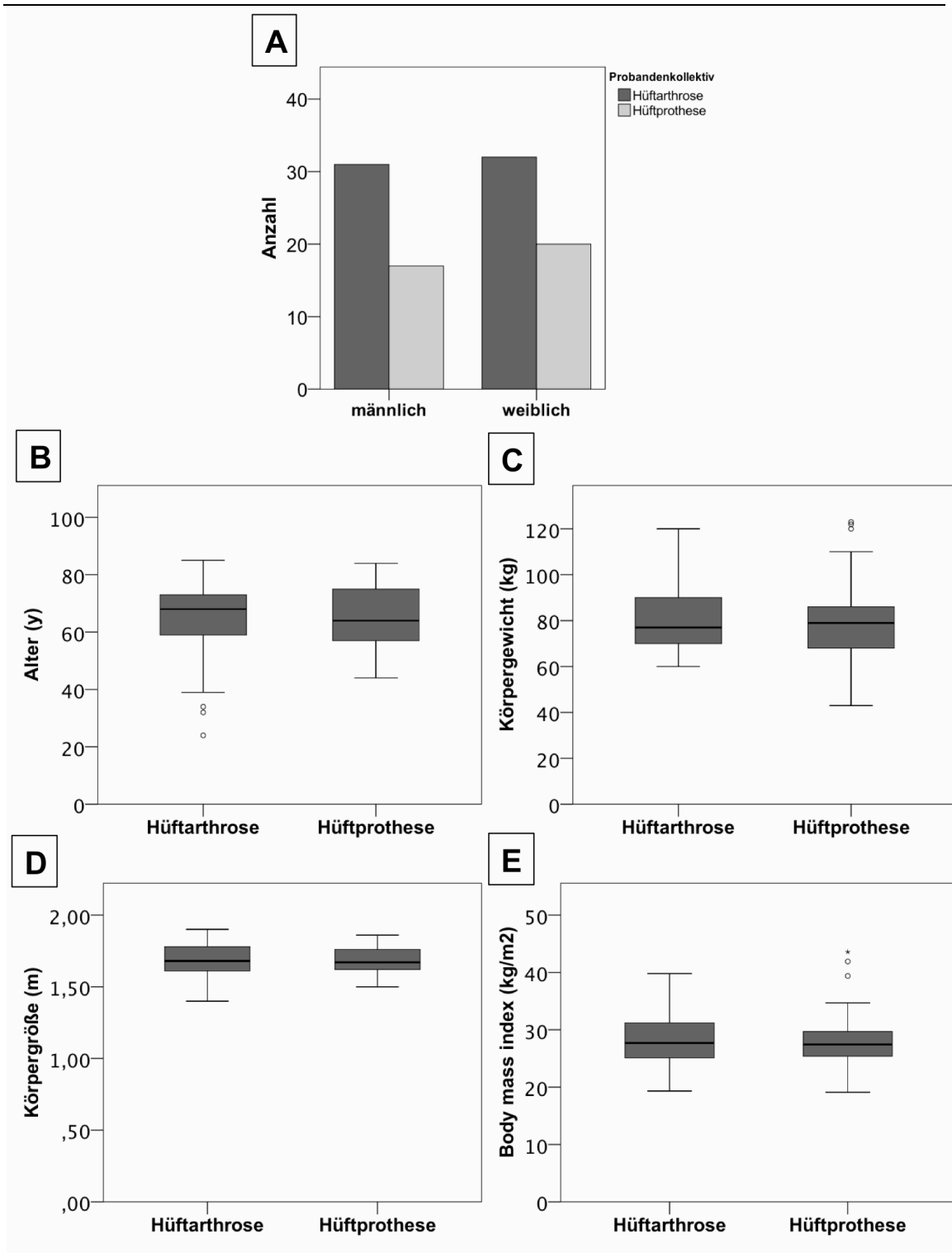


Abbildung 18. Balkendiagramm für die Geschlechterverteilung unter den Probandenkollektiven (A) und Boxplots für die Verteilung von Alter (B), Körpergewicht (C), Körpergröße (D) und BMI (E) unter den Probandenkollektiven

### 3.2 Zusätzlich erhobene Parameter

Im Studienkollektiv befanden sich 10 Probanden mit Diabetes mellitus und zwei mit Polyneuropathie. Auch hier bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Patientenkollektiven (D.M.  $p=0,114$ ; Polyneuropathie  $p=0,702$ ). In der Anamnese wurde von 19 Probanden ein Nikotinabusus angegeben. Auch hier war die Verteilung zwischen den Kollektiven ähnlich (Hüftarthrose: 12; Hüftprothese: 7,  $p=0,987$ ) (siehe Tab. 7).

Zusätzlich wurde neben der Hüfterkrankung noch nach anderen, für das Bremsen ausschlaggebenden Pathologien gefragt. Dazu zählten Wirbelsäulen-, Knie-, Sprunggelenks- und Fußbeschwerden. Dies bejahten 77 der 100 Probanden, darunter 34 Männer und 43 Frauen ( $p=0,376$ ). In beiden Studienkollektiven hatten mehr als 70 % der Patienten weitere Pathologien. Dabei lag eine vergleichbare Verteilung unter dem OA- und HTEP-Kollektiv vor ( $p=0,466$ ).

Unter allen Probanden befanden sich sechs, die professionell Auto fahren, wobei fünf dieser Probanden dem Hüftgelenksarthrosekollektiv zuzuordnen waren und einer dem Hüftprothesenkollektiv.

Die Patienten wurden gebeten, ihre gefahrenen Kilometer im Jahr als Schätzwert anzugeben. Im Median wurden 10 000 km zurückgelegt mit einem Minimum von 400 km und einem Maximum von 55 000 km (Hüftarthrose: 500 - 55 000; Hüftprothese: 400 - 30 000). Unter den Kollektiven gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den gefahrenen Kilometern ( $p=0,872$ ).

Die Besitzdauer einer gültigen Fahrerlaubnis lag zwischen 6 und 65 Jahren bei einem Median von 44 Jahren. Zwischen den Kollektiven gab es keinen signifikanten Unterschied bei einem p-Wert von 0,906.

Die Probanden gaben an, zwischen 0 und 14 Stunden pro Woche sportlich aktiv zu sein. Der Median lag bei den Arthrosepatienten bei einer Stunde pro Woche und bei den HTEP-Patienten bei einer halben Stunde. Unter den weiblichen Probanden war die maximale Anzahl an Stunden pro Woche mit 14 h um 7 h höher als bei den männlichen. Mit einem p-Wert von 0,954 war kein signifikanter Unterschied zwischen den Kollektiven erkennbar.

**Tabelle 7. Erhobene Variablen des Probandenkollektivs mit Aufteilung des Kollektivs in das Hüftgelenksarthrose- und Hüftgelenksprothesenkollektiv.**

	<b>Studienkollektiv (n=100)</b>	<b>Hüftgelenks- arthrose (n=63)</b>	<b>Hüftgelenks- prothese (n=37)</b>	<b>p- Wert</b>
<b>Diabetes mellitus</b>	10	4	6	0,114
<b>Polyneuropathie</b>	2	1	1	0,702
<b>Raucher</b>	19	12	7	0,987
<b>weitere Pathologien</b>	77	50	27	0,466
<b>Professionale Autonutzung</b>	6	5	1	0,196
<b>Gefahrene Kilometer pro Jahr</b>	10 000 (400-55 000)	10 000 (500-55 000)	10 000 (400-30 000)	0,872
<b>Jahre seit Führerscheinwerb</b>	44 (6-65)	44 (6-65)	43 (26-61)	0,906
<b>Sport pro Woche [h]</b>	1 (0-14)	1 (0-14)	0,5 (0-8)	0,954

Demographische Daten sind dargestellt als absolute Zahlen, Median (Minimum-Maximum). Mann-Whitney U Test zum Vergleich der Hüftgelenksarthrosen und Hüftgelenksprothesen.

### **3.3 Gesamtverteilungen der gemessenen Bremszeiten und der Bremskraft**

Im Folgenden werden die Verteilungen aller erhobenen Bremszeiten (RT, FTT, BRT und BF) aller Probanden im Überblick abgebildet.

Die graphische Darstellung der RT zeigt eine rechtsschiefe Häufigkeitsverteilung (siehe Abb. 20 A). Die Messwerte reichen von einem Minimum von 152 ms bis zu einem Maximum von 555 ms; die mediane RT beträgt 223 ms (siehe Tab. 8 und Abb. 19 A). Die beiden Kollektive unterscheiden sich nicht signifikant (p-Wert=0,805) in Bezug auf

## Ergebnisse

die RT. Der Maximalwert unter den gemessenen RT's befindet sich innerhalb des Hüftgelenksarthrosenkollektivs. Dieses besitzt auch eine um 209 ms kleinere Differenz zwischen maximaler und minimaler RT.

Auch bei der FTT liegt eine rechtsschiefe Häufigkeitsverteilung vor. Im Unterschied zur RT sind weniger Ausreißer zu erkennen (siehe Abb. 20 B). Alle ermittelten Messwerte haben einen Median von 397 ms und reichen von 244 bis 997 ms (siehe Tab. 8 und Abb. 19 B). Auch hier gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Kollektiven ( $p$ -Wert=0,080). Die Differenz zwischen der maximalen und minimalen FTT ist hier bei der Hüftarthrosegruppe höher. In diesem Fall beträgt der Unterschied 259 ms.

Die ermittelten Werte der BRT führen als Summe der RT und FTT auch zu einer rechtsschiefen Verteilung mit einem Median von 612 ms und einem Spektrum von 443 bis 1459 ms (siehe Tab. 8 und Abb. 19 C, 20 C). Der von Hofmann et al. (2014) ermittelte Grenzwert von 600 ms wird in diesem Kollektiv im Median um 12 ms überschritten [56]. Das Hüftarthrosekollektiv hat im Median eine BRT von 628 ms. Diese ist um 27 ms höher als bei den HTPs. Auffallend ist vor allem der um mehr als 382 ms erhöhte Maximalwert beim Hüftprothesenkollektiv im Gegensatz zum Hüftarthrosekollektiv. Mit einem  $p$ -Wert von 0,136 liegt kein signifikanter Unterschied der beiden Kollektive in Bezug zur Bremszeit vor.

Das Balkendiagramm der Werte der BF zeigt eine zweigipflige Häufigkeitsverteilung (siehe Abb. 20 D). Es wurden Bremskräfte zwischen 72 und 1181 N gemessen, dabei liegt der Median bei 294 N (siehe Tab. 8 und Abb. 19 D, 20 D). Obwohl der Median der BF beim Hüftgelenksprothesenkollektiv 36 N höher ist, gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Kollektiven ( $p=0,422$ ). Nur drei Probanden bremsten unter der gesetzten Grenze von 100 N. Von diesen drei zählen zwei zum OA-Kollektiv und sie alle hatten Beschwerden an der rechten Hüfte. Setzt man den Grenzwert von 100 N auf 200 N, wie dies in anderen Studien der Fall ist [13, 14, 15, 16], fällt auf, dass nur noch 71 Probanden diesen Wert erreichten. Die mediane BRT dieser Probanden ist jedoch mit 596 ms um einiges niedriger als bei den Probanden, die unter 100 N bremsten (645 ms).



Tabelle 8. Gesamtverteilung der gemessenen Bremszeiten und der Bremskraft

	<b>Reaktionszeit (ms)</b>	<b>Fußtransfer- zeit (ms)</b>	<b>Brems- reaktionszeit (ms)</b>	<b>Brems- kraft (N)</b>
<b>Studienkollektiv (n=100)</b>	223 (152-555)	397 (244-997)	612 (443-1459)	294 (72-1181)
<b>Hüftgelenksprothese (n=63)</b>	226 (152-340)	374 (244-721)	601 (443-1077)	306 (97-1181)
<b>Hüftgelenksarthrose (n=37)</b>	223 (158-555)	406 (261-997)	628 (456-1459)	270 (72-869)
<b>p-Wert</b>	0,805	0,080	0,136	0,422

Die gemessenen Bremswerte sind dargestellt als Median (Minimum-Maximum). Mann-Whitney U Test zum Vergleich der beiden Kollektive in Bezug auf die Bremszeiten und Bremskraft.

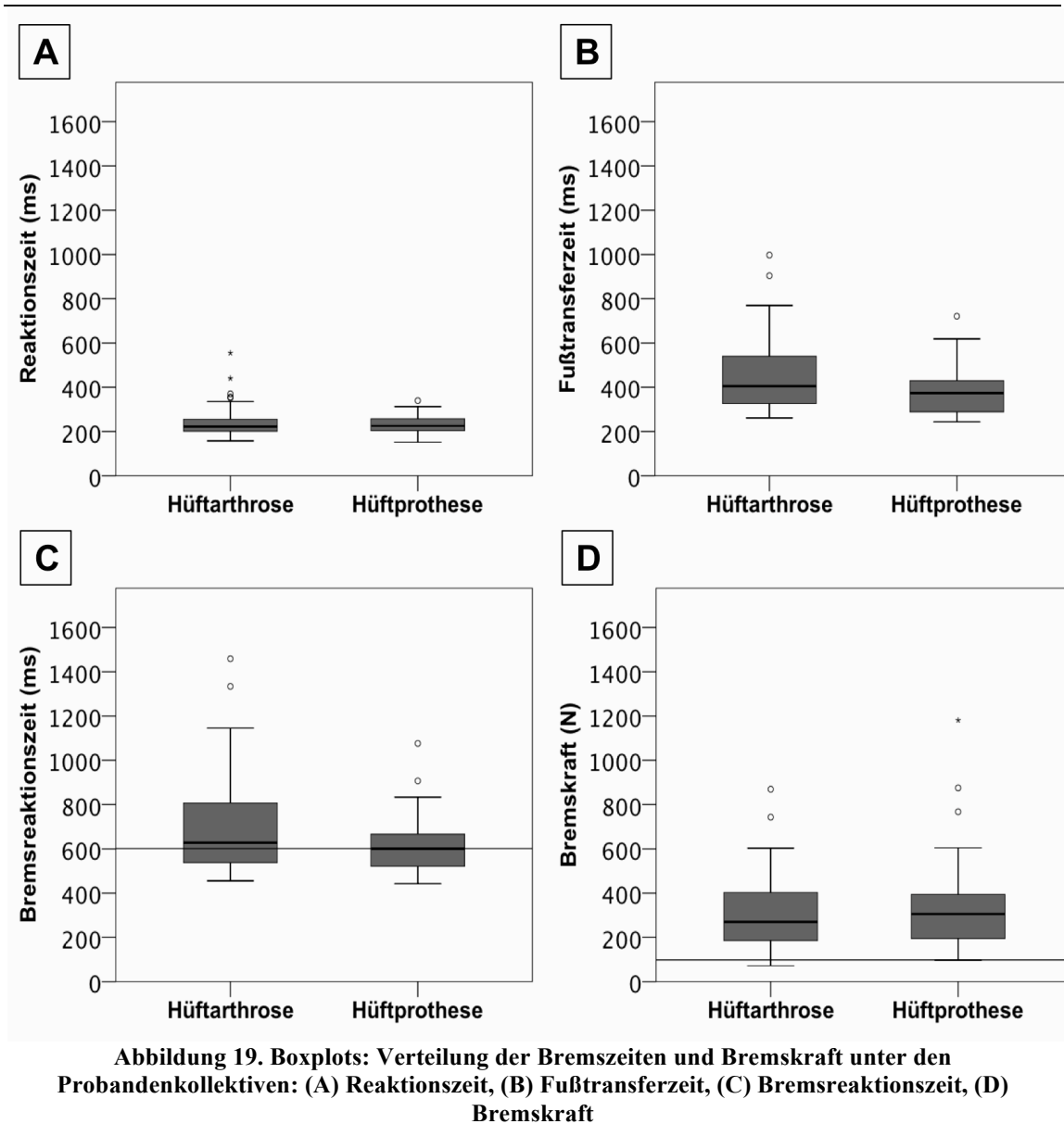


Abbildung 19. Boxplots: Verteilung der Bremszeiten und Bremskraft unter den Probandenkollektiven: (A) Reaktionszeit, (B) Fußtransferzeit, (C) Bremsreaktionszeit, (D) Bremskraft

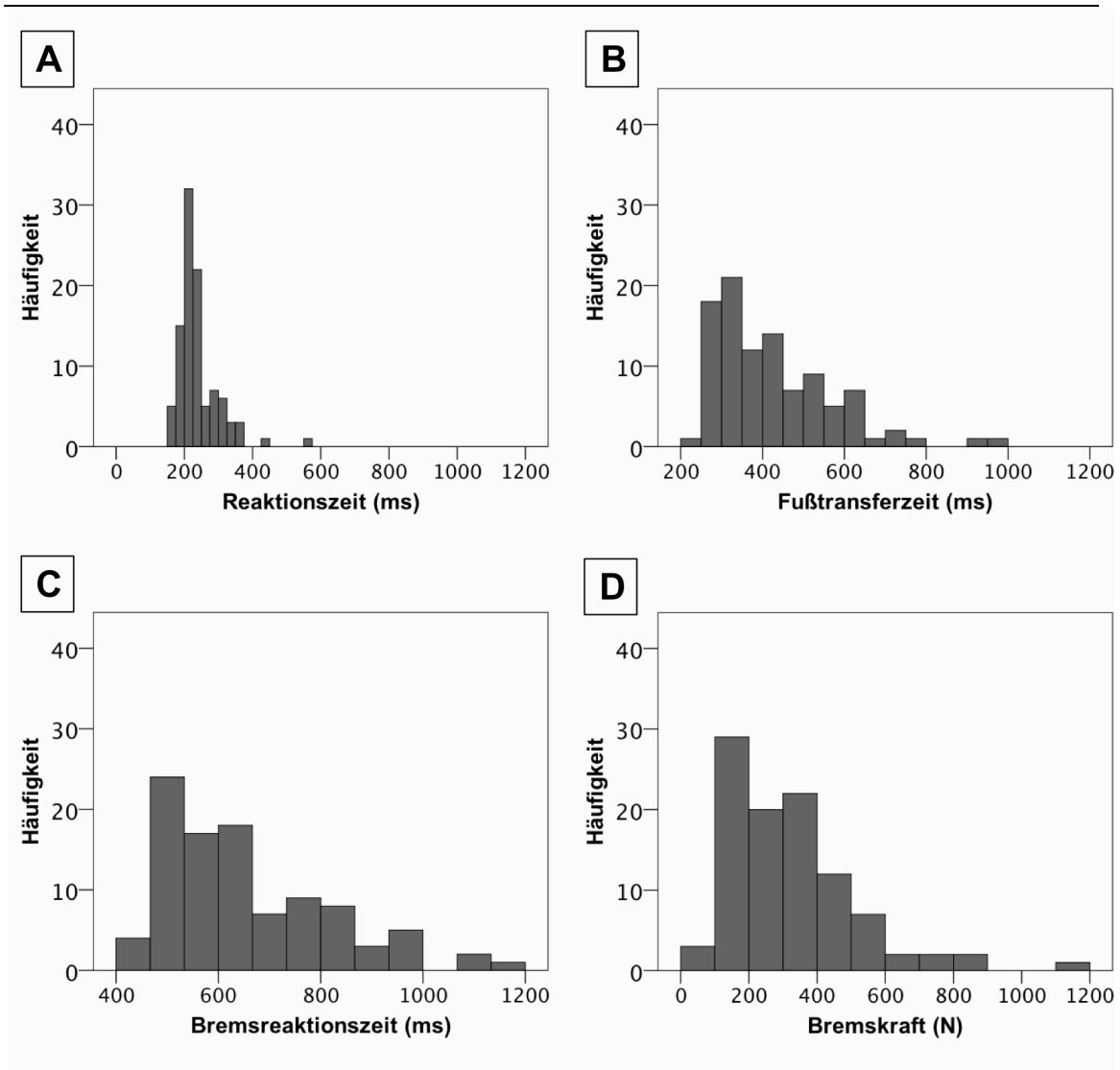


Abbildung 20. Balkendiagramme für die Häufigkeit der Dimensionen Reaktionszeit (A), Fußtransferzeit (B), Bremsreaktionszeit (C) und Bremskraft (D) unter dem gesamten Studienkollektiv

### 3.4 Korrelationstestungen

Im folgenden Abschnitt sind alle erhobenen Daten bzw. gemessenen Werte aufgeführt, die einen Einfluss auf die BRT haben können und mit dieser korrelieren. Da die BRT die Summe der RT und der FTT ist und in dieser Studie nicht speziell auf einen der beiden Werte eingegangen werden soll, wird in den folgenden Ausführungen nur auf die BRT Bezug genommen.

### 3.4.1 Geschlecht, Alter, Körpergewicht, Körpergröße

Es ist auffällig, dass unter den demographischen Daten das Geschlecht den größten Einfluss auf die BRT hat. Weibliche Probanden brauchten im Median 676 ms für den kompletten Bremsvorgang. Dagegen benötigten männliche Probanden im Median 540 ms für die Bremsung (Abb. 21 A). Demnach beträgt der Unterschied 136 ms, was wiederum einen Korrelationskoeffizienten von  $\tau=0,374$  ( $p<0,001$ ) zwischen BRT und Geschlecht ergibt. Zusätzlich besteht eine negative Korrelation zwischen der BRT und der Körpergröße ( $\tau=-0,276$ ;  $p<0,001$ ) und dem Körpergewicht ( $\tau=-0,160$ ;  $p=0,020$ ). In beiden Fällen ist eine inverse Beziehung zu erkennen. D.h. mit steigendem Gewicht und Körpergröße sinkt die BRT (Abb. 21 C und D). Nach einer Unterteilung in beide Geschlechter besteht diese Korrelation innerhalb eines Geschlechts jedoch nicht mehr.

Auffallend ist, dass das Alter in dieser Studie eine schlechte Korrelation mit der BRT besitzt ( $\tau=0,041$ ;  $p=0,553$ ) (Tab. 9 und Abb. 21 B). Die aktuelle Arbeit ist Teil einer größeren Untersuchung, in welche auch Patienten mit Kniegelenksarthrose und Kniegelenkersatz einfließen (Bernstorff et al., „unveröffentlichte Daten“). Hierbei zeigte sich bei der gleichen klinischen Testung eine höhere Korrelation zwischen Alter und BRT ( $n=161$ ;  $\tau=0,176$ ;  $p=0,001$ ).

Nach der Aufteilung der beiden Studienpopulationen in die Kollektive HTP und OA besteht nur noch beim Faktor Geschlecht für beide Populationen eine mittelmäßige Korrelation mit der BRT (OA:  $\tau=0,428$ ;  $p<0,001$ ; HTP:  $\tau=0,320$ ;  $p=0,021$ ) (siehe Tab. 9). Bei der einzelnen Betrachtung von Körpergröße (OA:  $\tau=-0,333$ ;  $p<0,001$ ; HTP:  $\tau=-0,179$ ;  $p=0,125$ ) und Körpergewicht (OA:  $\tau=-0,208$ ;  $p=0,018$ ; HTP:  $\tau=-0,084$ ;  $p=0,471$ ) fällt auf, dass eine ausreichende Korrelation nur noch bei dem Hüftgelenksarthrose-Kollektiv mit der BRT besteht.

Der BMI und die BRT besitzen eine nur „schlechte Übereinstimmung“ ( $\tau=0,037$ ;  $p=0,582$ ) (Abb. 21 E).

Tabelle 9. Korrelation zwischen Bremsreaktionszeit und demographischen Daten

	Bremsreaktionszeit [ms]		
	Studienkollektiv (n=100)	Hüftgelenks- arthrose (n=63)	Hüftgelenks- prothese (n=37)
<b>Geschlecht</b>	$\tau=0,374$ ; <b>p&lt;0,001</b>	$\tau=0,428$ ; <b>p&lt;0,001</b>	$\tau=0,320$ ; <b>p=0,021</b>
<b>Alter [y]</b>	$\tau=0,041$ ; p=0,553	$\tau=0,106$ ; p=0,231	$\tau=-0,076$ ; p=0,512
<b>Körpergröße [m]</b>	$\tau=-0,276$ ; <b>p&lt;0,001</b>	$\tau=-0,333$ ; <b>p&lt;0,001</b>	$\tau=-0,179$ ; p=0,125
<b>Körpergewicht [kg]</b>	$\tau=-0,160$ ; <b>p=0,020</b>	$\tau=-0,208$ ; <b>p=0,018</b>	$\tau=-0,084$ ; p=0,471
<b>Body mass index [kg/m<sup>2</sup>]</b>	$\tau=0,037$ ; p=0,582	$\tau=0,055$ ; p=0,526	$\tau=-0,002$ ; p=0,990

n=Probandenanzahl;  $\tau$ =Kendall's Tau; Signifikante p-Werte sind fett markiert

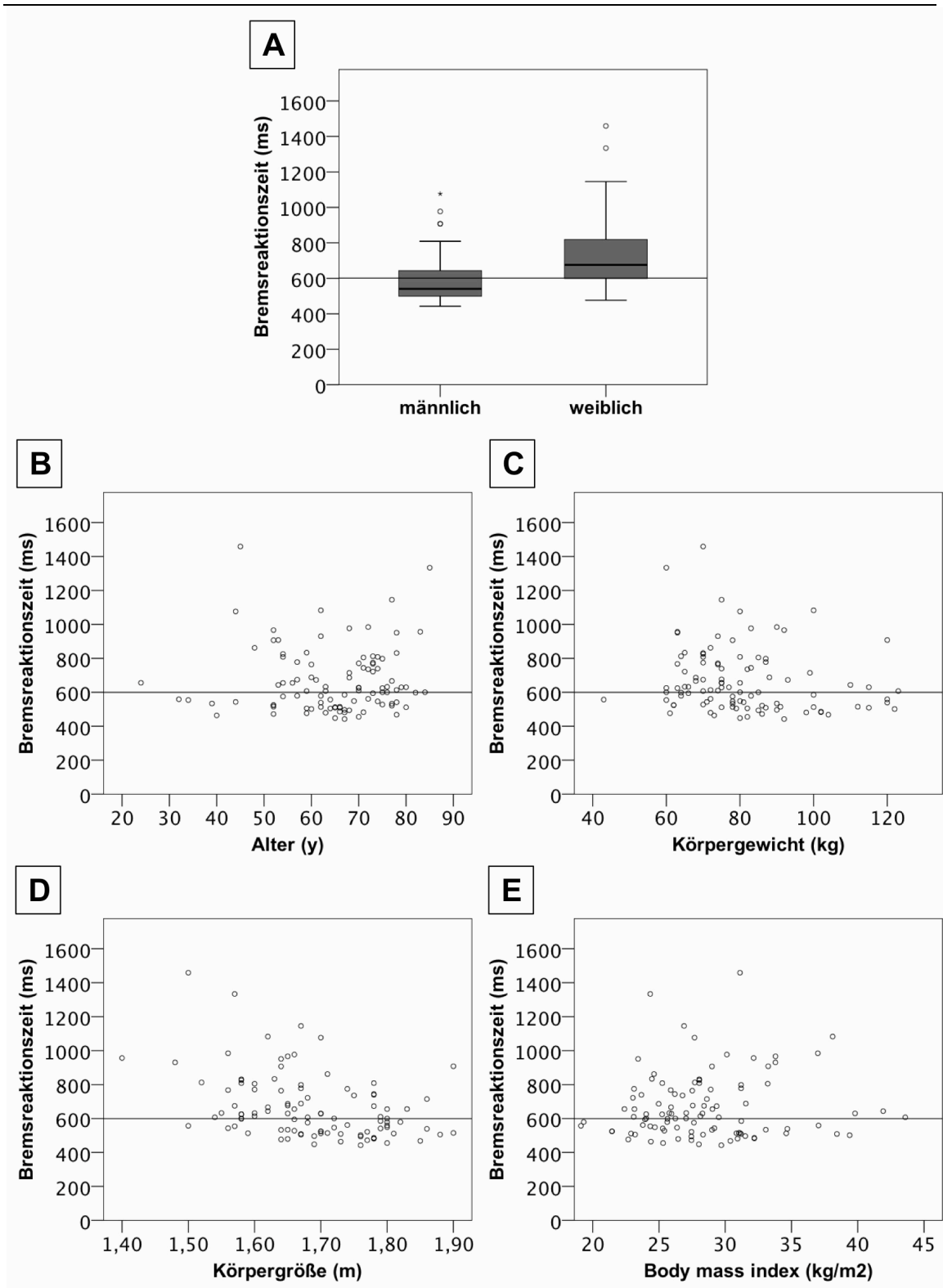


Abbildung 21. (A) Boxplot: Zusammenhang zwischen Geschlecht und Bremsreaktionszeit; (B-E) Streudiagramme: Zusammenhang zwischen Alter (B), Körpergewicht (C), Körpergröße (D), und Body mass index (E) und Bremsreaktionszeit

### 3.4.2 Einfluss der Seite auf die Bremsreaktionszeit

Probanden mit rechtsseitiger OA bzw. HTEP hatten im Median eine BRT von 629 ms. Damit ist diese um 29 ms höher als bei linksseitigen und um 20 ms höher als bei beidseitigen Pathologien. Nichtsdestotrotz besteht keine nennenswerte Korrelation zwischen der BRT und der Seite ( $\tau=0,014$ ;  $p=0,863$ ) (siehe Tab. 10 und Abb. 22).

Patienten mit rechtsseitiger HTEP bremsten mit 539 ms um 62 ms schneller als jene mit linksseitiger HTEP und 68 ms schneller als beidseits betroffene Patienten. Auch dieser Unterschied reicht jedoch nicht aus, um sich in einer relevanten Korrelation auszudrücken ( $\tau=-0,095$ ;  $p=0,471$ ).

Bei den Probanden mit OA besteht ebenfalls keine relevante Korrelation bezüglich der seitlichen Ausprägung und der BRT ( $\tau=0,091$ ;  $p=0,363$ ). Hier bremsten rechtsseitig Betroffene mit 744 ms am langsamsten, gefolgt von beidseits (610 ms) und linksseitig (579 ms) Betroffenen (siehe Tab. 10).

Tabelle 10. Korrelation zwischen der Seite und der Bremsreaktionszeit

	Bremsreaktionszeit [ms] und betroffene Seite			Korrelations- testung
	rechts (n=50)	links (n=32)	beidseits (n=18)	
<b>Studienkollektiv (n=100)</b>	629 (443- 1446)	600 (464- 1334)	609 (468- 1459)	$\tau=0,014$ ; $p=0,863$
<b>Hüftgelenksprothese (n=63)</b>	539 (443- 1077)	601 (501- 826)	607 (472- 907)	$\tau=-0,095$ ; $p=0,471$
<b>Hüftgelenksarthrose (n=37)</b>	744 (456- 1145)	579 (464- 1334)	610 (468- 1459)	$\tau=0,091$ ; $p=0,363$

n=Probandenanzahl;  $\tau$ =Kendall's Tau

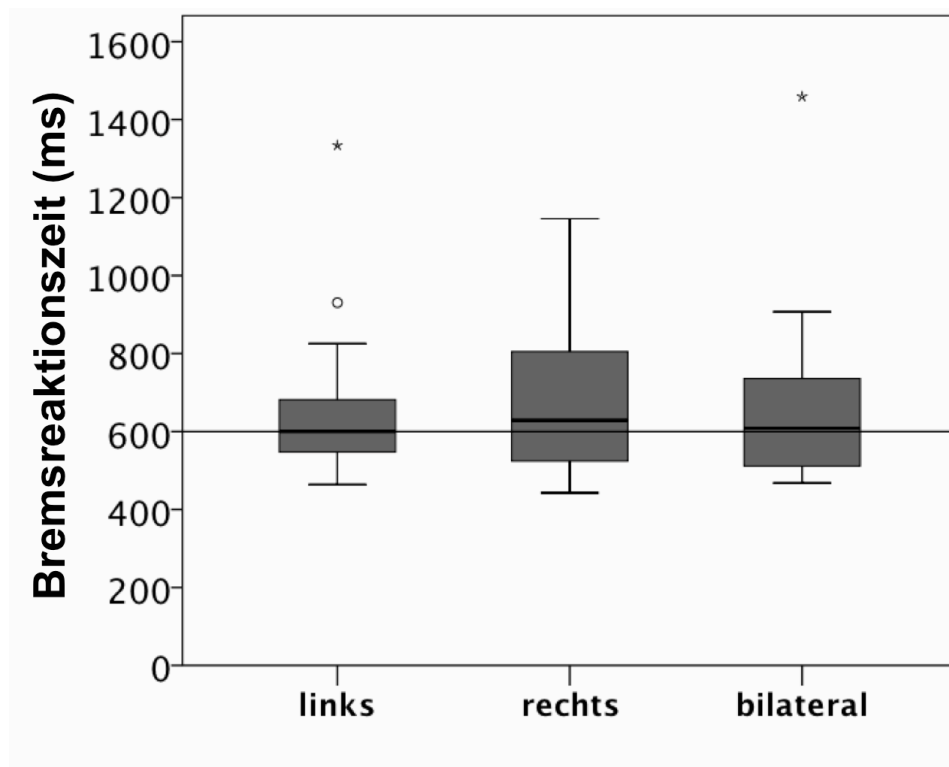


Abbildung 22. Boxplot: Zusammenhang zwischen der Seite und der Bremsreaktionszeit

### 3.4.3 Weitere Korrelationstestungen

Wie bereits im Abschnitt zu Material und Methoden beschrieben, besteht der HOOS aus mehreren Dimensionen: Schmerzen, Symptome, Funktion in täglichem Leben, Sport und Freizeit sowie Lebensqualität. Auffallend ist, dass alle Dimensionen einzeln eine signifikante Korrelation mit der BRT besitzen. Die Symptomklasse hat mit einem Korrelationskoeffizienten von  $-0,264$  die höchste Korrelation aller Faktoren (siehe Tab. 11 und Abb. 24 A).

Bei den von den Probanden angegebenen Stunden an Sport, die sie pro Woche absolvieren, kann keine Korrelation zur BRT nachgewiesen werden ( $\tau=-0,028$ ;  $p=0,710$ ). Auch die Zahl der Jahre, die seit dem Führerscheinerwerb vergangen waren, korreliert hier ebenfalls nicht mit der BRT ( $\tau=-0,107$ ;  $p\text{-Wert}=0,119$ ). Eine zu erwartende Abnahme der BRT nach einer gewissen Zeit mit Führerschein und eine im Alter wieder zunehmende BRT kann nicht beobachtet werden (siehe Tab. 11 und Abb.



## Ergebnisse

24 B-C).

Ein Zusammenhang besteht in dieser Studie zwischen den jährlich gefahrenen Kilometern und der BRT. Der Kendall's Tau beträgt hier  $-0,170$  ( $p=0,023$ ). Es ist bemerkenswert, dass dies der einzige Faktor ist, der nur in einem der beiden Kollektive signifikant ist. Innerhalb des Kollektivs mit Prothesen ( $\tau=-0,119$ ;  $p=0,307$ ) ist kein Zusammenhang erkennbar (siehe Tab. 11 und Abb. 24 D).

Wie zuvor in dem von Bernstorff et al. (2016) veröffentlichten Artikel über den Zusammenhang von BRT und der Kellgren-Lawrence Einteilung kann auch hier kein Zusammenhang ( $\tau=0,155$ ;  $p=0,156$ ) zwischen diesen Parametern gefunden werden (siehe Tab. 11 und Abb. 24 E) [77].

Neben dem HOOS wurde mit der NRS ein weiterer Test zur Eigeneinschätzung der Symptome durchgeführt. Sie besitzt mit einem Korrelationskoeffizient von  $0,272$  eine noch höhere Korrelation als die Werte des HOOS (siehe Tab. 11 und Abb. 24 F).

**Tabelle 11. Korrelationstestung der BRT mit HOOS Symptome, Sport pro Woche, Führerscheinerwerb, jährlich gefahrene Kilometer, Kellgren-Lawrence Grade, Numerische Rating Skala**

	<b>Bremsreaktionszeit [ms]</b>		
	<b>Studienkollektiv (n=100)</b>	<b>Hüftgelenks- arthrose (n=63)</b>	<b>Hüftgelenks- prothese (n=37)</b>
<b>HOOS Symptome</b>	$\tau=-0,264$ ; $p<0,001$	$\tau=-0,225$ ; $p=0,012$	$\tau=-0,288$ ; $p=0,017$
<b>Sport pro Woche [h]</b>	$\tau=-0,028$ ; $p=0,710$	$\tau=-0,026$ ; $p=0,790$	$\tau=-0,006$ ; $p=0,965$
<b>Führerschein- erwerb [y]</b>	$\tau=-0,107$ ; $p=0,119$	$\tau=-0,099$ ; $p=0,257$	$\tau=-0,119$ ; $p=0,307$
<b>Jährlich gefahrene Kilometer [km]</b>	$\tau=-0,170$ ; $p=0,023$	$\tau=-0,234$ ; $p=0,014$	$\tau=-0,069$ ; $p=0,589$
<b>Kellgren- Lawrence Grad*</b>		$\tau=0,155$ ; $p=0,156$	

## Ergebnisse

<b>Numerische Rating Skala</b>	$\tau=0,272$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,219$ ; <b><math>p=0,019</math></b>	$\tau=0,299$ ; <b><math>p=0,012</math></b>
------------------------------------	---	--	--

n=Probandenanzahl;  $\tau$ =Kendall's Tau; signifikante p-Werte sind fett markiert; \*nur erhoben bei vorhandener Arthrose und Röntgenbild

# Ergebnisse

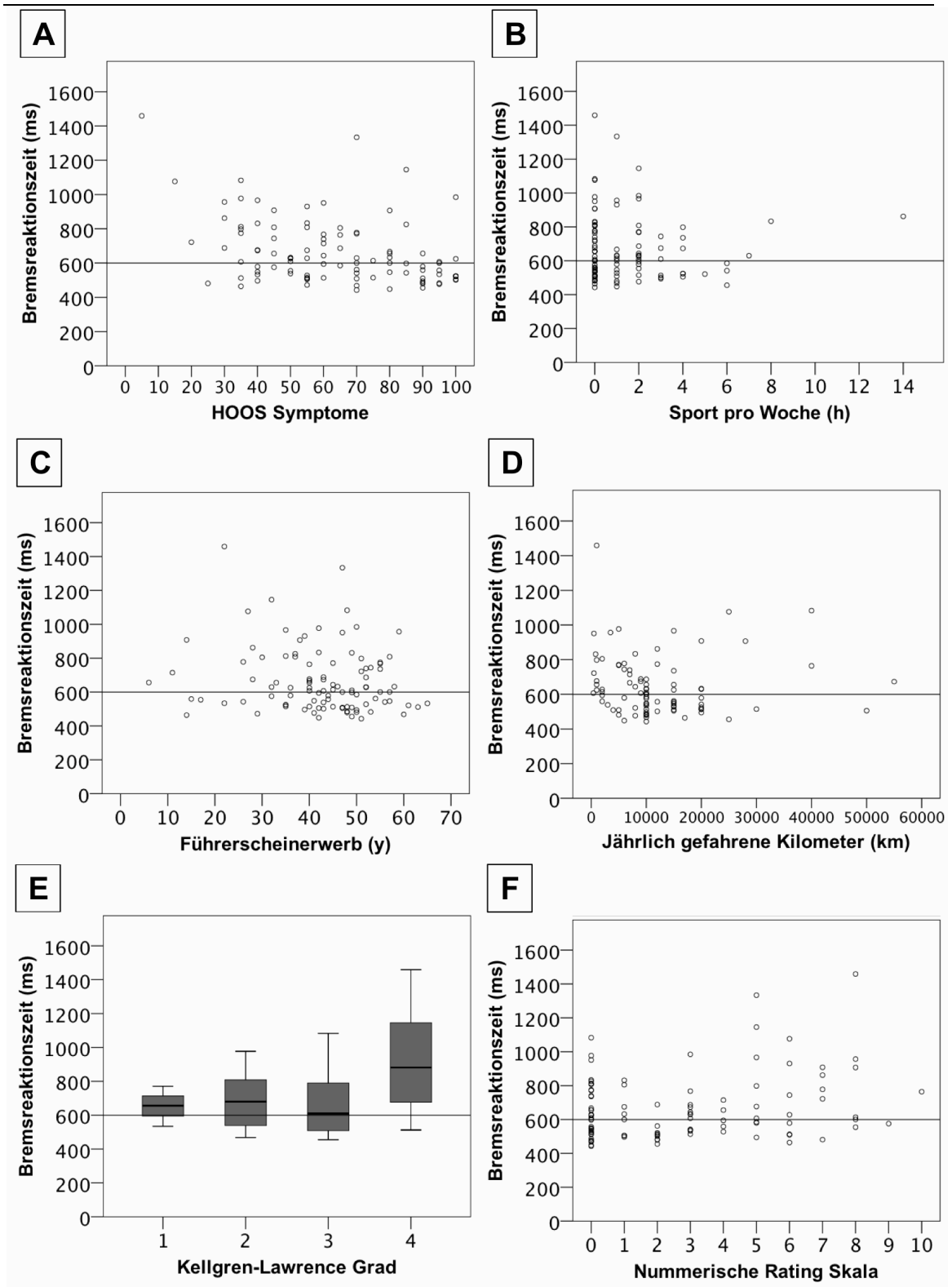


Abbildung 23. Streudiagramme und Boxplot: Zusammenhänge zwischen HOOS Symptome (A), Sport pro Woche (B), Führerscheinerwerb (C), jährlich gefahrene Kilometer (D), Kellgren-Lawrence Grad (E) Numerischen Rating Skala (F) und Bremsreaktionszeit

### 3.4.4 Klinische Testung

Wie bereits zuvor beschrieben, wurde mit den folgenden sechs Tests das Ziel verfolgt, die erhaltenen Werte mit denen aus dem Bremssimulator zu vergleichen und daraus die Korrelation zu errechnen. Die Probanden führten hierzu zunächst zwei Tests aus, die primär eine Aussage über das Reaktionsvermögen geben sollten. Daraufhin wurden sie gebeten, drei Bewegungstests und einen kombinierten Test durchzuführen.

Beide Ergebnisse innerhalb der Reaktionstests (Linealfalltest und Reaktionstest mittels Ampel App) besitzen eine ausreichende Korrelation mit der BRT. Der Linealfalltest hat einen Kendall's Tau Wert von 0,249 ( $p \leq 0,001$ ), welcher damit geringer ist als jener des Ampel Apps ( $\tau = 0,299$ ;  $p \leq 0,001$ ).

Die drei darauf folgenden Bewegungstests besitzen alle eine Korrelation mit der BRT. Den höchsten Korrelationskoeffizienten besitzt der Step Test nach Hau mit einem  $\tau = 0,307$  ( $p < 0,001$ ). Darauf folgen der Timed up and go Test mit einem Wert von  $\tau = 0,299$  ( $p < 0,001$ ) und der Single Step Test nach Marmon mit  $\tau = 0,286$  ( $p < 0,001$ ). Für den Single Step Test nach Marmon gilt es noch zu bemerken, dass nur 89 Probanden in der Lage waren, die 10 benötigten Wiederholungen durchzuführen. Die übrigen Probanden mussten auf Grund von Schmerzen frühzeitig die Übung abbrechen.

Den höchsten Korrelationskoeffizienten besitzt die Reaktionsmessung auf schiefer Ebene mit einem Kendall's Tau von 0,505 ( $p < 0,001$ ). Als Kombination von Reaktions- und Bewegungstestung beschreibt dieser Test den Ablauf einer Gefahrenbremsung am genauesten.

Die Unterteilung des Studienkollektives in eine Arthrose- und eine HTEP-Gruppe führte zu unterschiedlichen Ergebnissen. Es ist aber zu erwähnen, dass diese bei beiden Reaktionstests, bei der Reaktionsmessung auf schiefer Ebene, beim Step Test nach Hau und dem Single Step Test nach Marmon zu keinen relevanten Unterschieden führten (siehe Tab. 12).

Der größte Unterschied zwischen beiden Gruppen findet sich beim Timed up and go Test. Bei der OA-Gruppe besitzt er einen Kendall's Tau von 0,371 und in der HTP-

## Ergebnisse

Gruppe ist er mit einem Kendall's Tau von 0,113 ( $p=0,343$ ) nicht mehr im Bereich einer „ausreichenden Übereinstimmung“.

**Tabelle 12. Korrelation der klinischen Tests mit der Bremsreaktionszeit**

	<b>Bremsreaktionszeit [ms]</b>		
	<b>Studienkollektiv (n=100)</b>	<b>Hüftgelenks- arthrose (n=63)</b>	<b>Hüftgelenks- prothese (n=37)</b>
<b>Linealfalltest [cm]</b>	$\tau=0,249$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,211$ ; <b><math>p=0,017</math></b>	$\tau=0,317$ ; <b><math>p=0,007</math></b>
<b>Reaktionstest mittels Ampel App [s]</b>	$\tau=0,299$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,260$ ; <b><math>p=0,003</math></b>	$\tau=0,372$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>
<b>Timed up and go Test [s]</b>	$\tau=0,299$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,371$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,113$ ; $p=0,343$
<b>Reaktionsmessung auf schiefer Ebene [s]</b>	$\tau=0,505$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,499$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,506$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>
<b>Step Test nach Hau [n]</b>	$\tau=-0,307$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=-0,289$ ; <b><math>p=0,001</math></b>	$\tau=-0,369$ ; <b><math>p=0,002</math></b>
<b>Single Step Test nach Marmon [s]</b>	$\tau=0,286$ ; <b><math>p&lt;0,001</math></b>	$\tau=0,242$ ; <b><math>p=0,013</math></b>	$\tau=0,341$ ; <b><math>p=0,004</math></b>

n=Probandenanzahl;  $\tau$ =Kendall's Tau; Signifikante p-Werte sind fett markiert.

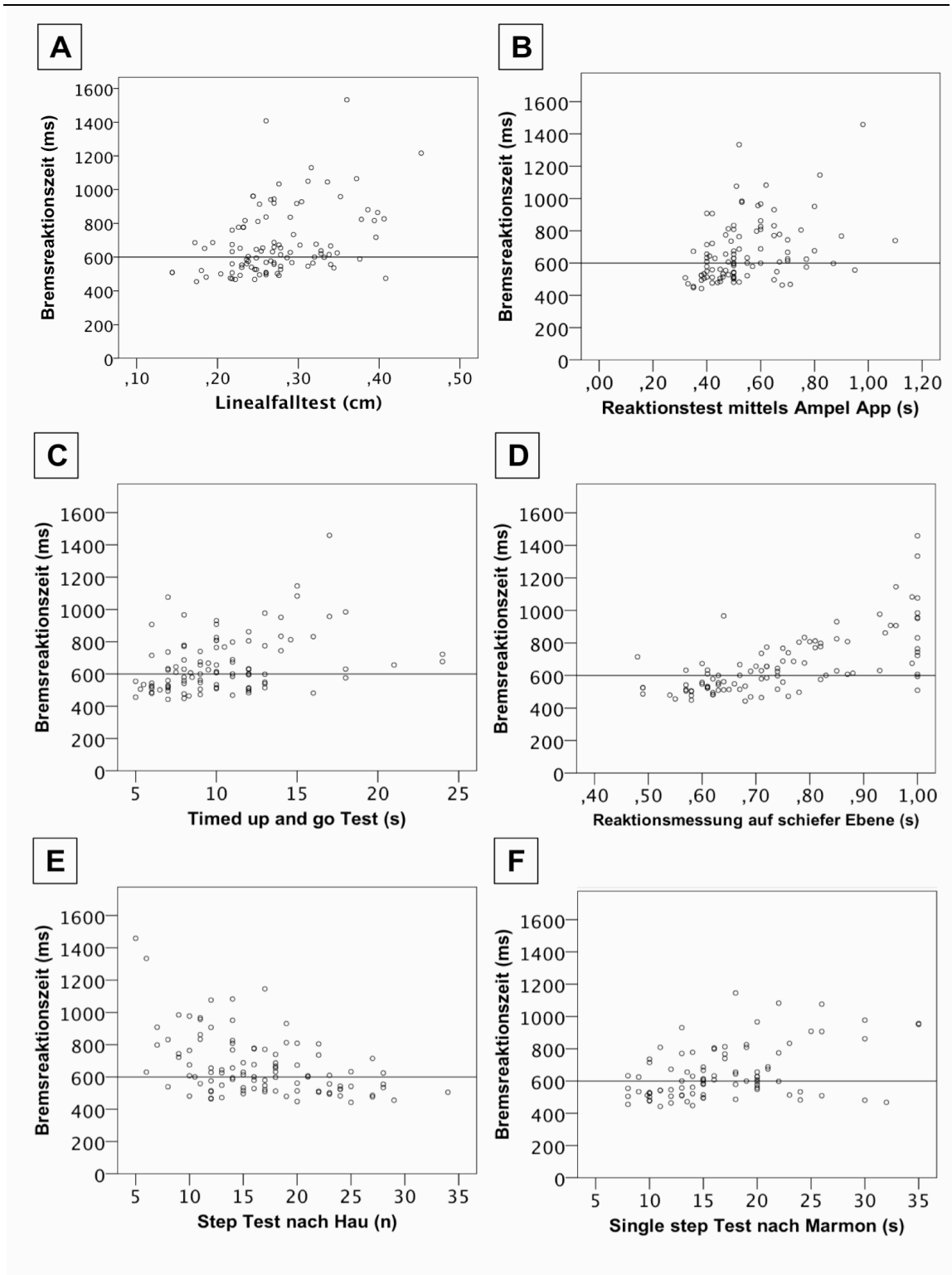


Abbildung 24. Streudiagramme: Korrelation zwischen Linealfalltest (A), Reaktionstest mittels Ampel App (B), Timed up and go Test (C), Reaktionsmessung auf schiefer Ebene (D), Step Test nach Hau (E) und Single Step Test nach Marmon (F) mit der Bremsreaktionszeit

## 4 Diskussion

Auf Grund der stetigen Zunahme des Durchschnittalters innerhalb der Europäischen Union steigt auch die Häufigkeit der Menschen mit Hüftarthrose und Hüftgelenksprothesen [12, 29, 94]. Da einer der Hauptgründe zur Ausbildung einer Coxarthrose das Alter ist, ist eine Zunahme der erkrankten Personen nicht weiter verwunderlich [95, 96].

Auch die Zunahme der implantierten Hüftgelenksprothesen ist so zu erklären, da die Endoprothetik weiterhin die Therapie der Wahl nach dem Versagen konservativer Therapien bei Hüftgelenksarthrose ist. Im Jahr 2010 waren von insgesamt etwa 390 000 implantierten Gelenken in Deutschland 158 000 Hüftgelenksprothesen [3].

Bei einer Beförderungsleistung von knapp 1 200 Milliarden Personenkilometer in der BRD pro Jahr, bei der nach wie vor mehr als die Hälfte der Strecken durch Pkw oder motorisierte Zweiräder zurückgelegt werden, liegt die andauernde Aktualität der Frage der Fahrtauglichkeit auf der Hand [2]. Daher sind Richtlinien und Testungen, die das sichere Führen eines solchen Fahrzeuges erkennen, unabdingbar.

Aus diesem Grund bestand das Ziel dieser Studie darin, durch eine multifaktorielle Testung von 100 Patienten mit Coxarthrose bzw. mit HTEP Faktoren zu finden, die auf eine einfache Art die Frage der Fahrtauglichkeit beantworten können. Momentan geschieht dies durch eine Selbsteinschätzung der Fahrer, bzw. durch die aufwendige und teure Erstellung eines Gutachtens.

Um dies in Zukunft möglicherweise erleichtern zu können wurden Bewegungs- und Reaktionstest, anamnestische Informationen und ein Hüftfragebogen mit den Ergebnissen einer BRT-Testung in einem für solche Fragestellungen entwickelten Bremssimulator verglichen.

Wie in 1.6. beschrieben, wurden Bremszeiten schon in vorangegangenen Studien mit einzelnen klinischen Tests und Fragebögen verglichen, jedoch ist dies bisher noch nicht systematisch erfolgt. Zudem fehlt eine Studie, die neben einfachen Tests auch drei wichtige Hauptfaktoren der OA in einem Kollektiv untersuchten. Dazu zählen nach Meinung des Verfassers die klinische Ausprägung der OA in Form von Schmerzen, die Behinderung durch die OA und die röntgenologische Ausprägung der OA.

### 4.1 Interpretation der Ergebnisse

#### 4.1.1 Interpretation der Ergebnisse gemessen im Bremssimulator

Auf Grund des realitätsnahen Aufbaus des Bremssimulators, mit dem Einsatz von sehr präzisen Messinstrumenten und einem standardisierten Ablauf aller Messungen sind die Werte der verschiedenen Probanden gut vergleichbar. Auch durch die Messung der FTT mit einem damit einhergehenden festen Endpunkt der Zeitmessung ist es einfacher, die Ergebnisse mit anderen Studien zu diesem Thema zu vergleichen.

In vorangegangenen Studien an demselben Simulator wurde eine BRT von 600 ms als Grenzwert festgelegt. Dieser Wert entstand durch die Messung von Patienten mit Hüft- und Knie-OA bzw. TEP und einem gesunden Kontrollkollektiv [56].

Das in der aktuellen Studie gemessene Kollektiv hatte eine BRT, die im Median bei 612 ms liegt. Dabei ist sie innerhalb der OA Gruppe mit 628 ms vergleichsweise größer als in der Gruppe mit HTEP (601 ms).

In der Studie von Hofmann et al. (2014) lagen die gemessenen BRT's bei dem Hüftkollektiv weit unter den vorgegebenen 600 ms (OA linke Hüfte: 507 ms; OA rechte Hüfte: 539 ms) [56]. Da sich das Kollektiv der beiden Studien bezüglich der demographischen Daten kaum unterscheidet, könnte die in dieser Studie stark erhöhte BRT an den größeren Schmerzen innerhalb des einen Kollektivs liegen. Dies kann nicht überprüft werden, da keine Schmerzausprägungen von Hofmann et al. (2014) vorliegen und darüber hinaus die Fallzahl bei Hofmann et al. (2014) um einiges geringer ist [56].

Bei der Suche nach einer möglichen Erklärung der beschriebenen Bremsunterschiede fallen die im Median geringeren Schmerzen im HTEP Kollektiv auf. Die von den Probanden erhobene NRS liegt beim OA Kollektiv bei 8 und damit um 4 Punkte höher als bei dem HTEP Kollektiv. Die NRS korreliert „ausreichend“ mit der BRT ( $\tau=0,272$ ;  $p<0,001$ ). Daher kann möglicherweise der Unterschied zwischen OA und HTP Kollektiv in der BRT anhand der Unterschiede innerhalb der NRS erklärt werden.

Vergleicht man das gesunde Kontrollkollektiv von Hofmann et al. (2014) mit den Probanden dieser Studie in Bezug auf die RT und FTT ist Folgendes auffällig: Es herrscht nur ein relativ geringer Unterschied innerhalb der RT von 32 ms, aber im



## Diskussion

Bezug auf die FTT ist das erkrankte Kollektiv mit einem Anstieg um 202 ms um einiges langsamer als das gesunde Kontrollkollektiv von Hofmann et al. (2014) [56]. Auch dieser Umstand ist am wahrscheinlichsten durch die bewegungsbedingten Schmerzen zu erklären, von der die RT weniger stark beeinflusst wird als die FTT. Zusätzlich führen die Schmerzen zu einer erhöhten Inaktivität, was u.a. mit Muskelatrophie, schlechterer Innervation und weniger Stellkraft einhergeht. Diese Faktoren wirken sich wiederum ebenso negativ auf die Bremsfähigkeit aus.

Auch innerhalb der BF können Unterschiede erkannt werden. Mit einem Median von 294 ist das gesamte Kollektiv weit von der Untergrenze von 100 N entfernt. Doch auffallend ist die sehr große Amplitude von 72 - 1181 N. Das OA Kollektiv hat eine um 35 N niedrigere BF als das TEP Kollektiv.

Interessant ist auch die starke Korrelation zwischen BRT und BF mit einem Korrelationskoeffizienten von -0,209, was zu einem signifikantem p-Wert von 0,002 führt. Somit bremsen Probanden, die mit einer erhöhten Kraftaufwendung auf das Bremspedal drückten, auch schneller. Dies ist vermutlich ebenfalls durch die geringeren Schmerzen erklärbar, die wiederum zu einem erhöhten Bewegungsmaß führen und somit die Muskelkraft in den Beinen zunehmen lässt.

### **4.1.2 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit den demographischen Daten**

Männliche Probanden bremsen in dieser Studie im Schnitt 136 ms schneller als weibliche. Ähnliche Ergebnisse wurden auch schon in vorangegangenen Studien gefunden [97, 98]. Es ist jedoch darauf hinzuweisen, dass die Versuchsaufbauten teilweise sehr unterschiedlich waren und dadurch ein absoluter Vergleich der Ergebnisse nur bedingt möglich ist [97]. Eine Erklärung könnte die Körpergröße liefern, die innerhalb des gesamten Studienkollektivs mit der BRT korreliert. Betrachtet man jedoch das weibliche Geschlecht in Bezug auf die BRT gesondert, besteht zwischen den beiden Faktoren „etwas Übereinstimmung“ bei einem Kendall's Tau von -0,159 ( $p=0,103$ ). Was sich aber unterscheidet, sind die Angaben über die Schmerzen unter Belastung. Männer haben mit einer gemessenen NRS von 6 im Median geringere Schmerzen als die weiblichen Probanden (NRS=8). Da es sich hierbei um einen relativ geringen

## Diskussion

Unterschied handelt, ist davon auszugehen, dass andere Faktoren einen größeren Einfluss haben. Darüber hinaus ist v.a. der geringe Unterschied der RT unter den Geschlechtern auffallend. Im Median unterschieden sich die Zeiten nur um 16 ms. Eine um ein Vielfaches größere Differenz liegt innerhalb der FTT vor. Hier sind die männlichen Probanden im Median um 113 ms schneller. Eine gleichbleibende RT einhergehend mit einer erhöhten FTT unter dem weiblichen Kollektiv wurde schon in früheren Studien gefunden, unter anderem auch bei gesunden Probanden, ohne nennenswerte Schmerzen [24, 99]. Eine mögliche Ursache könnten die verschiedenen muskuloskelettalen Voraussetzungen unter den Geschlechtern sein.

Bei der Betrachtung der BF ist auch eine um 258 N höhere Kraftamplitude bei den männlichen Probanden sichtbar. Wenn man bedenkt, dass die BF nur „etwas Übereinstimmung“ ( $\tau=-0,196$ ;  $p=0,004$ ) mit der BRT hat, ist die Vermutung, dass die muskulären Unterschiede der Geschlechter einen Einfluss haben, nicht sicher zu beantworten. Des Weiteren fällt in diesem Kollektiv eine ausreichende Korrelation ( $\tau=-0,322$ ;  $p<0,001$ ) zwischen Geschlecht und den gefahrenen Kilometern pro Jahr auf. Männliche Probanden (10 000 km) legten im Median 2000 km mehr pro Jahr zurück als weibliche Probanden. Da es mit steigender Kilometerzahl zu geringeren BRTs im Bremssimulator kam, kann zum Teil auch dieser Punkt die Geschlechterunterschiede in der Messung erklären.

Zwischen den beiden Kollektiven liegen keine signifikanten Altersunterschiede vor. Da die HTEP die Behandlungsmethode der OA darstellt, wäre damit zu rechnen gewesen, dass die OA Gruppe jünger ist. Entgegen dieser Vermutung ist aber in diesem Kollektiv die HTEP Gruppe im Median vier Jahre jünger. Ein Grund könnte der immer frühzeitigere Entschluss zum Einsetzen eines Kunstgelenks sein [3]. Die Ergebnisse könnten aber in diesem Fall auch zufällig so ausgefallen sein.

Durch eine gestiegene Anzahl an Extremsportlern, die sowohl durch Verletzungen als auch Überbeanspruchung an Symptomen der OA leiden, werden die Patienten immer jünger. Zur gleichen Zeit werden bessere Schutzmaßnahmen am Arbeitsplatz eingeführt, die in Zukunft vermutlich zu einem Rückgang beruflich bedingter OA führen [30, 100].

## Diskussion

Innerhalb dieser Studie besteht keine Korrelation zwischen dem Alter und der BRT. Da aber ältere Menschen häufig auf Grund von langsamer ablaufenden Informationsprozessen eine erhöhte RT haben, wäre eine solche in diesem Versuchsaufbau zu erwarten gewesen [98, 101]. Auf der anderen Seite steigen mit der Fahrerfahrung auch die sensomotorischen Fähigkeiten, welche wiederum zu einer Abnahme der RT führen [102]. Bei einer Aufteilung der BRT in RT und FTT ist weiterhin keine Korrelation der einzelnen Faktoren zum Alter zu sehen. Vermutlich ist die OA mit den einhergehenden Schmerzen ein wichtigerer Faktor als das Alter. Dabei ist jedoch zu bedenken, dass innerhalb einer komplexen Fahrsituation mit multiplen Einflüssen das Alter mehr zum Tragen kommen könnte, als in einem eindimensionalen Versuchsaufbau.

Auffallend ist der in beiden Kollektiven erhöhte BMI. Beide Kollektive gehören definitionsgemäß im Median zu der Gruppe der Übergewichtigen. Dies ist durch das steigende Risiko der OA durch Übergewicht nachvollziehbar [103]. Zusätzlich führt die OA häufig zu schmerzbedingter Inaktivität, welche wiederum einer weiteren Erhöhung des BMI bedingen könnte.

Wie schon in früheren Studien beschrieben [59], gibt es auch in dieser Studie keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,863$ ) zwischen den Seiten der Hüfte. Patienten mit rechtsseitigen Pathologien bremsten im Median nur 29 ms langsamer als linksseitig betroffene und 20 ms langsamer als bilateral betroffene Patienten. Auf den ersten Blick wirkt dies unnatürlich. Doch schon 1984 stellten Studien fest, dass es bei linksseitig auftretender OA mit Schmerzen zu inhibitorischen Muskelreflexen kommt [104]. So sind afferente Stimuli vom verletzten Bein mit einer Inhibition des ipsi- und kontralateralen M. quadrizeps assoziiert [105, 106]. Dieser Vorgang könnte durch die zentrale Verarbeitung der Schmerzen erklärt werden. So gehen Hurley et al. (1997) [105] davon aus, dass arthrogene Muskelinhibitionen durch eine geringere Tätigkeit der efferenten Alpha-Motoneuronen, bedingt durch afferente intrafusale Muskelfasersignale, entstehen.

Auch Sjölander et al. (2002) [107] nehmen an, dass die afferenten Signale von sekundären Muskelspindeln, die zurück zum  $\gamma$ - Motoneuron geleitet werden, die kontra-

## Diskussion

und ipsilateralen Muskeln innervieren. Folglich kommt es zu einer verringerten Anzahl an aktiven und inaktiven Fasern und einer geringeren Sensitivität gegenüber Dehnungsreizen beidseits. So kann eine linkseitig auftretende Verletzung zu einer Reduzierung des Muskeltonus auf der rechten Seite führen, was wiederum eine verlängerte BRT bedingen könnte. Ob dieser Effekt auch in einer echten Gefahrensituation auftritt, ist unter experimentellen Bedingungen nur schwer festzustellen.

### **4.1.3 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit der NRS und dem HOOS Fragebogen**

Bei der Bewertung der beiden Tests zur Abfragung von Schmerzen war auffallend, dass die erhobenen Werte der NRS eine stärkere Korrelation mit der BRT besitzen als alle Parameter des HOOS. Interessant ist, dass die NRS nur Schmerzen ermittelt, innerhalb des HOOS jedoch die Fragen nach den Symptomen einen höheren Korrelationskoeffizienten aufweisen als die schmerzspezifischen. Da der Unterschied aber sehr gering ist und die Fragen innerhalb des HOOS teilweise sehr ähnlich sind, sollte man die Unterschiede nicht überbewerten. Hier könnte es sich auch um zufällige statistische Effekte aufgrund der limitierten Fallzahl handeln.

Da der HOOS aus mehreren Klassen besteht, stellte sich während der Auswertung die Frage, ob diese gemeinsam ausgewertet werden sollten. Dies wurde im Erstellungsprozess des Tests allerdings nicht so vorgesehen. Es ist denkbar, dass dies zu einer höheren Korrelation führt, da durch eine größere Anzahl an Fragen ein genaueres Ergebnis erzielt werden könnte.

In vorangegangenen Studien untersuchten Egol et al. (2008) [108] Patienten nach einer postoperativen Versorgung von traumatisch bedingten, rechtsseitigen Fußpathologien. Dabei fiel eine schwache, nicht signifikante Korrelation ( $r=0,31$ ) zwischen dem SMFA und der BPTT auf.

Die in dieser Studie vergleichbare Testung ist der HOOS. Der HOOS Symptom-Komplex besitzt mit einem  $\tau=-0,264$  eine vergleichbare Korrelation. Es ist jedoch zu beachten, dass Egol et al. den SMFA nur mit der BPTT korrelierten und nicht mit der

## Diskussion

gesamten BRT. Da dieser, wie oben beschrieben, den Zeitabschnitt angibt, der nach der Beendigung der BRT Messung erfolgt, ist ein Vergleich der Werte nicht direkt möglich.

Liebensteiner et al. (2010) [109] beschreiben eine schwache Korrelation zwischen den Werten der Visuellen Analog Skala und der BRT bei Patienten nach einer Spondylodese (Wirbelkörperverblockung). Die visuelle Analogskala funktioniert ähnlich wie die NRS mit dem Unterschied, dass die Probanden nur die Endpunkte der maximalen und der minimalen Schmerzausprägung auf der Skala sehen. Dabei kommt es je nach Messzeitpunkt und Unterscheidung zwischen Ruhe- und Belastungsschmerz zu ausreichenden (0,266 bei postoperativer Testung unter Angabe des Ruheschmerzes) bis mittelmäßigen Korrelationen (-0,596, bei präoperativer Testung unter Angabe des Ruheschmerzes).

Thaler et al. (2012) erhielten ähnliche Ergebnisse. Sie untersuchten allerdings Patienten mit linksseitiger Radikulopathie (Wurzelsyndrom) [110]. Auch Al-khayer et al. (2008) untersuchten die Korrelation der Schmerzempfindung mit der RT, jedoch bei Patienten bei denen selektive Nervenwurzelblöcke durchgeführt wurden [91]. Dabei zeigten sich je nach Messzeitpunkt und Seite sehr unterschiedliche Korrelationen, mit bestenfalls ausreichender Korrelation ( $r=0,044-0,395$ ;  $p=<0,25-0,90$ ).

### **4.1.4 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit der Kellgren Lawrence Einteilung**

Wie auch schon in vorherigen Studien beschrieben [77], besteht auch in der aktuellen Auswertung kein Zusammenhang zwischen dem Kellgren Lawrence Einteilungssystem für röntgenologisch nachgewiesene OA und der BRT ( $\tau=0,219$ ;  $p=0,156$ ). Auffallend ist nichtsdestotrotz eine stark erhöhte BRT bei Patienten mit einem KL grade von 4 (882 ms). Im Vergleich dazu ist bei einem KL grade von 2 die mediane BRT bei 680 ms. So ist bei endgradigen Befunden im Vergleich zum Normalbefund doch auch röntgenologisch von verschlechterter Bremsleistung auszugehen, es besteht aber eben kein direkter linearer Zusammenhang. Obwohl die Röntgenbilder in der Diagnosestellung der OA eine wichtige Rolle spielen, spiegeln sie nicht immer die

## Diskussion

Symptome der Patienten wieder [111]. Innerhalb der Literatur schwanken die Angaben von Patienten, die bei röntgenologisch nachgewiesener OA auch Schmerzen haben, von 16 % bis zu 81 % [112]. Einen Einfluss auf diese Ergebnisse hat die jeweils in der Studie angewandte Definition der OA. So ist es wichtig, beim Vorliegen eines röntgenologischen gesicherten Befundes immer die klinischen Symptome der Patienten mit zu bewerten.

### **4.1.5 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit den klinischen Tests**

Die sechs durchgeführten klinischen Tests besitzen - abgesehen von der Reaktionsmessung auf schiefer Ebene (mittelmäßige) - alle eine ausreichende Korrelation mit der BRT. Die Reaktionsmessung auf schiefer Ebene besitzt die höchste Korrelation ( $\tau=0,505$ ;  $p<0,001$ ). Dies ist auf Grund der Kombination von Reaktions- und Bewegungstestung mit der Imitation des Bremsvorganges in der Fahrgastzelle nicht verwunderlich. Dieser Test spiegelt am ehesten die gesamte BRT wieder. Der Nachteil ist allerdings die Anschaffung des Messinstrumentariums.

Bei der Korrelationstestung der klinischen Tests mit den Bremszeiten wurde neben der Testung mit der BRT in einem weiteren Schritt auch eine einzelne Testung mit der RT und der FTT durchgeführt. Da einige klinische Tests auf die Testung der RT bzw. auf die Beweglichkeit abzielten, wäre davon auszugehen gewesen, dass die Reaktionstests eine erhöhte Korrelation mit der RT als mit der FTT besitzen. Das gleiche würde für die Bewegungstests gelten, die im Umkehrschluss eine höhere Korrelation mit der FTT besitzen müssten.

Dieses zu erwartende Ergebnis konnte in diesem Kollektiv nicht nachgewiesen werden. So kommt es zu keinem erhöhten Korrelationskoeffizienten, wenn man die erhaltenen Werte der Reaktionstests (Linealfalltest, Reaktionstest mittels Ampel App) anstatt mit der gesamten BRT nur mit der RT korrelieren lässt. Genauso sieht es bei den Bewegungstests (Step Test nach Hau, Single Step Test nach Marmon, Stand up and go Test) aus. Sie besitzen durch eine Korrelation mit der FTT keinen höheren Korrelationskoeffizienten. Überdies war auffallend, dass alle klinischen Tests, inklusive der Bewegungstests, eine gute Korrelation mit der RT besitzen.

## Diskussion

Eine Erklärung für beide Phänomene könnte das erhöhte Alter des Gesamtkollektivs liefern. Denn bei der genaueren Betrachtung der Bewegungstests fällt auf, dass die Durchführung auch hier ein gewisses Maß an Reaktionsfähigkeit erfordert, da die Zeitmessung ebenfalls über definierte Anfangs- und Endpunkte erfolgt. Dadurch können diese Tests auch altersbedingt durch ein niedrigeres Reaktionsvermögen zu schlechteren Ergebnissen führen. Ob der Aspekt des Alters einen so großen Einfluss hat, ist innerhalb dieser Testung nicht sicher zu sagen. Es könnte sich auch um eine zufällige Verteilung innerhalb dieses Kollektivs handeln.

Die gemessenen Korrelationen innerhalb der klinischen Tests liegen meist im moderaten Bereich. Das könnte zum einen durch den Testaufbau und zum anderen durch die Anzahl der Wiederholungen der einzelnen Tests erklärt werden. Die meisten Tests wurden nur einmal bzw. fünfmal durchgeführt. Dadurch können Messungenauigkeiten entstehen, die durch mehrere Durchgänge eine geringere Gewichtung erhalten würden.

Bei der Betrachtung der zehn Wiederholungen innerhalb des Bremssimulators fällt auch hier eine Streuung auf. Durch das Abziehen der minimalen von der maximalen gemessenen BRT innerhalb eines Probanden erhält man die Spannweite der einzelnen Messungen. Dabei tritt hier eine mediane Spannweite von 253 ms auf. Demnach besitzt schon der Goldstandard eine relativ große Bandbreite der Werte. Trotzdem wäre eine erhöhte Messwiederholung v.a. bei den Tests, die nur einmal durchgeführt wurden, sinnvoll. Insbesondere der Step Test nach Hau hätte somit vermutlich eine noch höhere Korrelation mit der BRT.

Ein Teil der verwendeten klinischen Tests wurde bereits in vorangegangenen Studien angewandt und führte zu den folgenden Ergebnissen:

Holt et al. (2008) [79] führten einen Step Test bei Osteotomie des ersten Metatarsalknochens durch. Sie berechneten zwar keine Korrelationen, doch der gleiche, in dieser Studie angewandte Test hatte einen Korrelationskoeffizienten von -0,307 und einen p-Wert von 0,001. Auch ohne eine Messung der Korrelation gab es eine absolute Zunahme der Bewegungen über den Holzblock von präoperativ zu sechs Wochen postoperativ.

## Diskussion

Zusätzlich wurde die TBRT gemessen, welche ebenso sechs Wochen postoperativ niedriger als präoperativ war. So kann man zwar sehen, dass dieser Test schon in vorangegangenen Studien eine gewisse Korrelation zur Bremszeit hatte, ob diese aber auch bei Holt et al. (2008) signifikant war, ist nicht zu sagen.

Hau et al. (2000) [80] veröffentlichten zwei Studien, in denen sie den Step Test wie bei Holt und einen Standing Test vor und nach Kniearthroskopie mit der gemessenen BRT verglichen. Auch hier wurden moderate Korrelationen gefunden. Beim Step Test nach Hau ist die Korrelation zwischen 0,45 und 0,79 und beim Standing Test zwischen -0,35 und -0,70. Beide Tests weisen einen p-Wert  $<0,001$  auf. Im Vergleich dazu besitzt der Step Test nach Hau in dieser Studie einen geringeren Korrelationskoeffizienten ( $\tau = -0,307$ ;  $p < 0,001$ ).

Auffallend ist die in den genannten Studien höhere Korrelation der Tests mit der BRT bzw. TBRT. Dies ist ggf. dadurch zu erklären, dass das Kollektiv in der aktuellen Studie nur aus Probanden mit Arthrose und TEP besteht. Da es hierbei zu relativ homogenen Symptomen kommt, unterscheiden sich die Patienten nicht so stark wie in den anderen beschriebenen Studien. Zudem hat möglicherweise eine Messung, die kurz nach einer Operation durchgeführt wird, auf Grund von verschiedenen schnellen Heilungsverläufen eine größere interindividuelle Streuung, als eine, die frühestens sechs Wochen postoperativ durchgeführt wurde.

### **4.1.6 Interpretation der Ergebnisse des Vergleichs von Bremsleistung im Simulator mit der Anzahl an Stunden Sport pro Woche, der Dauer des Führerscheinbesitzes und dem Operationsverfahren**

Auffallend ist, dass die Stunden an Sport pro Woche und auch die Dauer des Führerscheinbesitzes nicht mit der BRT korrelieren. Auch die Aufteilung der Probanden in sportlich Aktive oder Inaktive führt zu keinen Korrelationen. Gleichwohl fällt auf, dass Probanden, die drei oder mehr Stunden Sport pro Woche treiben, eine um 70 ms kürzere BRT besitzen, als jene die weniger als 2 Stunden sportlich aktiv sind.

Bezüglich der Länge des Führerscheinbesitzes hätte man eine umgekehrte oder glockenartige Verteilung erwartet, also eine Abnahme der BRT mit erhöhter Fahrerfahrung und eine Zunahme mit dem Alter. Diese Verteilung konnte jedoch nicht



## Diskussion

gefunden werden. Daher ist davon auszugehen, dass dieser Faktor vermutlich eine zu geringe Auswirkung hat, als dass er bei einem Probandenkollektiv mit stark ausgeprägten Pathologien noch ins Gewicht fällt.

Ein weiterer Faktor, der ggf. einen Einfluss auf die BRT haben könnte, ist das Operationsverfahren. In dieser Studie wurden nur Patienten mit einem lateral transgluteal operierten Zugang untersucht. In den letzten Jahren werden jedoch vermehrt minimalinvasive Verfahren eingesetzt, da davon ausgegangen wird, dass auf diese Weise Weichteile, wie die Glutealmuskulatur und der Tractus iliotibialis, geschont werden können. So können Patienten früher mobilisiert werden und haben weniger Schmerzen [113]. Dabei wird der Zugangsweg beispielsweise von anterior statt von lateral gewählt. Dies könnte durch eine Schonung des Musculus gluteus medius und des Tractus iliotibialis einen geringeren Muskulaturverlust zur Folge haben, was wiederum eine Auswirkung auf die Fähigkeit zur Durchführung einer Notbremsung haben kann und zudem eine frühere Integration in den Straßenverkehr bedeuten würde. Dieser Umstand spielt in der aktuellen Studie keine Rolle, könnte aber in Zukunft beachtet werden.

### **4.2 Möglichkeit zur Erstellung eines Regressionsmodells**

Isoliert betrachtet besitzen mehrere klinische Tests eine vernünftig anmutende Korrelation mit der BRT aus dem Bremssimulator, es ist jedoch kein Korrelationswert in einem so exzellenten Bereich, dass er für sich genommen eine Prädiktion der zu erwartenden BRT belastbar erlaubt. Denkbar wäre nun, dass in einem weiteren Schritt möglicherweise durch die Erstellung eines Regressionsmodells eine Formel entwickelt werden könnte, welche bei der Fragestellung bezüglich der Fahrtauglichkeit eine Antwort liefern kann.

Die aktuell hier dargestellte Studie war Teil eines größeren Studienprojektes mit dem Ziel der Entwicklung eines solchen Regressionsmodells. Hierfür wurden neben den hier dargestellten Patienten mit Hüftpathologie zudem 61 Patienten (45 OA, 16 KTEP) mit der gleichen Problematik am Kniegelenk eingeschlossen und untersucht. Hier konnte nach abschließender Gesamtauswertung eine Formel vorgeschlagen werden, welche im

## Diskussion

Folgenden kurz erläutert werden soll: Als relevant für das Modell eingestuft wurden die Faktoren Alter (Hüftgruppe:  $\tau=0,073$ ,  $p=0,290$ ; Kniegruppe:  $\tau=0,359$ ,  $p<0,001$ ), Geschlecht (Hüftgruppe:  $\tau=0,382$ ,  $p<0,001$ ; Kniegruppe:  $\tau=0,331$ ,  $p=0,002$ ), HOOS/KOOS Schmerzen (Hüftgruppe:  $\tau=-0,242$ ,  $p<0,001$ ; Kniegruppe:  $\tau=-0,290$ ,  $p=0,001$ ) und Step Test nach Hau (Hüftgruppe:  $\tau=-0,318$ ,  $p<0,001$ ; Kniegruppe:  $\tau=-0,324$ ,  $p<0,001$ ). Der KOOS ist der gleiche Test wie der HOOS, mit dem Unterschied der Ausrichtung der Fragen auf das Kniegelenk anstelle der Hüfte. Die genutzten Faktoren waren über das Gesamtkollektiv alle signifikant zur Vorhersage im Bremssimulator und besaßen einen Standardfehler von 158,4 ms (angepasst  $R^2$ : 0,31;  $F(4,140) = 16,8$ ;  $p < 0,001$ ). Die eingeschlossenen Dimensionen wurden auf Grund ihrer Korrelationsstärke mit der BRT, aber auch ihrer einfachen alltäglichen Anwendbarkeit ausgewählt. Aus diesem Grund wurde auf den Single Step Test nach Marmon, der eine ähnlich gute Korrelation zur BRT wie der Stept Test nach Hau besaß, verzichtet. Innerhalb der Hüftkohorte mussten 11 Probanden den Test auf Grund von Schmerzen abbrechen.

In der erwähnten Studie kam es nach der Erstellung des Modells zur folgenden Formel:

$$\mathbf{BRT}_{(\text{errechnet})} = 634,8 - (8,8 \times \text{Wiederholungen beim Step Test nach Hau}) + 119,2 \text{ (für Frauen)} + (3,0 \times \text{Alter}) - (1,3 \times \text{H/KOOS Pain})$$

Zur Erklärung dieser Formel und um einen Überblick über die Genauigkeit zu geben, soll an dieser Stelle ein Patient beispielhaft berechnet und das damit einhergehende Konfidenzintervall aufgezeigt werden.

Eine 81-jährige, weibliche Probandin erreichte im Step Test nach Hau  $n=28$  und der HOOS/KOOS zeigte Schmerzen von 81 an. Diese Werte führen zum folgenden Ergebnis:

$$\mathbf{BRT}_{(\text{errechnet})} = 634,8 - (8,8 \times 28) + 119,2 + (3,0 \times 75) - (1,3 \times 81) = 672,2 \text{ ms}$$

Hierbei wäre das 95 % Konfidenzintervall zwischen 307 - 951 ms. Somit würde das Intervall ca. 644 ms groß sein. Bei einer Geschwindigkeit von 100 km/h könnte eine Ungenauigkeit des Modells von 644 ms zu einer Bremsdistanzverlängerung von 17,8 Metern führen. Die totale Verlängerung der Bremslänge auf Grund des Überschreitens des Grenzwertes um 27,2 ms führt zu einer Bremswegverlängerung von 0,75 m.

Auffallend bei dieser Beispielrechnung ist das relativ große Konfidenzintervall. So

## Diskussion

können Probanden, die eine im Modell unauffällige BRT besitzen, im Simulator sehr viel schlechtere Werte erzielen. Daher kann man sagen, dass das Model nur eine erste Einschätzung der Fahrtauglichkeit geben kann. Eine definitive Aussage über die Fahrtauglichkeit ist wegen einer zu großen Spannweite der Ergebnisse bei zehn Wiederholungen nicht möglich. Daher ist es unwahrscheinlich, dass andere klinische Tests zu genaueren Ergebnissen führen können. Festzuhalten ist aber, dass wie in dieser Doktorarbeit die Faktoren Geschlecht, muskuläre Funktion (Step Test nach Hau) und Stärke der Schmerzen einen Einfluss auf die BRT haben.

Noch einmal herauszustreichen ist bei der Einordnung der Ergebnisse dieses Modells auch die beobachtete Spannweite in zeitbasierten Empfehlungen, wie bisher üblich z.B. nach rechtsseitiger KTEP mit 375 - 856 (Interquartilsabstand 481) ms sechs Wochen postoperativ. Auch die mediane Spannweite der zehn Messungen innerhalb eines Patienten im Bremssimulator ist mit 336 (252) ms beachtenswert.

Da in der aktuellen Studie nur Hüftpatienten untersucht wurden und die Fallzahl kleiner ist als in der veröffentlichten Studie, wurde auf die Erstellung eines separaten solchen Modells verzichtet.

### 4.3 Studienlimitationen

Da die Messung im Simulator keine echte Notfallsituation nachstellen kann, können sich die gemessenen Bremsreaktionszeiten von denen in einer wahren Gefahrensituation unterscheiden. Durch eine gesteigerte Vigilanz während einer echten Notfallbremsung sind die Hüftschmerzen vermutlich weniger präsent als im Simulator. Zusätzlich erfolgt innerhalb von kurzer Zeit die Messung von zehn Bremsungen, was die Schmerzen sogar steigern kann. Betrachtet man die ungefähr gleichbleibenden BRT's der einzelnen Messungen, kann diese Vermutung in diesem Versuchsaufbau jedoch nicht bestätigt werden.

Im Gegensatz zum realen Straßenverkehr handelt es sich bei dem Notfallsignal um ein erwartetes Ereignis. Der Proband ist innerlich vorbereitet und reagiert somit schneller [54]. Um trotzdem möglichst präzise auf die wahre BRT im Straßenverkehr schließen zu können, schlugen schon Johansson und Rumar (1971) einen entsprechenden Umrechnungsfaktor vor [57]. Da aber in dieser Studie die erhobenen Werte nicht mit

## Diskussion

dem realen Straßenverkehr verglichen werden, wurde eine Umrechnung nicht benötigt. Für den Vergleich der einzelnen Probanden untereinander ist eine Messung mit Erwartungshaltung exakter, da durch eine genaue, vorangegangene Instruktion davon auszugehen ist, dass mit dem Aufleuchten der LED keine Interpretation des Signals von Nöten ist und schließlich vor allem die muskuloskelettale Fragestellung im Vordergrund steht.

Bezüglich der ergonomischen Voraussetzungen im Straßenverkehr sollten die erhobenen Daten denen einer wahren Fahrsituation entsprechen, da die Testungen in einer echten Fahrerkabine durchgeführt wurden.

Des Weiteren war während der Durchführung der Experimente auffallend, dass die Probanden die Testung bei unterschiedlichen Schmerzstärken fortsetzten oder abbrachen. Eine Befragung zu den unter der Testung empfundenen Schmerzen durch die NRS könnte auffällige Werte ggf. genauer erklären. Zudem ist zu beachten, dass die Messung mit dem Anstieg der Kraft auf dem Bremspedal endete. Eine Vollbremsung kann demnach länger dauern und somit durch den aufrechterhaltenen Druck auf die Bremse zu größeren Schmerzen führen. Dies könnte zu einer Abnahme des auf die Bremse wirkenden Druckes führen und sich dementsprechend wiederum auf die Länge des Bremsvorgangs auswirken. Ob dies durch den flächendeckenden Einsatz von Bremskraftverstärkern aber überhaupt einen entscheidenden Einfluss auf den Bremsweg hat, ist allerdings zweifelhaft.

### **4.4 Stärken der Arbeit**

Die wohl größte Stärke dieser Arbeit im Vergleich zu vorangegangenen Studien ist die Miteinbeziehung der drei Hauptkriterien der OA. Dazu gehören Schmerzen, OA bedingte Behinderungen und radiografische Veränderungen.

Ein weiterer wichtiger Faktor ist der Versuchsaufbau. Neben dem Einsatz einer echten, sehr realitätsnahen Fahrerkabine führt auch die Genauigkeit der Messinstrumente zu gut vergleichbaren Ergebnissen.

Auch wenn sich eine Gefahrenbremsung im realen Straßenverkehr normalerweise nicht häufiger wiederholt, wurde in diesem Versuchsaufbau eine zehnfache Wiederholung der

## Diskussion

Messung im Bremssimulator von den Probanden erwartet. So sollten z.B. der Unaufmerksamkeit geschuldete Ergebnisse eine geringere Gewichtung erhalten.

Zusätzlich wurde neben der Messung der Bremszeiten auch die BF gemessen. Auch wenn diese durch den flächendeckenden Einsatz von Bremskraftverstärkern kaum noch eine Rolle spielt, konnte sie im Einzelfall doch Rückschlüsse bei auffälligen Bremszeiten erlauben.

Die klinischen Tests wurden zum einem anhand von vorangegangenen Studien [80-82] und zum anderem durch eigene Überlegungen ausgewählt. Durch eine Auswahl von Reaktions-, Bewegungs- und kombinierten Tests konnte ein breites Spektrum von für die Durchführung eines Bremsvorganges erforderlichen Fähigkeiten überprüft und auf die jeweilige Korrelation mit der tatsächlichen Bremsung untersucht werden.

Alle Messungen wurden von derselben Person durchgeführt und es gab keine längeren Messunterbrechungen.

### **4.5 Schlussfolgerung**

Die in dieser Studie durchgeführten Tests geben eine sehr gute Übersicht über die Korrelation vieler Einflussfaktoren mit der BRT. So kann anhand der Werte mit der höchsten Korrelation eine gewisse Einschätzung der BRT gegeben werden. Beispielsweise kann durch die Interpretation der Ergebnisse der Reaktionsmessung auf schiefer Ebene ein guter Annäherungswert bzgl. der Fahrtauglichkeit gegeben werden.

Auf Grund der teilweise relativ großen Streuung der Ergebnisse ist jedoch keine abschließende Aussage über die Fahrtauglichkeit möglich. Da gerade bei juristischen Fragestellungen, bei denen es z.B. um die Klärung der Schuldfrage nach einem Unfall geht, eine sehr genaue Aussage über die Fahrtauglichkeit von Nöten ist, müsste eine Abklärung mit einer Testung in einem Bremssimulator weiterhin erfolgen. Die Ergebnisse der durchgeführten klinischen Testungen sollten jedoch als Annäherungswerte nicht unterschätzt werden, da alle eine Korrelation mit der BRT besitzen und auch bei der Nutzung des Bremssimulators eine mediane Spannweite von 253 ms innerhalb eines Probanden auftritt. Angesichts des breiten Studienansatzes ist davon auszugehen, dass es mit vergleichbar simplen Tests kaum möglich sein wird, bessere Rückschlüsse auf die BRT geben zu können.

## Diskussion

Abschließend können Messungen von BRT und BF als Leistungsparameter einer Gefahrenbremsung nur eine von vielen Komponenten darstellen, die beim Führen eines Autos von Bedeutung sind. Die Sicherheit im Straßenverkehr als Ganzes ist weitaus komplexer und von vielen Faktoren abhängig. In diesem Versuchsaufbau werden primär die muskuloskelettal nötigen Faktoren zur Gefahrenbremsung bewertet, wohingegen u.a. Ablenkungen, falsche Bedienung des Autos und viele weitere Faktoren für eine Bremsung im normalen Straßenverkehr eine Rolle spielen. Hier wäre ein interdisziplinärer Forschungsansatz erforderlich.

### 5 Zusammenfassung

Sehr häufig fragen Patienten vor bzw. nach orthopädischen Eingriffen nach ihrer Fahrtauglichkeit. Durch große Unterschiede der individuellen Heilungsverläufe einhergehend mit unterschiedlichen Bremsfertigkeiten kann eine generelle Empfehlung auf Grund einer bestimmten Diagnose nicht allgemeingültig gegeben werden. Deshalb verfolgte diese Studie das Ziel, mit einer einfachen und schnellen klinischen Testung Patienten und Ärzten ein Werkzeug zu geben, das eine ungefähre Einschätzung der Bremsfähigkeit liefern kann. 100 Patienten im Alter von 24 bis 85 Jahren mit Hüftgelenksarthrose bzw. Hüftgelenksprothese wurden dazu in einem Bremssimulator als Goldstandard getestet. Die gemessenen Bremsreaktionszeiten wurden anschließend mit den demographischen Daten, verschiedenen klinischen Tests und Schmerzfragebögen verglichen. Ziel dabei war die Identifikation von relevanten Einflussfaktoren auf die Bremsleistung.

Die höchste Korrelation mit der BRT zeigte die Reaktionsmessung auf schiefer Ebene ( $\tau=0,505$ ;  $p<0,001$ ), gefolgt vom Step Test nach Hau ( $\tau=0,307$ ;  $p<0,001$ ). Die anderen klinischen Tests waren nur geringfügig ungenauer als der Step Test nach Hau. Bei den demografischen Daten war das Geschlecht der bedeutendste Faktor ( $p<0,001$ ;  $\tau=0,374$ ), gefolgt von der Körpergröße ( $\tau=-0,276$ ;  $p<0,001$ ). Die erhobenen Schmerzfragebögen führten ebenfalls zu signifikanten Ergebnissen. Die Numerische Rating Skala ( $\tau=0,272$ ;  $p<0,001$ ) war etwas genauer als die HOOS Symptom Dimension ( $\tau=-0,264$ ;  $p<0,001$ ). Weitere erhobene Faktoren wie Sport pro Woche, Fahrerfahrung (in Jahren) und Kellgren-Lawrence Grad hatten keinen Einfluss auf die gemessenen Bremszeiten. Bei der Betrachtung der Ergebnisse sollte festgehalten werden, dass viele Faktoren mit der BRT, gemessen im Bremssimulator, korrelieren, doch kein einzelner Wert eine sichere Aussage für die Fahrtauglichkeit machen kann. Angesichts der auch im Bremssimulator intraindividuellen hohen Spannweite sowie auch der als kritisch zu sehenden rein zeitbasierten Empfehlungen nach Operation, welche ebenfalls relevante Unschärfen aufweisen, können auch solche klinischen Tests als Orientierungshilfe durchaus herangezogen werden. Bei forensischen Fragestellungen bleibt jedoch auch weiterhin der Bremssimulator unabdingbarer Goldstandard.

## 6 Abbildungen und Tabellen

### 6.1 Abbildungen

Abbildung 1. Ausgeprägte Koxarthrose rechts.....	7
Abbildung 2. Röntgenbefunde des Hüftgelenks nach Kellgren-Lawrence Einteilung .....	8
Abbildung 3. Übliche HTEP mit zementiertem Schaft und zementfreier Pfanne.	11
Abbildung 4. Schema des Bremsprozesses .....	13
Abbildung 5. Bremsvorgänge mit und ohne Bremsassistent .....	15
Abbildung 6. Beispielhafte Abbildung einer Numerischen Rating Skala.....	25
Abbildung 7. Aufbau des Bremssimulators.....	27
Abbildung 8. Warnsignallampe.....	28
Abbildung 9. Fußraum mit Pedalanordnung.....	30
Abbildung 10. Bremsdiagramm .....	32
Abbildung 11. Falltest mit dem Lineal.....	34
Abbildung 12. Schematischer Aufbau der Reaktionstestung mittels Ampel App..	35
Abbildung 13. Schematischer Aufbau des Timed up and go Test.....	36
Abbildung 14. Step Test nach Hau.....	37
Abbildung 15. Single Step Test nach Marmon.....	38
Abbildung 16. Reaktionsmessung auf schiefer Ebene.....	39
Abbildung 17. Balkendiagramm: Anzahl der Patienten mit Hüftarthrose (links) und HTEP (rechts) mit der jeweils betroffenen Seite .....	44
Abbildung 18. Balkendiagramm für die Geschlechterverteilung unter den Probandenkollektiven (A) und Boxplots für die Verteilung von Alter (B), Körpergewicht (C), Körpergröße (D) und BMI (E) unter den Probandenkollektiven .....	47
Abbildung 19. Boxplots: Verteilung der Bremszeiten und Bremskraft unter den Probandenkollektiven: (A) Reaktionszeit, (B) Fußtransferzeit, (C) Bremsreaktionszeit, (D) Bremskraft .....	52
Abbildung 20. Balkendiagramme für die Häufigkeit der Dimensionen Reaktionszeit (A), Fußtransferzeit (B), Bremsreaktionszeit (C) und Bremskraft (D) unter dem gesamten Studienkollektiv.....	53
Abbildung 21. (A) Boxplot: Zusammenhang zwischen Geschlecht und Bremsreaktionszeit; (B-E) Streudiagramme: Zusammenhang zwischen Alter (B), Körpergewicht (C), Körpergröße (D), und Body mass index (E) und Bremsreaktionszeit.....	56
Abbildung 22. Boxplot: Zusammenhang zwischen der Seite und der Bremsreaktionszeit .....	58
Abbildung 23. Streudiagramme und Boxplot: Zusammenhänge zwischen HOOS Symptome (A), Sport pro Woche (B), Führerscheinerwerb (C), jährlich gefahrene Kilometer (D), Kellgren-Lawrence Grad (E) Numerischen Rating Skala (F) und Bremsreaktionszeit.....	61
Abbildung 24. Streudiagramme: Korrelation zwischen Linealfalltest (A), Reaktionstest mittels Ampel App (B), Timed up and go Test (C),	



**Reaktionsmessung auf schiefer Ebene (D), Step Test nach Hau (E)  
und Single Step Test nach Marmon (F) mit der Bremsreaktionszeit  
..... 64**

## 6.2 Tabellen

<b>Tabelle 1. Ein- und Ausschlusskriterien zur Studienteilnahme .....</b>	<b>23</b>
<b>Tabelle 2. NRS und Schmerzausprägung [85, 86] .....</b>	<b>25</b>
<b>Tabelle 3. KL Grad und röntgenologischer Nachweis [18].....</b>	<b>26</b>
<b>Tabelle 4. Auflistung der verwendeten Experimente .....</b>	<b>39</b>
<b>Tabelle 5. Studienkollektiv und betroffene Seite .....</b>	<b>43</b>
<b>Tabelle 6. Erhobene demographische Daten des Probandenkollektivs mit Aufteilung des Probandenkollektivs in das Hüftgelenksarthrose- und Hüftgelenksprothesenkollektiv. ....</b>	<b>45</b>
<b>Tabelle 7. Erhobene Variablen des Probandenkollektivs mit Aufteilung des Kollektivs in das Hüftgelenksarthrose- und Hüftgelenksprothesen- kollektiv.....</b>	<b>49</b>
<b>Tabelle 8. Gesamtverteilung der gemessenen Bremszeiten und der Bremskraft ..</b>	<b>51</b>
<b>Tabelle 9. Korrelation zwischen Bremsreaktionszeit und demographischen Daten .....</b>	<b>55</b>
<b>Tabelle 10. Korrelation zwischen der Seite und der Bremsreaktionszeit.....</b>	<b>57</b>
<b>Tabelle 11. Korrelationstestung der BRT mit HOOS Symptome, Sport pro Woche, Führerscheinwerb, jährlich gefahrene Kilometer, Kellgren- Lawrence Grade, Numerische Rating Skala .....</b>	<b>59</b>
<b>Tabelle 12. Korrelation der klinischen Tests mir der Bremsreaktionszeit.....</b>	<b>63</b>

## 7 Quellen

1. Kunert, U., et al., *Auto-Mobilität: Fahrleistungen steigen 2011 weiter*. Deutsches Institut für Wirtschaftsforschung e. V. Wochenbericht, 2012(47): p. 3-14.
2. A, H., *Verkehr auf einen Blick*. Statistisches Bundesamt, Wiesbaden, 2013.
3. Grothaus, F.-J., et al., *Statusbericht 2014 Mit Sicherheit mehr Qualität*. Endoprothesenregister Deutschland 2014: p. 10.
4. Verbraucherschutz, B.d.J.u., *Straßenverkehrs-Zulassungs-Ordnung*. 1999, Berlin: B.d. Justiz, Editor.
5. Bundesjustizministerium, *Verordnung über die Zulassung von Personen zum Straßenverkehr (FeV)*. 1999, Berlin: B.d. Justiz, Editor.
6. Von Arx, O.A., et al., *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*, 2004. **35**(9): p. 883-7.
7. Lewis, C., et al., *Knee arthroscopy and driving. Results of a prospective questionnaire survey and review of the literature*. *Acta Orthop Belg*, 2011. **77**(3): p. 336-8.
8. MacLeod K, L.A., Chatha H, Lewis J, Parkes A, Grange S und Smitham PJ *"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* 2013.
9. Kennedy MT, R.S., Lenehan B und Curtin W, *Driving plastered: driving habits of orthopaedic outpatients and the medico-legal implications*. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2006.
10. Platzer, W., *Taschenatlas Anatomie*. Vol. 11. 2013: Thieme.
11. Creamer, P., M. Lethbridge-Cejku, and M.C. Hochberg, *Factors associated with functional impairment in symptomatic knee osteoarthritis*. *Rheumatology (Oxford)*, 2000. **39**(5): p. 490-6.
12. Lawrence, R.C., et al., *Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States*. *Arthritis Rheum*, 1998. **41**(5): p. 778-99.
13. Wülker, N. and T. Kluba, *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*.

## Quellen

- 2015, Thieme: Stuttgart. p. 26.
14. Pelletier, J., J. Martel-Pelletier, and D. Howell, *Etiopathogenesis of Osteoarthritis. 13th ed. Arthritis and Allied Conditions. A Textbook of Rheumatology*, ed. W. Koopman. 1967, Baltimore: Williams & Wilkins.
  15. Nakamura, T. and K. Suzuki, *Muscular changes in osteoarthritis of the hip and knee*. Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi, 1992. **66**(5): p. 467-75.
  16. Smith, M.D., et al., *Synovial membrane inflammation and cytokine production in patients with early osteoarthritis*. J Rheumatol, 1997. **24**(2): p. 365-71.
  17. Zhang, Y. and J.M. Jordan, *Epidemiology of osteoarthritis*. Clin Geriatr Med, 2010. **26**(3): p. 355-69.
  18. Kellgren, J.H. and J.S. Lawrence, *Radiological assessment of osteoarthrosis*. Ann Rheum Dis, 1957. **16**(4): p. 494-502.
  19. Kellgren J., L.J., *Atlas of standard radiographs. In: The epidemiology of chronic rheumatism. Vol. 2*. 1963, Blackwell Scientific Publications: Oxford. p. 1-5.
  20. Felson, D.T., *Epidemiology of hip and knee osteoarthritis*. Epidemiol Rev, 1988. **10**: p. 1-28.
  21. Altman, R., et al., *Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association*. Arthritis Rheum, 1986. **29**(8): p. 1039-49.
  22. Khanduja, V. and R.N. Villar, *Arthroscopic surgery of the hip: current concepts and recent advances*. J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(12): p. 1557-66.
  23. Badley, E., *Arthritis in Canada - An ongoing challenge*. 2003.
  24. Schweitzer, N., et al., *A field study on braking responses during driving. II. Minimum driver braking times*. Ergonomics, 1995. **38**(9): p. 1903-1910.
  25. Rabenda, V., et al., *Direct and indirect costs attributable to osteoarthritis in active subjects*. J Rheumatol, 2006. **33**(6): p. 1152-8.
  26. Jordan, J.M., et al., *Prevalence of hip symptoms and radiographic and symptomatic hip osteoarthritis in African Americans and Caucasians: the Johnston County Osteoarthritis Project*. J Rheumatol, 2009. **36**(4): p. 809-15.
  27. Chaganti, R.K., et al., *Association of 25-hydroxyvitamin D with prevalent osteoarthritis of the hip in elderly men: the osteoporotic fractures in men study*.

## Quellen

- Arthritis Rheum, 2010. **62**(2): p. 511-4.
28. J. Krämer, J.G.e.a., *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer Verlag: Berlin. p. 309.
29. Daly, R.M., et al., *Effectiveness of dual-task functional power training for preventing falls in older people: study protocol for a cluster randomised controlled trial*. *Trials*, 2015. **16**: p. 120.
30. Harris, E.C. and D. Coggon, *HIP osteoarthritis and work*. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 2015. **29**(3): p. 462-82.
31. J. Krämer, J.G.e.a., *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer Verlag: Berlin. p. 290-324.
32. Wülker, N. and T. Kluba, *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2015, Thieme: Stuttgart. p. 16- 76.
33. Wülker, N. and T. Kluba, *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2015, Thieme: Stuttgart. p. 27.
34. Giraudet-Le Quintrec, J.S., et al., *Positive effect of patient education for hip surgery: a randomized trial*. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(414): p. 112-20.
35. Haupt, G., et al., *Das Tübinger Hüftkonzept*. 2014, Essen: hellblau.
36. Zhang, W., et al., *EULAR evidence based recommendations for the management of hip osteoarthritis: report of a task force of the EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutics (ESCISIT)*. *Ann Rheum Dis*, 2005. **64**(5): p. 669-81.
37. J. Krämer, J.G.e.a., *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer Verlag: Berlin. p. 312.
38. Helenius, I., et al., *Hip arthroscopy in osteoarthritis. A review of 68 patients*. *Ann Chir Gynaecol*, 2001. **90**(1): p. 28-31.
39. Margheritini, F. and R.N. Villar, *The efficacy of arthroscopy in the treatment of hip osteoarthritis*. *Chir Organi Mov*, 1999. **84**(3): p. 257-61.
40. Zeiler, G. and A. Schuh, *[Arthrodesis of the hip and its conversion]*. *Orthopade*, 2004. **33**(8): p. 939-56; quiz 957.
41. Merx, H., et al., *International variation in hip replacement rates*. *Ann Rheum Dis*, 2003. **62**(3): p. 222-6.
42. J. Krämer, J.G.e.a., *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer Verlag: Berlin.

## Quellen

- p. 311-312.
43. Wengler, A., U. Nimptsch, and T. Mansky, *Hip and knee replacement in Germany and the USA: analysis of individual inpatient data from German and US hospitals for the years 2005 to 2011*. *Dtsch Arztebl Int*, 2014. **111**(23-24): p. 407-16.
  44. Malchau, H., et al., *The Swedish Total Hip Replacement Register*. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. **84-A Suppl 2**: p. 2-20.
  45. Malchau, H., P. Herberts, and L. Ahnfelt, *Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990*. *Acta Orthop Scand*, 1993. **64**(5): p. 497-506.
  46. Allami, M.K., et al., *Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England. The results at ten years from a regional arthroplasty register*. *J Bone Joint Surg Br*, 2006. **88**(10): p. 1293-8.
  47. Chiung-Jui Su, D., et al., *Can Early Rehabilitation after Total Hip Arthroplasty Reduce Its Major Complications and Medical Expenses? Report from a Nationally Representative Cohort*. *Biomed Res Int*, 2015. **2015**: p. 641958.
  48. Wülker, N. and T. Kluba, *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2015, Thieme: Stuttgart. p. 32.
  49. Aarons, H., et al., *Short-term recovery from hip and knee arthroplasty*. *J Bone Joint Surg Br*, 1996. **78**(4): p. 555-8.
  50. Lapaj, L., et al., *[Quality of life in patients before and after total hip arthroplasty]*. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*, 2007. **72**(4): p. 269-74.
  51. Ackerman, I.N., et al., *Evaluating quality of life in hip and knee replacement: Psychometric properties of the World Health Organization Quality of Life short version instrument*. *Arthritis Rheum*, 2006. **55**(4): p. 583-90.
  52. Murray, M.P., B.J. Brewer, and R.C. Zuege, *Kinesiologic measurements of functional performance before and after McKee-Farrar total hip replacement. A study of thirty patients with rheumatoid arthritis, osteoarthritis, or avascular necrosis of the femoral head*. *J Bone Joint Surg Am*, 1972. **54**(2): p. 237-56.
  53. Shih, C.H., et al., *Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty*. *Clin Orthop Relat Res*, 1994(302): p. 115-20.
  54. Green, M., *"How long does it take to stop?" Methodological analysis of driver*

## Quellen

- perception-brake times*. Transport Human Factors, 2000. **2**: p. 195-216.
55. Burckhardt, M., *Reaktionszeiten bei Notbremsvorgängen*. TÜV Rheinland, Cologne, Germany, 1985.
56. Hofmann, U.K., et al., *Osteoarthritis of the knee or hip significantly impairs driving ability (cross-sectional survey)*. BMC Musculoskelet Disord, 2014. **15**: p. 20.
57. Johansson, G. and K. Rumar, *Drivers' brake reaction times*. Hum Factors, 1971. **13**(1): p. 23-7.
58. Jordan, M., et al., *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, 2014. **95**(9): p. 1702-9.
59. Hofmann, U.K., et al., *The Effects of Hip and Spine Orthoses on Braking Parameters: A Simulated Study With Healthy Subjects*. PM R, 2015.
60. Ulf, H., et al., *Osteoarthritis of the knee or hip significantly impairs driving ability* BMC Musculoskelet Disorders, submitted, 2013.
61. Konik, D.M.I., R.; Prestl, W.; Tölge, T.; Leffler, H., *Elektronisches Bremsen-Management als erster Schritt zu einem Integrierten Chassis Management* ATZ Automobiltechnische Zeitschrift, 1999. **101**(4).
62. Laurell, H. and H.O. Lisper, *Changes in subsidiary reaction time and heart-rate during car driving, passenger travel and stationary conditions*. Ergonomics, 1976. **19**(2): p. 149-56.
63. Rafaelsen, O.J., et al., *Cannabis and alcohol: effects on stimulated car driving*. Science, 1973. **179**(4076): p. 920-3.
64. Sivak, M., et al., *Reaction times to neon, LED, and fast incandescent brake lamps*. Ergonomics, 1994. **37**(6): p. 989-94.
65. Verbraucherschutz, B.d.J.u.f. *Straßenverkehrs-Zulassungs-Ordnung (StVZO)*, § 53. 2014 [24.10.2015]; Available from: [http://www.gesetze-im-internet.de/stvzo\\_2012/\\_53.html](http://www.gesetze-im-internet.de/stvzo_2012/_53.html).
66. Morrison, R.W., J.G. Swope, and C.G. Halcomb, *Movement time and brake pedal placement*. Hum Factors, 1986. **28**(2): p. 241-6.
67. Dietsche, K.-H., *Kraftfahrtechnisches Taschenbuch 2007*: Robert Bosch GmbH, Unternehmensbereich Automotive Aftermarket, Business Unit Diagnostics

## Quellen

- Marketing.
68. B, P., *Bereich Verkehrssicherheitsprogramme (VSP), Verkehr und Mathe – Anhalteweg – Fahrphysik*. 2001, ADAC eV München. p. 29.
  69. Walter, E., et al., *Personen- wagen-Lenkende und -Mitfahrende*. Bern: bfu – Beratungsstelle für Unfallverhütung, 2015. **bfu-Sicherheitsdossier Nr. 13.**: p. 65.
  70. Orr, J., et al., *The effect of immobilization devices and left-foot adapter on brake-response time*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(18): p. 2871-7.
  71. Tremblay, M.A., et al., *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, 2009. **91**(12): p. 2860-6.
  72. Waton, A., et al., *Immobilisation of the knee and ankle and its impact on drivers' braking times: a driving simulator study*. J Bone Joint Surg Br, 2011. **93**(7): p. 928-31.
  73. Marques, C.J., et al., *Does the brake response time of the right leg change after left total knee arthroplasty? A prospective study*. Knee, 2008. **15**(4): p. 295-8.
  74. MacDonald, W. and J.W. Owen, *The effect of total hip replacement on driving reactions*. J Bone Joint Surg Br, 1988. **70**(2): p. 202-5.
  75. Liebensteiner, M.C., et al., *Brake response time before and after total knee arthroplasty: a prospective cohort study*. BMC Musculoskelet Disord, 2010. **11**: p. 267.
  76. *Driver and Vehicle Licensing Agency: at a glance guide to the current medical standards of fitness to drive*. 13 September 2012]; Available from: <http://www.dft.gov.uk/dvla/medical/ataglance.aspx>.
  77. von Bernstorff, M., et al., *Radiographic Hip or Knee Osteoarthritis and the Ability to Drive*. Orthopedics, 2016: p. 1-8.
  78. Swiontkowski, M.F., et al., *Short musculoskeletal function assessment questionnaire: validity, reliability, and responsiveness*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(9): p. 1245-60.
  79. Holt, G., et al., *Emergency brake response time after first metatarsal osteotomy*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90**(8): p. 1660-4.
  80. Hau, R., S. Csongvay, and J. Bartlett, *Driving reaction time after right knee*



## Quellen

- arthroscopy*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2000. **8**(2): p. 89-92.
81. Nguyen, T., R. Hau, and J. Bartlett, *Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2000. **8**(4): p. 226-30.
82. Marmon, A.R., et al., *Single-step test for unilateral limb ability following total knee arthroplasty*. J Orthop Sports Phys Ther, 2013. **43**(2): p. 66-73.
83. Birrell, F., O. Johnell, and A. Silman, *Projecting the need for hip replacement over the next three decades: influence of changing demography and threshold for surgery*. Ann Rheum Dis, 1999. **58**(9): p. 569-72.
84. Abbas, G. and A. Waheed, *Resumption of car driving after total hip replacement*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2011. **19**(1): p. 54-6.
85. Salmore, R., *Development of a new pain scale: Colorado Behavioral Numerical Pain Scale for sedated adult patients undergoing gastrointestinal procedures*. Gastroenterol Nurs, 2002. **25**(6): p. 257-62.
86. CT, H., K. JP, and S. S, *The numeric rating scale for clinical pain measurement: a ratio measure?* Pain Pract, 2003. **3**(4): p. 310-6.
87. *What is the HOOS*. Available from: <http://www.koos.nu/>.
88. Blasimann, A., S.W. Dauphinee, and J.B. Staal, *Translation, cross-cultural adaptation, and psychometric properties of the german version of the hip disability and osteoarthritis outcome score*. J Orthop Sports Phys Ther, 2014. **44**(12): p. 989-97.
89. Marques, C.J., et al., *The effects of task complexity on brake response time before and after primary right total knee arthroplasty*. Arch Phys Med Rehabil, 2008. **89**(5): p. 851-5.
90. Spalding, T.J., et al., *Driver reaction times after total knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(5): p. 754-6.
91. Al-khayer, A., et al., *Driver reaction time before and after treatment for lumbar radiculopathy*. Spine (Phila Pa 1976), 2008. **33**(15): p. 1696-700.
92. Landis, J.R. and G.G. Koch, *The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data*. Biometrics, 1977. **33**(1): p. 159-174.
93. McMinn, D., et al., *Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis*. Clin Orthop Relat Res, 1996(329 Suppl): p. S89-98.

## Quellen


94. Stula, S. and K. Linz, *Demografischer Wandel in Europa - Überblickspapier zur Europäischen Union*. Institut für Sozialarbeit und Sozialpädagogik e.V. , 2010(4): p. 2.
95. Oliveria, S.A., et al., *Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization*. Arthritis Rheum, 1995. **38**(8): p. 1134-41.
96. Danielsson, L.G., *Incidence and Prognosis of Coxarthrosis*. Acta Orthop Scand Suppl, 1964. **66**: p. SUPPL 66:1-114.
97. Montgomery, J., K.D. Kusano, and H.C. Gabler, *Age and gender differences in time to collision at braking from the 100-Car Naturalistic Driving Study*. Traffic Inj Prev, 2014. **15 Suppl 1**: p. S15-20.
98. Warshawsky-Livne, L. and D. Shinar, *Effects of uncertainty, transmission type, driver age and gender on brake reaction and movement time*. J Safety Res, 2002. **33**(1): p. 117-28.
99. Davies, B. and B. Watts Jr., *Further Investigations of Movement Time between Brake and Accelerator Pedals in Automobiles*. The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 1970. **12**(6): p. 559-561
100. Burton, W.N., et al., *Worker productivity loss associated with arthritis*. Dis Manag, 2006. **9**(3): p. 131-43.
101. Maltz, M. and D. Shinar, *Eye movements of younger and older drivers*. Hum Factors, 1999. **41**(1): p. 15-25.
102. Cohen, A.S., *The latency of simple reaction on highways: a field study*. Public Health Rev, 1987. **15**(4): p. 291-310.
103. Heliovaara, M., et al., *Association of overweight, trauma and workload with coxarthrosis. A health survey of 7,217 persons*. Acta Orthop Scand, 1993. **64**(5): p. 513-8.
104. Stokes, M. and A. Young, *The contribution of reflex inhibition to arthrogeous muscle weakness*. Clin Sci (Lond), 1984. **67**(1): p. 7-14.
105. Hurley, M.V., et al., *Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 1997. **56**(11): p. 641-8.
106. Hart, J.M., et al., *Quadriceps activation following knee injuries: a systematic review*. J Athl Train, 2010. **45**(1): p. 87-97.

## Quellen

107. Sjolander, P., H. Johansson, and M. Djupsjobacka, *Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents*. J Electromyogr Kinesiol, 2002. **12**(3): p. 167-76.
108. Egol, K.A., A. Sheikhzadeh, and K.J. Koval, *Braking function after complex lower extremity trauma*. J Trauma, 2008. **65**(6): p. 1435-8.
109. Liebensteiner, M.C., et al., *Driving reaction time before and after primary fusion of the lumbar spine*. Spine (Phila Pa 1976), 2010. **35**(3): p. 330-5.
110. Thaler, M., et al., *Driving reaction time before and after surgery for lumbar disc herniation in patients with radiculopathy*. Eur Spine J, 2012. **21**(11): p. 2259-64.
111. Cubukcu, D., A. Sarsan, and H. Alkan, *Relationships between Pain, Function and Radiographic Findings in Osteoarthritis of the Knee: A Cross-Sectional Study*. Arthritis, 2012. **2012**: p. 984060.
112. Bedson, J. and P.R. Croft, *The discordance between clinical and radiographic knee osteoarthritis: a systematic search and summary of the literature*. BMC Musculoskelet Disord, 2008. **9**: p. 116.
113. Ilchmann, T., et al., *Standard Transgluteal versus Minimal Invasive Anterior Approach in hip Arthroplasty: A Prospective, Consecutive Cohort Study*. Orthop Rev (Pavia), 2013. **5**(4): p. e31.

## 8 Anhang

### 8.1 Informations- und Einwilligungserklärungsbogen

 <p>UNIVERSITÄTS <b>KLINIKUM</b> TÜBINGEN</p> <p>Orthopädische Klinik · Hoppe-Seyler-Straße 3 · 72076 Tübingen</p>	<p><b>8.1.1.1 Universitätsklinikum Tübingen</b> <b>Orthopädische Klinik</b> <b>Ärztlicher Direktor Prof. Dr. med. N. Wülker</b></p> <p>Sekretariat: 07071/29-86685 Service-Telefon: 07071/29-86033 Vermittlung: 07071/29-86611 Telefax: 07071/29 - 4091</p>
---	---

#### Information und Einwilligungserklärung zur Erhebung und Verwendung der erhobenen Daten wissenschaftlicher Untersuchungen

Leiter der klinischen Prüfung:

Dr. med. Ulf Krister Hofmann  
Hoppe – Seyler – Strasse 3  
72076 Tübingen  
Tel: 07071 / 29 86685  
Funk: 151-8229

Beteiligte:

Maximilian Graf von Bernstorff  
Student der Humanmedizin, Eberhard-Karls Universität Tübingen  
Kornhausstraße 12  
72070 Tübingen

**Studientitel:**

**„Vorhersagbarkeit der Brems-Reaktionszeit bei degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenkes oder Hüftgelenksendoprothese“**

Sehr geehrte Damen und Herren,

In allen Altersgruppen werden heute hohe Ansprüche an Mobilität und Flexibilität gestellt. Das Führen eines Kraftfahrzeuges gilt in unserer Gesellschaft als selbstverständlicher Bestandteil des Alltags und auch zur sozialen Teilhabe. Dabei gibt es jedoch eine Reihe von Krankheiten, welche die geordnete Funktion des Bewegungsapparates beeinflussen wie zum Beispiel die Hüftgelenksverschleißerkrankung (Coxarthrose). Bedingt durch Schmerzen wie auch muskuläre Ungleichgewichte lässt die Leistungsfähigkeit im betroffenen Bein nach. Dies beeinflusst auch die Fähigkeit, beim Führen eines Kraftfahrzeuges in einer Notfallsituation rasch den Wechsel vom Gaspedal auf das Bremspedal zu vollführen und dieses kräftig durchzutreten. Bisherige wissenschaftliche Empfehlungen zur Fahrtauglichkeit bei solchen Krankheitsbildern fußen auf einer Testung an einer von diesem Krankheitsbild betroffenen Patientengruppe. Aus den dabei erhobenen Werten werden dann allgemeine Empfehlungen für die Allgemeinheit der an diesem Zustand erkrankten Patienten gefolgert. Eine solche Empfehlung berücksichtigt jedoch nicht die individuellen Unterschiede welche trotzdem zwischen den einzelnen

## Anhang

Patienten vorliegen. Möchte man für einen Patienten die tatsächliche Bremsfähigkeit herausfinden, bleibt nur die Möglichkeit der Testung in einem Fahrsimulator, welcher nicht flächendeckend zur Verfügung steht.

Ziel dieser Studie ist es Ärzten und Patienten eine Empfehlung an die Hand zu geben, wie mit einfachen klinischen Tests eine gute Abschätzung über die Bremsfähigkeit des einzelnen Patienten getroffen werden kann.

Hierfür werden 100 Studienteilnehmer benötigt.

### Ablauf:

Sie werden vom Untersucher zum Versuchsaufbau geführt, der einer realen Fahrsituation nachempfunden ist. Sie nehmen in einer nachkonstruierten Fahrgastzelle Platz, die der Dimension eines Mittelklassewagens entspricht (siehe auch Abbildung). Wie in einem normalen PKW besteht auch hier die Möglichkeit, den Sitz in eine bequeme Position zu bringen, um Gas- und Bremspedal problemlos bedienen zu können. Beide Pedale sind jeweils mit einer Druckmessplatte bestückt, mit deren Hilfe der Druck auf die Pedale registriert werden kann.

Sie nehmen in der Fahrgastzelle Platz und bringen den Sitz in eine angenehme Sitzposition. Bremspedal und Gaspedal müssen problemlos erreichbar sein. Anschließend drücken sie mit dem rechten Bein das Gaspedal. Nach einer bestimmten Zeit wird Ihnen ein visuelles Signal mittels einer roten LED-Leuchte zugespielt, das eine Notfallsituation simulieren soll. Gemäß dem natürlichen Vorgang in solch einer Situation werden Sie, abhängig von Ihrer individuellen Reaktionszeit, den Fuß vom Gaspedal nehmen. Dies wird durch eine Änderung der Druckverhältnisse auf der Messplatte registriert und entspricht der gemessenen Reaktionszeit. Unmittelbar danach werden Sie das Bremspedal treten. Auch hier wird die Kraft bestimmt, mit der dies erfolgt. Die Druckmessplatte registriert die Kraft und erlaubt dadurch die Messung der Kraft und der Zeit, die für den Bremsvorgang benötigt wird.

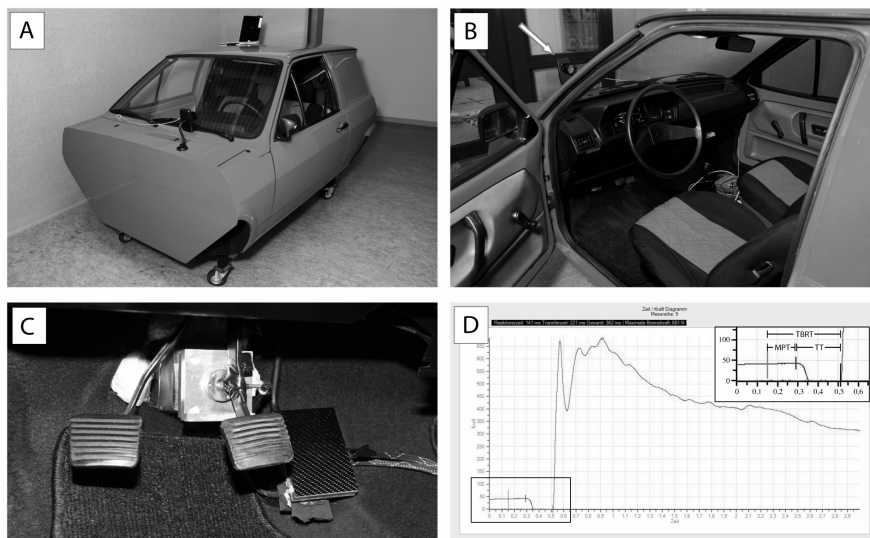


Abb. 1: Versuchsaufbau: A Auto, B Fahrgastzelle, C Pedalanordnung, D Bremsdiagramm

## Anhang

Die Testung im Fahrsimulator dient als Vergleichswert für die sich anschließende klinische Testung der Reaktionszeit und der Hüftgelenksfunktion.

### Klinische Testung:

1. Zunächst erfolgt eine Erhebung einiger für uns wichtiger allgemeiner Daten, wie z.B. Ihre Größe, das Körpergewicht, eine Abschätzung der jährlich gefahrenen Kilometerzahl, welche Medikamente Sie einnehmen...
2. Dann bitten wir Sie, einen Fragebogen auszufüllen, welcher sich mit Hüftgelenksbeschwerden befasst. Die Beantwortung des Bogens wird etwa 10 Minuten in Anspruch nehmen.
3. Während Sie den Bogen ausfüllen, erfolgt eine Befundung der – soweit erfolgt – von Ihrem Hüftgelenk angefertigten Röntgenaufnahmen.
4. Eine Abschätzung Ihrer Reaktionszeit möchten wir erhalten, indem wir zwischen Ihren Fingern ein Lineal zu Boden fallen lassen, welches Sie so rasch wie möglich festhalten sollen. Des Weiteren wird Ihre Reaktionszeit auf einem Tablet-Rechner mit einem Programm getestet. Hierbei leuchtet ein Signal auf dem Monitor auf, das durch Druck auf den Bildschirm bestätigt wird.
5. Abschließend werden 4 Funktionstests für das Hüftgelenk durchgeführt. Zwischen den einzelnen Tests haben Sie genügend Zeit zu pausieren. Die entsprechenden Tests werden im Folgenden erläutert:

#### 5.1. Step-Test nach Hau

Sie befinden sich in sitzender Position, mit beiden Füßen etwas über schulterbreit auseinander flach auf dem Boden ruhend. Medial des rechten Fußes befindet sich ein Holzquader mit 5 cm Kantenlänge in Höhe und Breite. Sie müssen nun Ihren Fuß anheben, ihn über den Holzblock transferieren und flach auf der anderen Seite des Holzblockes absetzen. Der zweite Durchgang ist dann die gleiche Bewegung, von medial nach lateral durchgeführt. Die Stratifizierung erfolgt über die Anzahl der erfolgreich durchgeführten Manöver in einem Zeitfenster von 10 Sekunden.

#### 5.2. Bremszeitmessung auf der schiefen Ebene

Identischer Aufbau wie im Punkt "Step-Test" (siehe oben). Nun wird auf dieser Ebene mittels eines elektrischen Zeitmessers auf das Aufleuchten einer roten LED-Leuchte die Zeit gemessen, welche der Fuß braucht, um vom rechten auf das linke Feld zu gelangen. Dort befindet sich ein Schaumstoffpolster, bei dessen Berührung die Zeitmessung stoppt. Die Messung wird fünfmal durchgeführt.



Abb. 2: Bremszeitmessung auf schiefer Ebene

### 5.3. Timed up and go Test

Sie befinden sich in sitzender Position auf einem Stuhl. Auf Aufforderung sollen Sie dann sich erheben, drei Meter gehen, umkehren und zum Stuhl zurückkehren und sich dort wieder hinsetzen. Die hierfür benötigte Zeit wird in Sekunden gemessen. Ein Schema dieser Untersuchung sehen Sie auf folgender Zeichnung:

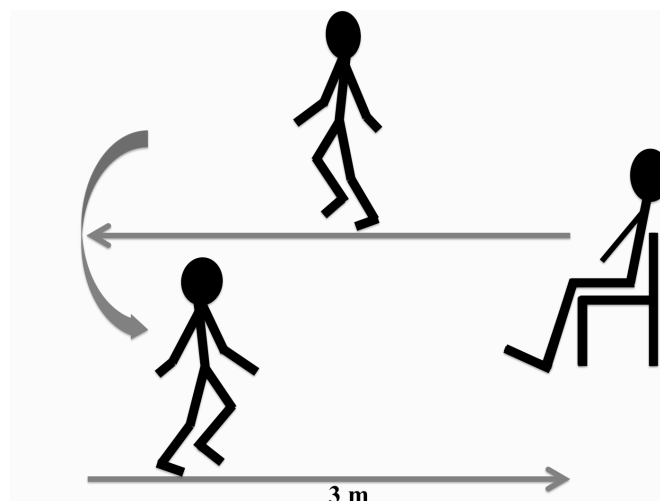


Abb. 3: Timed Up and go Test

### 5.4. Single Step Test

Sie stehen auf einer 15 cm hohen Platte. Beide Fersen haben Bodenkontakt. Das linke Bein erhält eine Beinschiene, dass es nicht mehr gebeugt werden kann. Nun sollen Sie die linke Ferse auf den Boden bringen und anschließend wieder auf der Platte absetzen. Zehn Wiederholungen sind vorgesehen. Die Zeitmessung erfolgt in Sekunden. Ein Schema dieser

Untersuchung sehen Sie auf folgender Zeichnung:



Abb. 4: Single Step Test

Zeitlicher Aufwand:

Die Messungen können alle am selben Tag durchgeführt werden. Der zeitliche Aufwand vor Ort beträgt etwa eine Stunde.

Die Teilnahme an dieser Studie erfolgt freiwillig. Auch nach Unterzeichnung der Einwilligungserklärung haben Sie zu jedem Zeitpunkt die Möglichkeit, ohne Angabe von Gründen, von der Studie zurückzutreten. Auch beim Rücktritt von der Studie entstehen für Sie keine rechtlichen oder materiellen Nachteile. Durch Teilnahme an der Studie entstehen für Sie keine persönlichen Vorteile

In Bezug auf die studienbedingte Datenspeicherung verweisen wir auf das umseitig aufgeführte separate Formular zu Datenschutz und Datenspeicherung.

Bezüglich der studienbedingten Risiken wurde über die ECCLESIA mildenberger HOSPITAL GmbH eine spezielle Probandenversicherung abgeschlossen. Diese beinhaltet eine Versicherung bezüglich Sturz beim Ausführen der Belastungstests sowie eine Versicherung bezüglich der Verletzungsrisiken in der Fahrerkabine. Die Ersatzleistungen betragen gemäß der allgemeinen Unfallversicherungs-Bedingungen (AUB 2008) sowie der Zusatzbedingungen für die Gruppen-Unfallversicherung (ZB Gruppen-UV) bei Tod 50.000,00 €, bei Invalidität 100.000,00 €.



EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

Frau / Herr: \_\_\_\_\_  
(Bitte Namen in Druckschrift eintragen)

Hiermit erkläre ich nach reichlicher Überlegung mein Einverständnis zur Teilnahme an der Studie:

„Vorhersagbarkeit der Brems-Reaktionszeit bei degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenkes oder Hüftgelenksendoprothese“

in der auf dem Informationsblatt beschriebenen Form.

Ich kann mein Einverständnis jederzeit formlos ohne Nachteile widerrufen.

Ich wurde von Herrn Dr. \_\_\_\_\_ ausführlich über den Ablauf der Studie informiert. Alle Fragen zur Studie wurden zu meiner Zufriedenheit beantwortet.

Eine Kopie des Informationsblattes habe ich erhalten.

\_\_\_\_\_  
Tübingen, den

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Arzt

\_\_\_\_\_  
Name des Arztes / der Ärztin in Blockschrift

\_\_\_\_\_  
Tübingen, den

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Patient

\_\_\_\_\_  
Name des Patient / der Patientin in Blockschrift

## 8.2 Information zum Datenschutz

 <p>UNIVERSITÄTS <b>KLINIKUM</b> TÜBINGEN</p> <p>Orthopädische Klinik · Hoppe-Seyler-Straße 3 · 72076 Tübingen</p>	<p><b>Universitätsklinikum Tübingen</b> <b>Orthopädische Klinik</b> <b>Ärztlicher Direktor Prof. Dr. med. N. Wülker</b> Sekretariat: 07071/29-86685 Service-Telefon: 07071/29-86033 Vermittlung: 07071/29-86611 Telefax: 07071/29 - 4091</p>
---	--

### Information zum Datenschutz und Einwilligungserklärung zur Datenspeicherung

Leiter der klinischen Prüfung:

Dr. med. Ulf Krister Hofmann  
Hoppe – Seyler – Strasse 3  
72076 Tübingen  
Tel: 07071 / 29 86685  
Funk: 151-8229

Beteiligte:

Maximilian Graf von Bernstorff  
Student der Humanmedizin, Eberhard-Karls Universität Tübingen  
Kornhausstraße 12  
72070 Tübingen

**Studientitel:**

**„Vorhersagbarkeit der Brems-Reaktionszeit bei degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenkes oder Hüftgelenksendoprothese“**

#### INFORMATION ZUM DATENSCHUTZ

Ihre im Rahmen der wissenschaftlichen Untersuchung erhobenen Daten werden vertraulich behandelt und ausschließlich in verschlüsselter Form weitergegeben. Die im Rahmen der Studie erhobenen Daten werden für 10 Jahre aufbewahrt. Die für die wissenschaftliche Untersuchung notwendigen Daten werden in verschlüsselter Form (pseudonymisiert, ohne Namensnennung) in einen gesonderten Dokumentationsbogen eingetragen. Die Zuordnung der verschlüsselten Daten zu Ihrer Person ist nur anhand einer Probandenliste möglich, die in einem verschlossenen Schrank, getrennt von den Studienunterlagen aufbewahrt wird und nur den Prüfarzten und dem ärztlichen Direktor der Abteilung zugänglich ist. Sollten Sie von der Studie zurücktreten, können Sie entscheiden, ob die bereits vorliegenden Daten vernichtet werden müssen oder weiterverwendet werden dürfen.

Einwilligungserklärung

Ich erkläre mich mit der Verwendung der im Rahmen der Studie

**„Vorhersagbarkeit der Brems-Reaktionszeit bei degenerativen**

## Anhang

### Erkrankungen des Hüftgelenkes oder Hüftgelenksendoprothese“

erhobenen Daten in der oben beschriebenen Weise einverstanden. Ich kann jeder Zeit meine Daten beim Studienleiter einsehen.

\_\_\_\_\_  
Tübingen, den

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Arzt

\_\_\_\_\_  
Name des Arztes / der Ärztin in Blockschrift

\_\_\_\_\_  
Tübingen, den

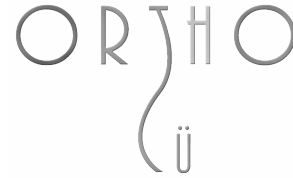
\_\_\_\_\_  
Unterschrift Patient

\_\_\_\_\_  
Name des Patient / der Patientin in Blockschrift

### 8.3 HOOS



UNIVERSITÄTS  
KLINIKUM  
TÜBINGEN



**Vorhersagbarkeit der Brems-Reaktionszeit bei degenerativen Erkrankungen  
des Hüftgelenkes oder Hüftgelenksendoprothese**  
Orthopädische Universitätsklinik Tübingen

## „HOOS“ HÜFTFRAGEBOGEN

**Patienten-Studien-Nummer:**

\_\_\_\_/\_\_\_\_

**Patienteninitialen:**

\_\_\_\_/\_\_\_\_

Vorname/Nachname

### **ANLEITUNG:**

Dieser Ankreuzbogen befragt Sie, welchen Eindruck Sie von Ihrer Hüfte haben. Die dadurch gewonnene Information wird uns helfen zu überwachen, wie es Ihnen mit Ihrer Hüfte geht und wie gut Sie in der Lage sind, Ihre üblichen Aktivitäten zu verrichten. Beantworten Sie bitte jede Frage durch ankreuzen des zugehörigen Kästchens. Bitte **nur ein Kästchen pro Frage ankreuzen**. Wenn Sie sich unsicher sind, wie Sie die Frage beantworten sollen, wählen Sie die Antwort aus, die Ihnen am zutreffendsten erscheint. Der Bogen besteht aus 40 Fragen.

### **FRAGEBOGEN:**

#### **Symptome**

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Beschwerden und Symptome während der **letzten Woche**.

- S1. Spüren Sie ein Reiben, hören Sie ein Klicken, Knirschen, Knacken oder ein anderes Geräusch in Ihrer Hüfte?  
 Nie       Selten       Manchmal       Oft       Immer
- S2. Haben Sie Schwierigkeiten, die Beine zu spreizen?  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- S3. Haben Sie Schwierigkeiten, beim Gehen grosse Schritte zu machen?  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

## Anhang

### Steifigkeit

Die folgenden Fragen betreffen die Steifigkeit im Hüftgelenk, die Sie in der **letzten Woche** wahrgenommen haben. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in den Bewegungen („harzige“ Bewegungen) des Hüftgelenks.

- S4. Wie ausgeprägt ist die Steifigkeit in Ihrem Hüftgelenk, wenn Sie morgens aufwachen?  
 Gar nicht     Wenig     Mäßig     Stark     Sehr stark
- S5. Wie ausgeprägt ist die Steifigkeit in Ihrem Hüftgelenk nach dem Sitzen, Liegen oder Ausruhen **im Verlauf des Tages**?  
 Gar nicht     Wenig     Mäßig     Stark     Sehr stark

### Schmerzen

- P1. Wie oft haben Sie Schmerzen in der Hüfte?  
 Nie     Monatlich     Wöchentlich     Täglich     Immer

Wie starke Schmerzen verspürten Sie in der Hüfte **in der letzten Woche** während der folgenden Tätigkeiten?

- P2. vollständiges Strecken der Hüfte (Aufrichten)  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P3. Maximales Beugen der Hüfte  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P4. Gehen in ebenem Gelände  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P5. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P6. Nachts im Bett  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P7. Sitzen oder Liegen  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P8. Aufrecht stehen  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P9. Gehen auf hartem Boden (Asphalt, Beton, usw.)  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke
- P10. Gehen in unebenem Gelände  
 Keine     Wenig     Mäßige     Starke     Sehr starke

## Anhang

### Funktion im täglichen Leben

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Funktion, das heisst, Ihre Fähigkeit, sich zu bewegen und für sich zu sorgen. Geben Sie bitte für jede der folgenden Tätigkeiten an, wie grosse Schwierigkeiten Ihnen Ihre Hüfte **während der letzten Woche** bereitet hat.

- A1. Treppen hinuntersteigen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A2. Treppen hinaufsteigen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A3. Vom Sitzen aufstehen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

Geben Sie bitte für jede der folgenden Tätigkeiten an, wie grosse Schwierigkeiten Ihnen Ihre Hüfte **während der letzten Woche** bereitet hat:

- A4. Stehen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A5. Sich bücken / einen Gegenstand aufheben  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A6. Gehen in unebenem Gelände  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A7. Einsteigen in ein Auto / Aussteigen aus einem Auto  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A8. Einkaufen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A9. Socken / Strümpfe anziehen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A10. Vom Bett aufstehen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A11. Socken / Strümpfe ausziehen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A12. Im Bett liegen (Drehen mit Beibehalten der Hüftposition)  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A13. Einsteigen in die Badewanne / Aussteigen aus der Badewanne  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A14. Sitzen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große
- A15. Sich auf die Toilette setzen und wieder aufstehen

## Anhang

Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

A16. Schwere Hausarbeiten (Kisten tragen, Böden schrubben, usw.) verrichten  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

A17. Leichte Hausarbeiten (Kochen, Staubwischen, usw.) verrichten  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

### Sport und Freizeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Funktion bei anspruchsvolleren Tätigkeiten. Geben Sie bitte für jede der folgenden Tätigkeiten an, wie grosse Schwierigkeiten Ihnen Ihre Hüfte während der **letzten Woche** bereitet hat.

SP1. Kauern / in die Hocke gehen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

SP2. Rennen  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

SP3. Drehen auf belastetem Bein  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

SP4. Gehen in unebenem Gelände  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

### Lebensqualität

Q1. Wie oft sind Sie sich Ihres Hüftproblems bewusst?  
 Nie       Monatlich       Wöchentlich       Täglich       Immer

Q2. Haben Sie Ihren Lebensstil verändert, um Tätigkeiten zu vermeiden, die Ihrer Hüfte schaden könnten?  
 Gar nicht       Wenig       Mäßig       Stark       Sehr stark

Q3. Wie sehr belastet Sie Ihr fehlendes Vertrauen in Ihre Hüfte?  
 Gar nicht       Wenig       Mäßig       Stark       Sehr stark

Q4. Wie gross sind die Schwierigkeiten, die Sie im allgemeinen mit Ihrer Hüfte haben?  
 Keine       Wenig       Mäßige       Große       Sehr große

***Vielen Dank, dass Sie sich die Zeit genommen haben, diesen Fragebogen auszufüllen!***

## **9 Erklärung zum Eigenanteil**

Die Arbeit wurde in der Universitätsklinik für Orthopädie unter Betreuung von Prof. Dr. med. Ingmar Ipach durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. med. Ulf Hofmann, Assistenzarzt der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen.

Sämtliche Versuche wurden nach Einarbeitung durch Dr. med. Ulf Hofmann von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig nach Anleitung durch Dr. med. Ulf Hofmann.

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

Tübingen, den



## Veröffentlichungen

### **10 Veröffentlichungen**

Teile der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits in folgender Publikation veröffentlicht:

von Bernstorff, M., et al., *Radiographic Hip or Knee Osteoarthritis and the Ability to Drive*. Orthopedics, 2016: p. 1-8.

## **11 Vorträge und Poster**

### **Vortrag:**

Hofmann U. K., von Bernstorff M., Feierabend M., Jordan M., Glatzl C., Ipach I.:  
„Knie- oder Hüftarthrose im Röntgenbild - ist Autofahren möglich?" Kongress DKOU  
Berlin,10/2016

### **Poster:**

Hofmann U. K., von Bernstorff M., Feierabend M., Jordan M., Glatzl C., Ipach I.:  
„Knie- oder Hüftarthrose im Röntgenbild - ist Autofahren möglich?" Kongress DKOU  
Berlin,10/2016

## Danksagung

### **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich meinen besonderen Dank nachstehenden Personen aussprechen, ohne deren Mithilfe die Anfertigung dieser Promotionsschrift niemals zustande gekommen wäre:

Mein besonderer Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. Ipach, meinem Doktorvater, für die Betreuung dieser Arbeit.

Ich bedanke mich ebenfalls bei Herrn Dr. Hofmann für die förderliche Unterstützung, in allen Bereichen meiner Thematik. Ich bin sehr froh, dass ich mich bei Fragen stets an Sie wenden durfte.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglichten.

## Lebenslauf

### Lebenslauf

#### Persönliche Daten:

Geburtstag: 17.06.1991

Geburtsort: Mainz

#### Schulbildung:

1997 - 2001 Martinus-Grundschule Mainz

2001 - 2007 Gutenberg-Gymnasium, Mainz

2007 - 2008 Mayde Creek High School Houston, Texas, USA

2008 - 2011 Gutenberg-Gymnasium, Mainz

#### Studium:

01.09.2011 - 31.06.2013 Studium der Humanmedizin (vorklinischer Studienabschnitt)  
Universität Szeged, Ungarn

seit 01.07.2013 Studium der Humanmedizin (Klinischer Studienabschnitt)  
Eberhard Karls Universität, Tübingen

15.12.2017 Ärztliche Prüfung