

**Der Einfluss von Koxarthrose und  
Hüftgelenktotalendoprothesen auf die  
Fahrtauglichkeit**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**

**Jordan, Maurice Axel**

**2015**

Dekan:

Professor Dr. I. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. I. Ipach

2. Berichterstatter:

Professor Dr. U. Stöckle



# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>I</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1 Klärung des Begriffs Fahrtauglichkeit.....	1
1.2 Allgemeine Aspekte der Osteoarthritis.....	3
1.3 Epidemiologie der Koxarthrose .....	4
1.3.1 Definition der Osteoarthritis in epidemiologischen Studien .....	4
1.3.2 Inzidenz und Prävalenz der Koxarthrose .....	5
1.4 Ätiologie der Koxarthrose .....	6
1.5 Pathogenese der Osteoarthritis .....	9
1.6 Diagnostik der Koxarthrose .....	10
1.6.1 Anamnese und klinische Untersuchung.....	10
1.6.2 Bildgebende Diagnostik .....	11
1.7 Therapie der Koxarthrose.....	12
1.7.1 Konservative Therapie .....	12
1.7.2 Chirurgische Therapie.....	13
1.7.2.1 Gelenkerhaltende Verfahren.....	13
1.7.2.2 Endoprothetische Verfahren .....	14
1.7.2.2.1 Das Endoprothesenmodell Excia®/Plasmacup® .....	16
1.7.2.2.2 Zugangswege zum Hüftgelenk.....	18
1.8 Kraft und Funktion nach Implantation einer HTP.....	21
1.9 Brake Response Time und Bremskraft in der Literatur .....	22
1.10 Technische Entwicklungen in Bezug zu BRT und Bremskraft.....	24
1.11 Fragestellung.....	24
<b>2 Material und Methoden</b> .....	<b>27</b>
2.1 Der Fahrsimulator.....	27
2.2 Die Messtechnik .....	30
2.2.1 Messprogramm .....	35
2.2.2 Systemkalibrierung.....	39
2.3 Das Patientengut.....	42
2.3.1 Rekrutierung der Teilnehmer .....	42
2.3.2 Patienten mit Koxarthrose.....	42
2.3.3 Kontrollgruppe.....	45
2.4 Die Datenerhebung .....	47

2.4.1 Studienprotokoll .....	47
2.4.2 Studienverhältnisse .....	47
2.4.3 Ablauf der Messung .....	48
2.5 Statistische Auswertung .....	49
<b>3 Ergebnisse.....</b>	<b>51</b>
3.1 Analyse des Einflusses wiederholter Messungen .....	51
3.1.1 Einfluss auf die Reaktionszeit .....	52
3.1.2 Einfluss auf die Transferzeit.....	54
3.1.3 Einfluss auf die Brake Response Time .....	55
3.1.4 Einfluss auf die Bremskraft .....	56
3.1.5 Zusammenfassung.....	57
3.2 Fahrtauglichkeit bei endgradiger Koxarthrose.....	57
3.2.1 Einfluss auf die Reaktionszeit .....	61
3.2.2 Einfluss auf die Transferzeit.....	63
3.2.3 Einfluss auf die Brake Response Time .....	65
3.2.4 Einfluss auf die Bremskraft .....	67
3.2.5 Zusammenfassung.....	68
3.3 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer HTP.....	70
3.3.1 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer linksseitigen HTP.....	71
3.3.1.1 Einfluss der linksseitigen HTP auf die Reaktionszeit.....	71
3.3.1.2 Einfluss der linksseitigen HTP auf die Transferzeit.....	73
3.3.1.3 Einfluss der linksseitigen HTP auf die BRT .....	75
3.3.1.4 Einfluss der linksseitigen HTP auf die Bremskraft.....	77
3.3.2 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer rechtsseitigen HTP .....	79
3.3.2.1 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die Reaktionszeit .....	79
3.3.2.2 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die Transferzeit.....	82
3.3.2.3 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die BRT .....	84
3.3.2.4 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die Bremskraft.....	86
3.4 BRT in Bezug zu einem Schwellenwert von 700 ms .....	88
<b>4 Diskussion.....</b>	<b>90</b>
4.1 Schlussfolgerung .....	103
<b>5 Zusammenfassung .....</b>	<b>106</b>
<b>6 Abbildungen und Tabellen.....</b>	<b>111</b>
6.1 Abbildungen.....	111
6.2 Tabellen.....	112

<b>7 Literaturverzeichnis.....</b>	<b>113</b>
<b>8 Anhang.....</b>	<b>124</b>
8.1 Ein- und Ausschlusskriterien .....	124
<b>9 Erklärung zum Eigenanteil.....</b>	<b>125</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>126</b>
<b>Lebenslauf .....</b>	<b>127</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ACR	American College of Rheumatology
ADAM	A Disintegrin and Metalloproteinase
ANOVA	Analysis of Variance (Varianzanalyse)
a.p.	anterior posterior
BMI	Body Mass Index
BRT	Brake Response Time (Gesamtzeit)
BQS	Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung
bzw.	beziehungsweise
COX-2	Cyclooxygenase-2
CT	Computertomographie
ECF	Epiphysiolysis capitis femoris
et al.	et alii (und andere)
evtl.	eventuell
EZM	Extrazelluläre Matrix
FAI	Femoroacetabulare Impingement
FBRM	Force and Brake Response Measurement
FRZB	Frizzled-related protein
HTP	Hüfttotalendoprothese
IGF-1	Insulin-like growth factor-1
IL	Interleukin
K&L-Score	Kellgren and Lawrence Score
MBF	Maximum Brake Force (maximale Bremskraft)
MMP's	Matrixmetalloproteinasen
MRT	Magnetresonanztomographie
NSAR	Nichtsteroidale Antirheumatika
OA	Osteoarthrose
PE	Polyethylen
PKW	Personenkraftwagen
PMMA	Poly-Methyl-Methacrylat (Knochenzement)

ROM	Range of motion
RT	Reaction Time (Reaktionszeit)
SADOA's	Slow acting drugs in osteoarthritis
SD	Standard deviation (Standardabweichung)
TEP	Totalendoprothese
TT	Transfer Time (Transferzeit)
UKT	Universitätsklinikum Tübingen
WHO	World Health Organisation
z.B.	zum Beispiel

### **Einheiten**

a	anni (Jahre)
cm	Zentimeter
d	dies (Tage)
km/h	Kilometer pro Stunde
M	Monate
m	Meter
min	Minute
ms	Millisekunde
N	Newton
W	Wochen

# 1 Einleitung

## 1.1 Klärung des Begriffs Fahrtauglichkeit

Spätestens seit Beginn polemischer Debatten und der Kontroverse, ob sich ältere Personen einer Kontrolluntersuchung zur Fahreignung unterziehen sollten, nimmt der Begriff Fahrtauglichkeit einen gewissen Stellenwert des öffentlichen Interesses ein. Im deutschen Sprachraum liegen diverse kontextabhängige Verwendungen der Bezeichnung Fahrtauglichkeit vor. Im juristischen Sinne wird vornehmlich der unbestimmte Rechtsbegriff Fahreignung verwendet. Das Straßenverkehrsgesetz definiert in §2 Abs. 4 StVG die Fahreignung folgendermaßen: „Geeignet zum Führen von Kraftfahrzeugen ist, wer die nötigen körperlichen und geistigen Anforderungen erfüllt [...]“ [1]. Diese vage Bestimmung erfährt durch §11 Anlage 4 und §12 der Fahrerlaubnis-Verordnung eine Konkretisierung, indem Krankheitsbilder mit eingeschränkter Fahreignung dargelegt werden [2]. So schränken eine Vielzahl von Erkrankungen, wie zum Beispiel Demenz oder Diabetes mellitus, die Fähigkeiten des Fahrers nachhaltig ein [3-5]. Desweiteren liegen Einflussfaktoren wie Alkohol-, Drogen- und Medikamentenkonsum vor, die mit verminderter Fahrtüchtigkeit einhergehen [6].

Die Fahrtauglichkeit wird synonym zu Fahreignung verwendet und ist ein durch die Arbeits- und Verkehrsmedizin geprägter Ausdruck. Der hier immanente medizinische Tauglichkeitsbegriff nimmt eine zentrale Rolle ärztlicher Begutachtung ein. Dieser findet sich unter anderem bei Untersuchungen der medizinischen Tauglichkeit bestimmter Berufsgruppen wie Soldaten und Piloten. Heute spielt die Fahrtauglichkeit nicht nur in der verkehrsmedizinischen Begutachtung eine Rolle, sondern zunehmend auch nach ärztlichen Maßnahmen [7-11]. Nicht zuletzt deshalb sieht man sich gezwungen zum einen der Selbstverantwortung des Patienten und zum anderen der eigenen juristischen Absicherung gerecht zu werden.

Angesichts der im medizinischen Zusammenhang gewählten Bezeichnung, soll in dieser Arbeit der Begriff Fahrtauglichkeit verwendet werden.

Die Definition des Terminus Fahrtauglichkeit ist jedoch schwer zu stellen. Die Fahrtauglichkeit kann als ein Konstrukt angesehen werden, mit dem man zu erklären versucht, welche Fähigkeiten für ein sicheres Führen eines Kraftfahrzeuges von Nöten sind.

Hierunter subsumieren sich verschiedene heterogene physische und psychische Faktoren, wie Vigilanz, Gesichtsfeld, Visus, Beweglichkeit und Aufmerksamkeit. Während der Visus und das Gesichtsfeld gut bestimmbare Faktoren sind, lassen sich andere schwerer quantifizieren. Gemeinsam ist ihnen, dass sie gewissen Schwankungen beziehungsweise einer natürlichen Degeneration unterliegen können.

Eine weitere, für die sichere Verkehrsteilnahme unabdingbare Fähigkeit ist, das Fahrzeug in einer Gefahrensituation innerhalb kürzester Zeit zum Stillstand zu bringen. Der Bremsweg wird hierbei von verschiedenen Faktoren wie der Witterung, der technischen Ausstattung des Autos und den individuellen Fähigkeiten des Fahrers bestimmt.

In dieser Arbeit wird die Fahrtauglichkeit im Zusammenhang mit dem endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenks beurteilt werden. Für diese Analyse soll die Fahrtauglichkeit im Sinne seiner exekutiven neuronal-motorischen Komponente bestimmt werden. Die Parameter die sich hierfür eignen sind zum einen die Brake Response Time (BRT) bestehend aus den Komponenten Reaktionszeit (RT) und Transferzeit (TT), sowie die maximale Bremskraft (MBF), mit der in einer Notsituation eine Vollbremsung durchgeführt wird [12, 13]. Die Reaktionszeit ist das Zeitintervall von der visuellen Aufnahme eines Reizes, über die neuronale Verarbeitung im ZNS, bis zur Auslösung eines motorischen Impulses in den Vorderhörnern des Rückenmarks. Die Transferzeit ist die Zeit, die benötigt wird das rechte Bein vom Gaspedal zum Bremspedal zu bewegen und dieses zu betätigen. Die Summe von Reaktionszeit und Transferzeit ergibt die BRT. Das Bremsmanöver stellt einen komplexen Bewegungsablauf dar, in den verschiedene Muskelgruppen und Gelenke involviert sind. Vereinfacht kann

man die Bewegung als eine Flexion und Extensionsbewegung im oberen Sprung- und Kniegelenk und einer Adduktions- und Rotationsbewegung in dem Hüftgelenk beschreiben.

### **1.2 Allgemeine Aspekte der Osteoarthrose**

Während die im angloamerikanischen Sprachraum üblicherweise verwendete Bezeichnung Osteoarthritis die entzündliche Komponente, wie sie bei einer aktivierten Arthrose vorliegt, in den Vordergrund rückt, wird in Deutschland dem Terminus Osteoarthrose (OA) oder Arthrose zur Beschreibung degenerativer Veränderungen der Gelenke den Vorzug gegeben. Der Begriff Osteoarthrose beschreibt nicht nur eine fortschreitende Degeneration des Knorpels und sekundärer Gelenkspaltverschmälerung, sondern impliziert auch eine hypertrophe Veränderung des subchondralen Knochens mit Sklerosierung, sowie Bildung von Osteophyten [14]. Abgesehen von Knorpel und Knochen sind auch ligamentäre Strukturen, Synovialmembran, periartikuläre Muskulatur und die Gelenkkapsel mit betroffen [15, 16]. Die Osteoarthrose ist die häufigste Ursache einer Gelenkerkrankung des Menschen [17]. Bevorzugt manifestiert sich die symptomatische Arthrose am Kniegelenk, während die Koxarthrose die zweithäufigste Lokalisation darstellt [18]. Nach kardiovaskulären Erkrankungen stellt die Osteoarthrose die zweithäufigste Ursache schwerer chronischer Behinderung dar [19]. Die dabei entstehende Krankheitslast führt zu Einschränkungen am Arbeitsplatz, des alltäglichen Lebens, sowie von Freizeit-aktivitäten [20]. Häufig resultiert die Erkrankung in einer verminderten Mobilität, die eine Integration in die Arbeitswelt erschwert und bei Betroffenen zu einem geringeren Einkommen führt [21]. Die Prävalenz der Osteoarthrose bei über 60-jährigen Männern liegt in den USA bei 17% und für Frauen bei 29,6% [22]. Die hohe Prävalenz, verbunden mit den entstehende Behandlungskosten und Arbeitsausfällen, führt zu einer hohen gesellschaftlichen und wirtschaftlichen Belastung [23]. Untersuchungen für die USA, Frankreich, Großbritannien, Kanada und Australien ergaben einen



Kostenanstieg über die letzten Jahrzehnte und schätzen die aktuellen Ausgaben für die Osteoarthritis in den jeweiligen Ländern auf etwa 1-2,5% des Bruttoinlandsprodukts [24, 25].

### **1.3 Epidemiologie der Koxarthrose**

Um sozialmedizinische Aussagen bezüglich Volkskrankheiten zu treffen und zu bewerten ist die Kenntnis ihrer Häufigkeit und Verteilung in einer Population notwendig. Hierfür bedient man sich zum einen der Prävalenz, die als Häufigkeit einer Erkrankung in einer Bevölkerung zu einem bestimmten Zeitpunkt definiert ist. Die Prävalenz wird anhand einer Stichprobe aus einer Bevölkerung geschätzt. Die Inzidenz beschreibt die Anzahl an Neuerkrankungen in einem bestimmten Zeitraum. Üblicherweise wird zur Darstellung der Inzidenz die Inzidenzrate verwendet, die die Neuerkrankungen in einem Zeitraum von 100.000 Personenjahren angibt. Die anhand von Längsschnittstudien erhobene Inzidenz kann sich für die Untersuchung der Ätiologie einer Erkrankung eignen. Allerdings finden sich in der Literatur, aufgrund des langen Beobachtungszeitraums, nur wenige Studien bezüglich der Inzidenz der Koxarthrose [26].

#### **1.3.1 Definition der Osteoarthritis in epidemiologischen Studien**

Betrachtet man epidemiologischen Studien zur Osteoarthritis fällt eine heterogene Definition der Arthritis auf. Je nach Untersuchungsverfahren schwanken die Angaben beträchtlich. Aus diesem Grund soll im Folgenden auf die gängigen Methoden eingegangen werden.

Als bevorzugtes Untersuchungsverfahren findet sich die radiologische Bestimmung nach Kellgren und Lawrence [27]. Kellgren und Lawrence teilten erstmals arthrotische Veränderungen der Gelenke röntgenologisch in ein Scoringssystem ein [28, 29]. Die Kellgren & Lawrence Skala<sup>1</sup> beschreibt das Ausmaß einer Osteoarthritis anhand einer Gradierung in den Stufen 0-4,

wobei 0 den Normalbefund und 4 die Maximalausprägung darstellen (*Tabelle 1*). In bisherigen epidemiologischen Studien wurde Stadium 2 und höher als Nachweis einer Osteoarthrose gewählt [17].

Grad	Röntgenologischer Nachweis
0	Keine Arthrosezeichen
1	Fragliche Osteophyten
2	Sicherer Nachweis von Osteophyten, keine Gelenkspaltverschmälerung
3	Osteophyten und mäßige Gelenkspaltverschmälerung
4	Große Osteophyten mit erheblicher Gelenkspaltverschmälerung

*Tabelle 1: Kellgren & Lawrence-Score*

Die in den Studien seltener verwendete radiologische Klassifikation nach Ahlbäck, teilt Veränderungen der Gelenke in die Stadien 0-V ein [30]. Ein Ahlbäck-Score von I, der einer Gelenkspaltverschmälerung von 3 mm entspricht, wurde üblicherweise als radiologisches Arthrosezeichen verwendet [31].

Darüberhinaus finden sich epidemiologische Studien, die die Osteoarthrose mittels klinischer oder einer Kombination klinischer und radiologischer Zeichen einteilen [32-34]. Als klinische Zeichen einer Arthrose werden überwiegend die von Altman et al. erhobenen ACR Kriterien verwendet [35, 36].

### 1.3.2 Inzidenz und Prävalenz der Koxarthrose

Anhand eines Literaturreviews haben Sun et al. [27] verschiedene epidemiologische Studien, die sich sowohl in diagnostischen Kriterien als auch in ihrer Studienpopulation unterschieden, zusammengefasst. Die Inzidenzrate der klinisch definierten Koxarthrose schwankt zwischen 10 und 195 pro 100 000 Personenjahre [37, 38]. Außerdem ist ein Anstieg mit zunehmendem Alter zu verzeichnen [32, 34, 37]. Die Ergebnisse der geschlechtsspezifischen Inzidenz weisen jedoch kein einheitliches Bild auf. Während Oliveria et al. [32] eine erhöhte Inzidenz bei Frauen darlegten, zeigte sich bei Danielsson [37] das Gegenteil.

---

<sup>1</sup> Auch als K&L-Score bezeichnet

Angaben zur Prävalenz der nach einem K&L-Score Grad 2 definierten Koxarthrose schwanken ab dem 55. Lebensjahr zwischen 0,9 und 25% bei Männern und zwischen 0,6 und 16% bei Frauen [27, 39]. Betrachtet man die Studien die eine klinische oder klinisch radiologische (K&L-Score  $\geq$  Grad 2) Definition der Koxarthrose gewählt haben, liegt die Prävalenz ab dem 30. bzw. 55. Lebensjahr zwischen 4,1 und 5,2% bei Männern und zwischen 5,4 und 6% bei Frauen vor [40-42]. Die aktuellsten Studien aus Griechenland und Italien, die nach den von Altman et al. [35] postulierten ACR-Kriterien durchgeführt wurden, ergaben eine Prävalenz bei über 65-Jährigen von 2,5 bzw. 7,7% [43, 44]. Die Prävalenz ist bei Kaukasiern und Indianern höher als bei Schwarzafrikanern und Asiaten und steigt generell mit dem Lebensalter [39, 45, 46].

Die stark divergierenden Angaben zur Prävalenz zeigen die eingeschränkte Aussagekraft einer auf rein radiologischen Kriterien basierenden Definition der Arthrose. Hannan et al. [47] konnten zeigen, dass nur etwa die Hälfte der Patienten mit Zeichen einer radiologischen Gonarthrose (K&L-Score  $\geq$  2) Schmerzen im Bereich des Kniegelenks angaben. Da Gleiches für die Koxarthrose und andere Gelenke anzunehmen ist, rückt die Relevanz einer kombiniert klinisch-radiologischen Diagnosefindung der Osteoarthrose in den Vordergrund.

### **1.4 Ätiologie der Koxarthrose**

Die Ätiologie beschäftigt sich mit der Erforschung der Ursachen, die zur Entstehung einer Krankheit ausschlaggebend sind. Vereinfacht kann man eine primäre oder auch idiopathische, von der sekundären Koxarthrose unterscheiden. Während bei der idiopathischen Koxarthrose offenbar keine direkten Schädigungsursachen oder Abnormitäten erkenntlich sind, liegen bei der sekundären Koxarthrose meist mechanische, entzündlich-destruierende oder systemische Ursachen zugrunde.

Das 1943 von Hackenbroch [48] beschriebene Konzept der präarthrotischen Deformität stellte einen der ersten Versuche dar, die Ätiologie der Koxarthrose zu beschreiben. Demnach führen Deformitäten des Hüftgelenks,

die sich teilweise schon im Kindes- und Jugendalter manifestieren, langfristig durch ein Missverhältnis von Belastung und Belastbarkeit zum Untergang des Gelenkknorpels. Zu diesen Präarthrosen zählen unter anderem Hüftreifungsstörungen wie die Hüftdysplasie, die Epiphysiolysis capitis femoris (ECF) und der Morbus Perthes [48, 49]. Desweiteren können gelenksnahe Frakturen, aseptische Hüftkopfnekrosen und andere, seltenere Erkrankungen zu einer sekundären Koxarthrose führen [50]. Gemeinsam ist ihnen, dass sie in einer morphologischen Inkongruenz zwischen Hüftkopf und Acetabulum münden. Die tragende Gelenkfläche ist verkleinert und wird einer erhöhten mechanischen Belastung ausgesetzt. Das Konzept der axialen Überbelastung zeigt sich beispielhaft bei der Hüftdysplasie, bei der es frühzeitig durch erhöhte Belastung auf eine kleinere Flächeneinheit zum Gelenkverschleiß kommt [51, 52]. Gleichfalls führt zum Beispiel eine Stufenbildung von 2 Millimeter, nach Versorgung einer Acetabulumsfraktur, bei Belastungsspitzen zu einem Druckanstieg von 50% [53].

Von diesen primär mechanisch bedingten Schädigungen des Knorpels sind die entzündlichen Ursachen, wie die septische Koxitis oder Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises zu unterscheiden [54, 55]. Hier kommt es durch Störung der Knorpelphysiologie zu einer direkten Schädigung des Knorpels [26]. Seltener sind Systemerkrankungen wie die Hämochromatose oder Ochronose ursächlich für die Arthrose [26]. In verschiedenen Studien konnten 40 bis 75% der Patienten mit Koxarthrose auf die oben genannten sekundären Ursachen zurückgeführt werden [50, 56].

Publikationen der letzten Jahre zeigen, dass auch bei einigen als idiopathisch bezeichneten Koxarthrosen wahrscheinlich eine Überbelastung ursächlich oder zumindest mitbeteiligt ist. So kann durch morphologische Veränderungen am Schenkelhals oder der Gelenkpfanne das sogenannte femoroacetabuläre Impingement (FAI) entstehen, das mittelfristig zu Gelenkschäden führt und weitgehend junge, sportliche Patienten betrifft [57]. Auch die pistol grip deformity stellt eine dysplastische Veränderung dar, die vorwiegend bei jüngeren Patienten mit idiopathischer Koxarthrose auftritt [58, 59]. Typischerweise fehlen bei beiden Veränderungen zumindest initial die

klassischen Arthrosezeichen und führen dadurch häufig zur fälschlichen ätiologischen Einteilung.

Der Einfluss von Risikofaktoren bei Entstehung der Koxarthrose ist wegen der geringen Anzahl der Längsschnittstudien nicht immer eindeutig. Das Alter scheint bei der Koxarthrose den wichtigsten und unumstrittensten Risikofaktor darzustellen [32, 34, 37]. Verstärkte Belastung, sei es beruflich oder sportlich, wurde mit einem erhöhten Risiko assoziiert [60, 61]. So zeigt sich vor allem bei Landwirten, Bauarbeitern, Feuerwehrleuten und Profisportlern eine starke Assoziation [38, 62]. Während Lievense et al. [63] in einem umfangreichen Review-Artikel noch einen mäßigen Zusammenhang zwischen Adipositas und Entwicklung einer Koxarthrose nachweisen konnten, wurden diese Ergebnisse durch die Rotterdam Studie relativiert. Reijman et al. [64] zeigten in ihrer prospektiven Kohortenstudie zwar, dass der BMI ein bestimmender Faktor für die Entstehung und Progression der Gonarthrose, jedoch nicht für die Koxarthrose darstellt. Auch für Alkoholkonsum und Zigarettenabusus konnte kein Zusammenhang belegt werden [65]. Hormonelle Faktoren spielen ebenfalls eine wichtige Rolle und erklären wohl den postmenopausalen Anstieg der Osteoarthrose bei Frauen. So konnte gezeigt werden, dass Frauen die eine Hormonersatztherapie mit Östrogen erhielten, seltener eine Koxarthrose entwickelten [66].

In einer weiblichen Zwillingsstudie wurde nachgewiesen, dass genetische Faktoren bei etwa 50% ursächlich für die Entstehung einer Arthrose sind [67]. Die verantwortlichen Gene kodieren unter anderem für den Wachstumsfaktor IGF-1, für den Vitamin-D-Rezeptor oder für extrazelluläre Matrixproteine, die für Knochen- und Knorpelstoffwechsel wesentlich sind [68]. Mittlerweile wurden auch mehrere Genloci im Bereich von Chromosom 2q und 11q identifiziert, die mit arthrotischen Veränderungen im Zusammenhang stehen [69, 70].

In Anbetracht der Vielzahl von Einflüssen, die für die Entstehung der Koxarthrose maßgeblich sind, wird das Konzept einer monokausalen Ursache oder die strikte Einteilung in primäre oder sekundäre Arthrose, als zunehmenden tradiert angesehen. Aktuell ist vielmehr von einem

multifaktoriellen Geschehen auszugehen, in das sowohl genetische und erworbene Einflüsse, sowie zahlreiche, unterschiedlichste Risikofaktoren mit einbezogen werden müssen [26].

### **1.5 Pathogenese der Osteoarthritis**

Der adulte Gelenkknorpel besteht überwiegend aus Kollagenfibrillen, die für Elastizität und Festigkeit verantwortlich sind, Proteoglykanen, die durch ihre wasserbindende Eigenschaft für Viskosität sorgen und Chondrozyten, die die extrazelluläre Matrix (EZM) bis zu einem bestimmten Grad regenerieren können [71]. Die Arthritis entsteht durch eine Störung oder den Verlust von Regenerations- und Kompensationsmechanismen des alternden Knorpels auf Belastung [72]. Der initialen Schädigung liegt eine Interaktion von genetischen, metabolischen, biomechanischen und biochemischen Einflüssen zu Grunde, die sekundär in eine entzündliche Komponente münden kann [73]. Obwohl die Arthritis primär als eine Erkrankung des Knorpels definiert ist, ist der Beitrag der Synovialmembran und des subchondralen Knochens zur Pathogenese nicht unerheblich [74, 75].

Als zelluläres Korrelat des Knorpeluntergangs sind die Chondrozyten anzusehen. So findet sich im arthrotischen Knorpel eine Hypozellularität, die durch eine vermehrte Apoptose der Chondrozyten bedingt ist [76]. So konnte gezeigt werden, dass dem Wnt/ $\beta$ -Catenin Signalweg eine maßgebliche Rolle bei der chondrozytären Zellproliferation zukommt [77]. Demnach stellen Mutationen im FRZB-Gen einen starken Risikofaktor für die Entstehung einer primären Koxarthrose bei Frauen dar [78].

Die extrazelluläre Matrix (EZM), die für die Funktionalität und Homöostase bedeutend ist, besteht überwiegend aus Kollagen Typ II, dem Proteoglykan Aggrecan und Hyaluronsäure. Proinflammatorische Zytokine wie Interleukin-1 (IL-1), Interleukin-6 (IL-6), Tumornekrosefaktor-alpha (TNF-alpha) und Stickstoffmonoxid lösen, über Expression von Matrixmetalloproteinasen (MMPs), die enzymatische Degradation der EZM aus [79-81]. Interessanterweise scheint mechanische Belastung, bei der Freisetzung von

TNF-alpha und IL-1, die Funktion eines Triggers einzunehmen [82]. Während aktivierte MMPs für die Zerstörung des kollagenen Netzwerkes verantwortlich sind, führen sogenannte ADAMs (A Disintegrin And Metalloproteinase) zur proteolytischen Spaltung von Proteoglykanen [83, 84]. Im weiteren Verlauf kann sich eine Synovitis ausbilden, die die Angiogenese verstärkt und die Chondrozytenfunktion weiter stört [85]. Hierbei spielen zusätzlich zu den Entzündungsmediatoren B-Lymphozyten und CD4+ T-Zellinfiltrate eine Rolle [86]. Der entzündliche Prozess unterhält sich selbst, da sowohl die Entzündung die Angiogenese fördert als auch die Angiogenese die Entzündung weiter aufrecht erhalten kann [87]. Die Synovitis führt zu klinischen Zeichen und Stigmata der Arthrose, wie Gelenkschwellung, Erguss, Gelenksteife und Hautrötung [88].

Der Verlust des Gelenkknorpels führt makroskopisch zu einer Verschmälerung des Gelenkspaltes. Mit Progression der Arthrose folgen weitere morphologische Zeichen wie die reaktive Neubildung von Knochen im Randbereich der Belastung (Osteophyten), die Bildung von Knochenzysten sowie die Sklerosierung subchondraler Knochenanteile [71].

## **1.6 Diagnostik der Koxarthrose**

### **1.6.1 Anamnese und klinische Untersuchung**

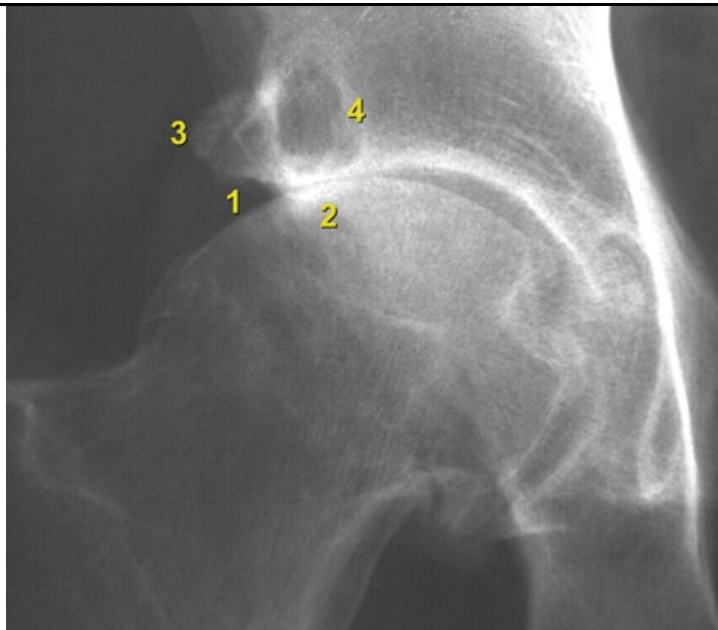
Anamnese und klinische Untersuchung sind meist schon für die Diagnose wegweisend. Die Befragung der Patienten ergibt häufig eine langsame Zunahme der Schmerzsymptomatik über die vergangenen Monate und Jahre. Charakteristisch für den degenerativen Gelenkverschleiß sind belastungs-abhängige Schmerzen. Initiale „Anlaufschmerzen“, bessern sich meist nach kurzer Bewegung, um sich mit Belastung wieder zu verstärken. Patienten mit entzündlich-rheumatischen Beschwerden entwickeln vornehmlich kontinuierliche Schmerzen und lassen sich infolgedessen anamnestisch von degenerativen Gelenkveränderungen abgrenzen. Als Frühzeichen der Koxarthrose gilt ein durch Innenrotation und Flexion des

Hüftgelenks ausgelöster stechender Schmerz, der in dem Bereich der Leiste angegeben wird. Kontrakturen von Muskulatur, Faszien und ligamentären Strukturen können zusätzlich zu Bewegungseinschränkungen und Veränderungen des Gangbildes führen [89].

Inspektorisch auffallend ist ein sogenanntes Schmerzhinken, das durch eine verkürzte Standphase des erkrankten Beines gekennzeichnet ist. Meist lässt sich ein Druckschmerz im Bereich der Leiste und ein Klopfschmerz über dem Trochanter major auslösen [89].

### 1.6.2 Bildgebende Diagnostik

Zusätzlich zur klinischen Untersuchung wird eine Röntgenaufnahme der Hüfte in zwei Ebenen angefertigt. Kennzeichnend sind die bereits beschriebenen Veränderungen wie Gelenkspaltverschmälerung, subchondrale Sklerosierung, Osteophyten und Geröllzysten (*Abbildung 1*). Historisch hat sich die radiologische Einteilung der Arthrose in 5 Stadien nach Kellgren et al. [29] etabliert (*Tabelle 1*).



*Abbildung 1: Röntgenaufnahme des Hüftgelenks.*

*Aus Claes et al. [90]*

*Koxarthrose des rechten Hüftgelenks mit den typischen Zeichen einer Arthrose: Gelenkspaltverschmälerung (1), subchondrale Sklerosierung (2), Osteophyten (3), subchondralen Zysten (4)*

---



Üblicherweise gilt ab Grad 2, mit dem eindeutigen Nachweis von Osteophyten, die Arthrose röntgenologisch gesichert [27]. Auch wenn der K&L-Score den klinischen Standard darstellt, führt die Abhängigkeit des Scores von der Existenz von Osteophyten zu Kritik [91, 92]. Auch können einzelne radiologische Merkmale nicht unabhängig voneinander gewertet werden. Alternative radiologische Einteilungen weisen jedoch ebenfalls Schwächen auf und konnten sich nur bedingt durchsetzen [93, 94].

Schnittbildverfahren und szintigraphische Untersuchungen spielen in der Routinediagnostik der Koxarthrose keine Rolle und sind speziellen Fragestellungen vorbehalten.

Da der radiologische Schweregrad oft nur wenig über die subjektive Symptomatik aussagt, sollte die Bildgebung immer im Zusammenhang mit der Klinik des Patienten bewertet werden [36].

## **1.7 Therapie der Koxarthrose**

### **1.7.1 Konservative Therapie**

Die konservative Therapie der Koxarthrose umfasst eine Kombination aus medikamentösen und nichtmedikamentösen Maßnahmen. Schmerzlinderung und der Erhalt der Mobilität stellen die primären Ziele der konservativen Therapie dar. Als Analgetikum der ersten Wahl gilt Paracetamol, das wegen seines geringen Nebenwirkungsspektrums zwar breit einsetzbar und als Langzeitmedikation geeignet ist, jedoch nicht bei allen Patienten ausreichende Schmerzlinderung bewirkt [95]. Bei persistierenden Schmerzen kommen nichtsteroidale Antirheumatika (NSARs) zum Einsatz, die Paracetamol analgetisch überlegen sind und eine antiphlogistische Wirkung besitzen [96]. Besteht ein gastrointestinales Risikoprofil, werden diese mit einem gastroprotektiven Medikament (z.B. Protonenpumpenhemmern) kombiniert oder durch selektive COX-2 Inhibitoren (Coxibe) ersetzt [97, 98]. Liegen Kontraindikationen gegen NSARs und Coxibe vor oder sollte die

Schmerzlinderung nicht erfolgreich sein, können Opioid-Analgetika alleine oder in Kombination mit Paracetamol verabreicht werden [96]. Lediglich eine kurzfristige Linderung der Schmerzen stellt die intraartikuläre Injektion eines Steroids dar [99]. Da die Studienlage bezüglich der Koxarthrose widersprüchlich und die Gefahr von Knochennekrosen gegeben ist, ist man mit der Indikationsstellung für Steroidinjektionen äußerst zurückhaltend [100]. Die sogenannten SADOAs (slow acting drugs in osteoarthritis), wie Chondroitinsulfat, Glucosaminsulfat und Hyaluronsäure, zeigen zwar eine symptomatische Wirkung, allerdings fällt die Effektstärke nur gering aus [96]. Als nichtmedikamentöse Maßnahmen können orthopädische Hilfsmittel, wie Schuhzurichtungen mit Pufferabsätzen und Gehstöcke, die Beschwerden lindern. Auch physikalische Maßnahmen, Patientenschulungen und gezielte Kräftigungsübungen können hilfreich sein [101, 102].

### **1.7.2 Chirurgische Therapie**

#### **1.7.2.1 Gelenkerhaltende Verfahren**

Falls die konservative Therapie versagt und sowohl klinische als radiologische Zeichen eine Indikation zur Operation rechtfertigen, kann ein chirurgisches Eingreifen notwendig sein. Hüftnahe Femurosteotomien oder azetabuläre Korrekturosteotomien sind bei jungen, symptomatischen Patienten mit nachweislicher Fehlstellung, wie der Dysplasiehüfte, erfolgversprechend [96, 103]. Die Arthroskopie des Hüftgelenks stellt eine weitere Option dar, die jedenfalls eine vorübergehende Besserung verspricht [104, 105]. Da vor allem jüngere Patienten in einem frühen Stadium der Koxarthrose davon profitieren, ist für diesen Eingriff die Selektion der Patienten entscheidend [106]. Spezielle Indikationen, wie das FAI, können in einem offenen Eingriff mit vorübergehender Dislokation des Hüftkopfes behoben werden [107, 108]. Obwohl die Arthrolyse eine gute Schmerzlinderung und Stabilität ermöglicht, spielt sie wegen deutlicher Einschränkung der Lebensqualität und dem Erfolg des Gelenkersatzes nur

bei wenigen Indikationen, wie der postinfektiösen Koxarthrose, eine Rolle [109].

### **1.7.2.2 Endoprothetische Verfahren**

Den entscheidenden Fortschritt und Standard bei der Versorgung der Koxarthrose stellt der endoprothetische Gelenksersatz dar. So zeigen Daten des schwedischen Arthroseregisters, dass drei von vier Hüftendoprothesen auf Grund einer primären oder sekundären Koxarthrose implantiert werden [110]. Die Inzidenz der primären Hüftendoprothetik in den OECD Ländern lag in den 1990er Jahren zwischen 50-130 Eingriffen/100.000 Einwohner [111]. Allein in Deutschland sind im Jahr 2008, laut BQS<sup>2</sup> Qualitätsreport, 156.887 Endoprothesen am Hüftgelenk implantiert worden [112].

Durch Verbesserungen der Materialien und Implantationsverfahren konnte in den letzten Jahrzehnten die Standzeit der Prothesen deutlich verbessert werden [110, 113]. Zusätzlich resultieren Kosteneffektivität und eine hohe Patientenzufriedenheit in einer weltweiten Zunahme des Hüftgelenkersatzes [90, 114, 115].

Für endoprothetische Verfahren liegt eine Vielzahl von unterschiedlichen Modellen, Materialien und Prothesentypen vor. Prinzipiell kann man in der Versorgung der Koxarthrose schaftbasierte Modelle wie die Totalendoprothese (TEP), den Hüftkappenersatz und Kurzschaftprothesen unterscheiden [90].

Der Hüftkappenersatz sieht lediglich eine spärliche Resektion des Femurkopfes vor, um die meist mit einem Führungsbolzen versehene Hüftkappe auf den modellierten Schenkelhals entweder zu zementieren oder zementfrei zu fixieren. Die Hüftpfanne wird üblicherweise mittels „press-fit“ im Azetabulum verankert. Hohe Lockerungsraten durch Materialabrieb führten zu einer Abkehr des Oberflächenersatzes in den 80er Jahren, der erst seit Einführung einer Metall-Metall Gleitpaarung wieder Verwendung findet [116].

---

<sup>2</sup> Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung

Der geringe femorale Substanzverlust des Hüftkappenersatzes soll den meist jungen Patienten eine Wechseloperation ermöglichen.

Kurzschafftmodelle werden nach sparsamer Resektion des Schenkelhalses intramedullär im proximalen Femur fixiert. Die Hüftpfanne wird auch hier üblicherweise mit der Press-Fit-Methode eingebracht. Im Falle einer Wechseloperation besteht dank der besseren ossären Situation die Aussicht, auf Revisionsimplantate verzichten zu können [26].

Das am häufigsten verwendete Implantat stellt die Totalendoprothese (TEP) dar [117]. Bei einer TEP wird sowohl der Hüftkopf, durch eine komplette Resektion des Schenkelhalses, als auch die Hüftpfanne mit entsprechenden Implantaten ersetzt. Der femorale Anteil der TEP besitzt einen geraden oder anatomischen Schaft der meta- oder diaphysär in den Oberschenkelknochen verankert wird. Die Hüftpfanne kann auf unterschiedliche Weise befestigt werden. In der primären Hüftendoprothetik hat sich die Press-Fit-Technik, die Schraubpfanne oder das Einzementieren der Pfanne durchgesetzt.

Die verschiedenen Verankerungstechnologien werden abhängig vom Alter und individuellen Faktoren des Patienten gewählt.

Die zementfreie Prothese stellt bei jungen Patienten eine gute Alternative zu dem Hüftkappenersatz dar [118]. Die Verankerung des Prothesenschafts erfolgt in zwei Stufen. Die Primärstabilität wird beim Einbringen durch die dreidimensionale Konizität des Schafts mittels press-fit gewährleistet [90]. Die Sekundärstabilität entsteht durch ossäre Intergration in die makro- oder mikroporöse Oberfläche der Prothese. Die Hüftpfanne wird ebenfalls mit press-fit im Azetabulum befestigt. In der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen (UKT) wird diese Methode, insbesondere im Hinblick auf eine wahrscheinliche Wechseloperation, bei Patienten bis zu dem 60. Lebensjahr präferiert.

Teilzementierte bzw. Hybridendoprothesen stellen einen Mittelweg zwischen vollzementierten und zementfreien Hüftgelenksersatz dar. Der Prothesenschaft wird mit Polymethylmetacrylat (PMMA) in das Femur einzementiert. Die Ummantelung durch den Knochenzement sorgt für eine gute Primärstabilität. Auch bei Hybridendoprothesen wird die Hüftpfanne

mittels Press-Fit verankert. Verwendung findet diese Technik bei Patienten zwischen dem 60. und 75. Lebensjahr.

Der vollzementierte Hüftgelenksersatz ist schlechten knöchernen Verhältnissen oder Patienten jenseits des 75. Lebensjahres vorbehalten. Durch das Zementieren der Prothesenkomponenten wird bereits früh eine hohe Primärstabilität erreicht. Die aus Polyethylen (PE) bestehende Pfanne wird in den Knochenzement eingedrückt und ausgehärtet. Auf diese Weise entsteht eine Einheit aus Polyethylen, PMMA und der Spongiosa des Knochens, die das Eindringen von Synovialflüssigkeit und Abriebpartikel in die Kontaktzonen verhindert und gute Langzeitergebnisse erzielt [119, 120].

### **1.7.2.2.1 Das Endoprothesenmodell Excia®/Plasmacup®**

Im Rahmen dieser Studie wurden Patienten mit zementfreien, vollzementierten und Hybridendoprothesen untersucht. Im folgenden Abschnitt sollen die verwendeten Modelle der Firma Aesculap vorgestellt werden, die in der orthopädischen Universitätsklinik Tübingen Verwendung finden.

Die Excia® Geradschaftprothese ist in zwei Modellen erhältlich, die eine zementfreie und zementierte Implantation ermöglichen (*Abbildung 2*). Üblicherweise wird am UKT der Excia® Hüftschaft mit einem 12/14 mm Konus verwendet. Der zementfreie Schaft besteht aus einer Titanlegierung. Die Verankerung wird proximal durch eine mikroporöse Schicht, der sogenannten Plasmapore® Oberfläche, gewährleistet [121]. In diese 0,35 mm dicke Titanbeschichtung kann die ossäre Integration erfolgen. Das zementierte Modell weist ein laterales Schaftdesign mit Formrippen auf, die eine Fixierung im Zementmantel sichern soll. Der distal angebrachte Centraliser sorgt für die Schaftzentrierung beim Einbringen in den mit Knochenzement gefüllten Markraum.



*Abbildung 2: Der Excia® Hüftschaft.  
Links das zementfreie, rechts das zu zementierende Modell mit Centraliser.  
Quelle: Aesculap [121]*

---

Für den zementfreien Ersatz des Azetabulums wird die Plasmacup® Hüftpfanne verwendet (*Abbildung 317*). Die äußere Form der Plasmacup® ist sphärisch mit abgeflachtem Pol und sorgt beim Einschlagen durch press-fit für die nötige Primärstabilität [122]. Die Außenseite, die ebenfalls mit der Plasmapore® Oberfläche beschichtet ist, sorgt durch knöchernes Einwachsen für Sekundärstabilität. Als Einsätze dienen Keramik (BioloX®) oder Polyethylen die in der konischen Innenseite verklemmt werden. Als Gleitpaarung stehen Keramik (BioloX®)- Keramik oder häufiger verwendetet, ein Polyethylen-Inlay kombiniert mit einem Metallkopf, zur Verfügung.



*Abbildung 3: Die Plasmacup® Hüftpfanne.  
Mit Schaft und Keramik-Keramik Gleitpaarung.  
Quelle: Aesculap [122]*

---

Im Falle einer vollzementierten Prothese wird eine PE-Pfanne mit Flach- oder Vollprofil in das zuvor aufgefräßte, mit PMMA gefüllte Azetabulum eingebracht.

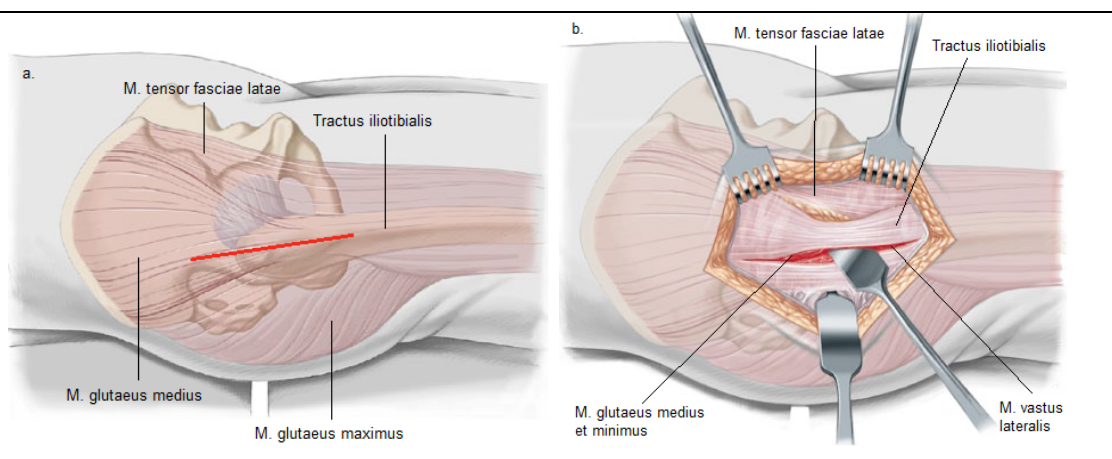
Für zementfreie Prothesen wird die Kombination aus Excia® 12/14 mit einer press-fit verankerten Plasmacup® Pfanne eingesetzt. Gleiches gilt für die Hybridendoprothesen, mit dem Unterschied, dass ein zementierter Excia® Hüftschaft implantiert wird.

#### **1.7.2.2 Zugangswege zum Hüftgelenk**

Dem Operateur stehen unterschiedliche Zugangswege zum Hüftgelenk zur Verfügung, die abhängig von der Erfahrung und Präferenz des Operateurs, der Anatomie des Patienten und der speziellen Anforderung der jeweiligen Operationsindikation gewählt werden. Als Standardzugänge zum Hüftgelenk zählen der anterolaterale Zugang nach Watson-Jones, der laterale bzw. transglutaeale Zugang nach Bauer und der posteriore Zugangsweg nach Moore. Der aktuelle Trend hin zu minimalinvasiven Zugangswegen findet sich in einer Modifizierung des Watson-Jones Zugangs wieder, der als minimalinvasiver anterolateraler Zugang bezeichnet wird [90].

Der für diese Arbeit relevante Zugangsweg ist der von Bauer beschriebene, üblicherweise in Rückenlage durchgeführte, transglutaeale Zugang. Im Folgenden wird das chirurgische Vorgehen am Beispiel einer Implantation einer Hybrid-Endoprothese erläutert:

Die Haut wird lateral über dem Trochanter major in einem etwa 15 cm langen Schnitt inzidiert (*Abbildung 4a*). Nach erfolgreicher Blutstillung der Subkutis, wird die Fascia lata dargestellt, entlang des Faserlaufs eröffnet und gespreizt. Die Mm. gluteus medius et minimus sowie der M. vastus lateralis werden von proximal kommend, entlang des Faserverlaufs gespalten (*Abbildung 4b*). Die den Trochanter major bedeckenden Muskelfasern werden mit einem Raspatorium von der Hüftgelenkskapsel gelöst. Danach wird das fibro-periostale Gewebe, nahe am Trochanter, nach ventral abpräpariert. Das Anbringen von Hohmann-Hebeln am ventralen Pfannenrand sowie medial und lateral des Schenkelhalses ermöglicht freie Sicht auf die Hüftgelenkskapsel (*Abbildung 4c*). Diese wird T-förmig inzidiert und anschließend reseziert. Die Luxation des Hüftgelenks gelingt in voller Adduktion und Außenrotation des Oberschenkels. Danach erfolgt eine Osteotomie des Schenkelhalses, die in einem 55° Winkel etwa 1,5 cm oberhalb des Trochanter minor endet. Im Anschluss können Kapselreste und nicht tragende Osteophyten, die einer Darstellung des Azetabulums im Wege stehen, entfernt werden. Durch schrittweises Auffräßen werden die knorpeligen Anteile der Pfanne entfernt. Ist die präoperativ geplante Größe erreicht, wird nach gründlicher Spülung die Plasmacup® Hüftpfanne eingeschlagen und das PE-Inlay verklemmt.





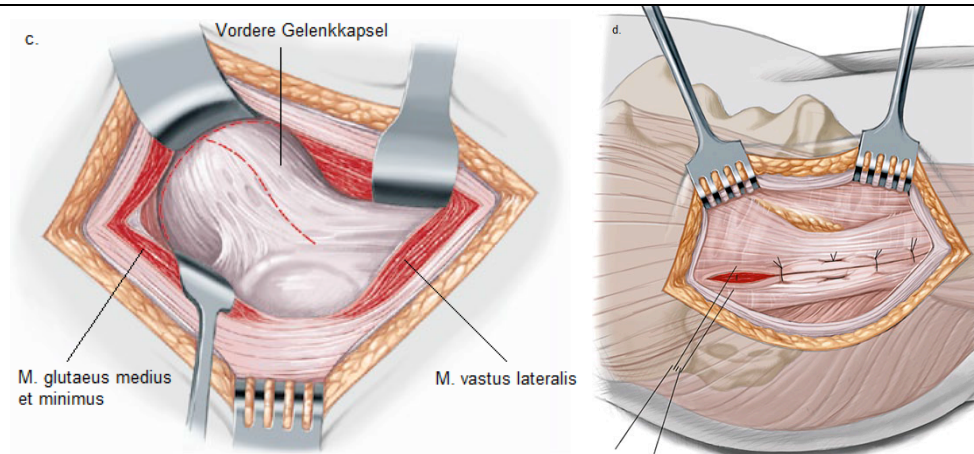


Abbildung 4a-d: Zugang zum Hüftgelenk  
Aus Claes et al. [90]

- a. Hautlängsschnitt über dem Trochanter major.
  - b. Spaltung entlang des Faserverlaufs der Mm. gluteus medius et minimus und des M. vastus lateralis.
  - c. Sicht auf die Hüftgelenkscapsel mit angedeuteter T-förmiger Inzision.
  - d. Adaption der in Faserrichtung gespaltenen Muskulatur.
- 

Um den Markraum einsehen zu können, wird das Bein durch maximale Adduktion und 90° Außenrotation in die sogenannte Viererposition gebracht. Der Markraum wird mit einem Kastenmeisel eröffnet und mit größer werdenden Formraspeln bis zur gewünschten Größe bearbeitet. Die mit einem Probekopf versehene Raspel wird reponiert. Das Hüftgelenk wird durch Flexions-, Außen- und Innenrotationsbewegungen auf seine Stabilität hin überprüft. Nach erneuter Luxation, kann die Formraspel entfernt, der Markraum gespült und ein Markraumstopper, der ein zu tiefes Eindringen des Knochenzements verhindern soll, eingebracht werden. Eine Plastikdrainage sorgt bei der retrograden Auffüllung des Markraumes mit PMMA dafür, dass sich der Zement ohne Bildung von Hohlräumen gleichmäßig in der Markhöhle verteilt. Nachdem die Drainage entfernt wurde, wird der Excia® 12/14 Hüftschaft rotationsgerecht eingebracht. Sobald der Knochenzement ausgehärtet ist, kann der Prothesenkopf auf dem Konus befestigt werden und eine endgültige Reposition stattfinden. Es folgen die Ausleitung von Wunddrainagen sowie ein schichtgerechter Wundverschluss, bei dem zunächst die durchtrennte Muskulatur und anschließend die Subkutis mit Vicryl-Fäden in Einzelknopftechnik adaptiert werden (*Abbildung*

4d). Die Hautnaht kann in Donati-Rückstich-Nähten oder mit Metallklammerung erfolgen [123-125].

### **1.8 Kraft und Funktion nach Implantation einer HTP**

Dank des endoprothetischen Hüftgelenksersatzes gelingt es für den Großteil der Patienten eine normale Funktionalität und Steigerung der Lebensqualität zu erzielen [126, 127]. Mehrere Studien konnten im prä- und postoperativen Vergleich eine Verbesserung von Funktion und Muskelkraft nachweisen [128-133]. So konnte Wilcock [131] sowohl eine Steigerung der Beweglichkeit (ROM) als auch der Gehfähigkeit darlegen. Auch Visuri et al. [133] konnten zeigen, dass es bei fast allen Probanden etwa vier Jahre postoperativ zu einer Verbesserung verschiedener Alltagsaktivitäten, insbesondere der Gehfähigkeit, kam. Ähnliche Ergebnisse berichten Johnsson et al. [132], die bei 95% ihrer Patienten eine gesteigerte Funktion aufzeigten.

Allerdings ist bei einem Vergleich mit präoperativen Werten davon auszugehen, dass diese durch Bewegungseinschränkungen und Schmerzen in ihrer Aussagekraft limitiert sein können. Um validere Ergebnisse zu erhalten, wäre ein Vergleich zwischen der operierten und nichtoperierten Seite oder eine Gegenüberstellung mit Ergebnissen einer Kontrollgruppe erstrebenswert. Vergleicht man die Funktion mit einem angeglichenen Kontrollkollektiv, dann schneiden die Patienten im ersten Jahr postoperativ zunächst besser ab, um sich dann kontinuierlich, bis zur letzten Nachuntersuchung sieben Jahre postoperativ, zu verschlechtern und hinter die Kontrollgruppe zurückzufallen [134]. Die Autoren führten vorliegende muskuloskelettale Komorbiditäten der Patienten auf das schlechtere Abschneiden zurück. Übereinstimmende Ergebnisse lieferten Trudelle-Jackson et al. [135], die ebenfalls von einem Defizit der Hüftmuskulatur ein Jahr nach der Operation im Vergleich zur nicht betroffenen Seite berichten. Long et al. [136] wiesen nach, dass zwei Jahre nach der Operation alle Teilnehmer weiterhin unter einer Muskelschwäche litten, obwohl die

Patienten ganganalytisch unauffällig waren. Entsprechend konnten Shih et al. [129] zeigen, dass es ein Jahr postoperativ, im Vergleich operierte vs. gesunde Seite, zu einem isometrischen Kraftdefizit zwischen 11-21% kommt. Ergebnisse mehrerer Studien deuten darauf hin, dass postoperativ eine Einschränkung sowohl der Abduktoren als auch der Hüftbeuger und Hüftstrecker vorliegt [137-143]. Nicht selten ist die Schwächung der Abduktionsfähigkeit dem lateralen Zugangsweg geschuldet [141, 142]. Eine Insuffizienz des für die Abduktion wichtigen M. gluteus medius kann entweder durch eine ungenügende Readaptation der Glutealmuskulatur an den Trochanter major oder durch Denervation des unteren Astes des N. gluteus superior entstehen [141]. Eine Arbeit, die sich mit der Atrophie der Quadrizepsmuskulatur beschäftigt, belegt eine Reduktion der exzentrischen Kraft im Vergleich zur nicht operierten Seite [143]. Auch die konzentrische Kraft dieser Patienten ist verglichen zu einem Normkollektiv signifikant herabgesetzt. Desweiteren scheint auch die Maximalkraft der Extensoren, Flexoren und Abduktoren signifikant schlechter auszufallen [143-145].

## 1.9 Brake Response Time und Bremskraft in der Literatur

Die Definition der Reaktionszeit wird in der Literatur häufig sehr ungenau gehandhabt. So verwenden manche Autoren die Reaktionszeit synonym mit der BRT. Um Missverständnissen vorzubeugen soll eine Übersicht über die gebräuchlichen Termini in Bezug zu Reaktionszeit, Transferzeit und Brake-Response-Time gegeben werden (*Tabelle 2*).

Zielparameter	Zielparameter	Zielparameter
Reaktionszeit	Transferzeit	Gesamtzeit
Reaction Time (RT)	Transfer Time (TT)	Brake Response Time (BRT)
Mental Processing Time	Foot Transfer Time	Total Reaction Time
Neurological Reaction Time	Movement Time	Driving Reaction Time

*Tabelle 2: Termini der Zielparameter.  
Nach Green [12] und Spalding et al. [146]*

In der Vergangenheit haben sich einige Studien mit dem allgemeinen Thema der Brake Response Time auseinandergesetzt. Allerdings kam es abhängig von dem Studienaufbau zu teilweise erheblichen Unterschieden der BRT. Nach Green [12] stellt die wichtigste Variable hierbei die Antizipation des Bremssignals dar, die die BRT um den Faktor zwei beeinflusst. Laut dem Autor liegt die BRT bei Antizipation eines Signals in einem Bereich von etwa 0,7 s. Für Bremsmanöver mit einem überraschenden Ereignis, wie ein sich in die Fahrbahn bewegendes Objekt, gilt eine BRT von etwa 1,5 s. Diese Parameter werden allerdings durch zahlreiche weitere Faktoren, wie Aufmerksamkeit, kognitive Beanspruchung, körperliche Konstitution, Alter sowie Drogen- oder Medikamentenkonsum, beeinflusst [6, 12, 147]. Rechtlich gesehen gibt es keine konkreten Angaben zur BRT, die für das sichere Führen eines Kraftfahrzeugs nötig sind. Indessen liegen Empfehlungen für Obergrenzen der BRT verschiedener Institutionen und Behörden vor, die zwischen 700 ms und 1500 ms variieren [148, 149].

Lediglich wenige Studien beschäftigen sich mit der maximalen Bremskraft die während eines Bremsmanövers aufgebracht werden kann. Das 5. Perzentil der Maximalkraftwerte lag dabei zwischen 311 N und 400 N für Frauen und bei 592 N für die männlichen Teilnehmer [150]. Dank der Einführung von Bremskraftverstärkern ist die Relevanz der maximalen Bremskraft in den letzten Jahrzehnten in den Hintergrund gerückt. Ungeachtet der technischen Entwicklungen ist die Bremskraft jedoch noch immer ein wichtiger Faktor für die Einleitung eines effektiven Bremsmanövers.

Bisher haben sich zwei Studien mit dem Einfluss des Hüftgelenkersatzes auf die BRT beschäftigt. In keiner der beiden Studien wurde die aufgebrachte maximale Bremskraft gemessen. Auch wurde die BRT nicht in die einzelnen Bestandteile Reaktionszeit und Transferzeit unterteilt. Die Ergebnisse von MacDonald et al. [13] zeigten, dass Patienten eine höhere BRT als ein gesundes Vergleichskollektiv aufwiesen, wobei keine Aussagen bezüglich der Signifikanz getroffen wurden. Für die linksseitige HTP konnte Ganz et al. [151] keine postoperative Einschränkung aufzeigen. Die präoperative BRT

für den rechtsseitigen Eingriff wurde von den meisten Patienten nach 6 bis 8 Wochen unterschritten [13, 151].

### **1.10 Technische Entwicklungen in Bezug zu BRT und Bremskraft**

Die Entwicklung unterstützender Systeme, wie Bremskraftverstärker durch die Automobilindustrie, hat vor allem dazu geführt, dass die benötigte Bremskraft für eine Vollbremsung herabgesetzt wurde. Moderne Systeme wie der Bremsassistent können, anhand der Geschwindigkeit mit der das Gaspedal losgelassen wird, den maximalen Bremsdruck erhöhen und dadurch schneller ein Bremsmanöver einleiten. Im Gegensatz dazu sind jedoch die Möglichkeiten, die BRT zu verkürzen, limitiert. Um eine Verringerung der Reaktionszeit zu erzielen, wurde vor allem die optimierte Anordnung und Art der Bremslichter untersucht. In mehreren Studien konnten durch Variation der Leuchtmittel und der Lichtstärke, sowie durch Anbringung eines dritten, erhöht montierten Bremslichts die Reaktionszeit verbessert werden [152-154]. Um die Transferzeit zu verkürzen, wurde erstmals Ende der sechziger Jahre die ergonomische Anordnung der Pedale in den Vordergrund gestellt [155]. Indem das Bremspedal entweder auf gleicher Höhe oder unterhalb des Gaspedal montiert wurde, konnte die Transferzeit verringert werden [156]. Das Potential, zukünftig die BRT weiter zu senken, scheint jedoch zunehmend ausgereizt zu sein. Die Entwicklung führt verstärkt zu Notbremsassistenten, die vom Bordcomputer gesteuert, frühzeitig vor einer möglichen Kollision warnen oder selbst ein Bremsmanöver einleiten.

### **1.11 Fragestellung**

Da die Osteoarthritis eine Erkrankung darstellt, deren Prävalenz deutlich mit dem Alter ansteigt, ist auch zukünftig angesichts der demographischen

Entwicklung, mit einer Zunahme der Erkrankungshäufigkeit zu rechnen [157, 158]. Hierbei nimmt die Koxarthrose als zweithäufigste Ursache einer arthrotischen Veränderung der Gelenke eine wichtige Rolle ein [18]. Unbestritten ist außerdem der Stellenwert des Hüftgelenkersatzes für die Therapie der endgradigen Koxarthrose [96]. Dementsprechend werden drei von vier Hüftprothesen aufgrund einer Koxarthrose implantiert [110]. Merx et al. [111] berichten von TEP-Implantationsraten der OECD-Staaten in den 1990er Jahren von 50 bis 130 pro 100.000 Einwohner. Allein in Deutschland wurden im Jahr 2008 156.887 Hüftprothesenoperationen durchgeführt [112]. Gleichzeitig ergeben die Daten von Prothesenregistern mehrerer Länder, wie Schweden, Finnland und Kanada, einen weiteren Anstieg der Implantationsraten [110, 159, 160]. So geht man in Großbritannien hinsichtlich der demographischen Entwicklung von einer Zunahme des Hüftgelenkersatzes um 40% bis in das Jahr 2026 aus [161]. Das mittlere Alter für einen Hüftgelenkersatz liegt bei 70 Jahren, wobei die Mehrzahl der Implantationen zwischen dem 70. und 79. Lebensjahr stattfindet [110].

Auch im Alter stellt die Mobilität einen wichtigen Beitrag zur Unabhängigkeit und Lebensqualität dar [162]. Der klinische Alltag zeigt, dass auf Patientenseite ein erhebliches Interesse besteht, wann das Führen eines Kraftfahrzeugs wieder möglich ist. Wie eingangs beschrieben, liegen jedoch divergierende Ergebnisse bezüglich der postoperativen Funktionalität der Hüftmuskulatur vor. Dementsprechend sind deutliche Hinweise vorhanden, die eine postoperative Reduktion der Kraft sowohl der Abduktoren sowie der Hüftbeuger und Hüftstrecker nahelegen. Fraglich bleibt, inwiefern sich der endoprothetische Hüftgelenkersatz und die damit einhergehenden funktionellen Einschränkungen auf die Fahrtauglichkeit auswirken.

Ziel dieser Studie ist es folgende Fragen zu klären:

- 1) Kann es durch wiederholte Messungen mit dem Fahrsimulator zu einem Lerneffekt kommen der die Ergebnisse beeinflusst?
- 2) Liegt ein Unterschied in der Fahrtauglichkeit von Patienten mit einer endgradigen Koxarthrose und einem Normkollektiv vor?

- 3) Ab welchem Zeitpunkt nach der Operation ist das sichere Führen eines Kraftfahrzeuges wieder möglich?
- 4) Bestehen Unterschiede bezüglich der Fahrtauglichkeit zwischen Patienten die auf der linken oder rechten Seite operiert wurden?

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Der Fahrsimulator

Um einen realitätsnahen Versuchsaufbau zu ermöglichen, wurde ein Volkswagen VW Polo als Fahrsimulator verwendet (*Abbildung 5*). Unabhängig von der Fahrzeugklasse ist der Bewegungsspielraum im Fußraum eines jeden Kraftfahrzeugs, durch Lenkrad, Armaturen und Innenverkleidung, begrenzt. Um diesem Umstand Rechnung zu tragen wurde die ursprüngliche Dimensionierung der Fahrgastzelle beibehalten.



*Abbildung 5: Der Fahrsimulator.  
Die Fahrgastzelle wurde im Original beibehalten.*

---

Die Verkürzung von Motorraum und Heck, sowie die Montage von vier Rollen, auf denen das Auto bewegt werden konnte, dienen der Reduktion von Gewicht und der erleichterten Handhabung. Der Fahrersitz war sowohl in der Höhe als auch in der Entfernung zum Lenkrad frei für die Probanden einstellbar. Gas- und Bremspedal mussten eigens für die Fragestellung modifiziert werden. Hierfür wurden Kraftmessplatten an die Pedale angebracht (*Abbildung 6*).





*Abbildung 6: Kupplungs-, Brems- und Gaspedal.  
Vor und nach der Modifikation. Es ist die Anbringung des Kraftabnehmers hinter dem Bogen  
des Bremspedals zu erkennen. Der Kraftmesser des Gaspedals ist auf dem Pedal fixiert.  
Das Kupplungspedal sollte im Rahmen der Messung nicht betätigt werden und wurde  
deshalb nicht mit Sensoren versehen.*

---

Die Leuchte für das Warnsignal wurde mittels eines Saugnapfes so auf der Motorhaube positioniert, dass sie für die Teilnehmer gut einsehbar war. Messgeräte und Kabel wurden mit Kabelbinder gesichert und im Fußraum des Beifahrersitzes verstaut. Um eine direkte Rückmeldung der Ergebnisse an die Teilnehmer zu verhindern, wurde für den Zeitraum der Messung, der Laptop vom Dach des Kraftfahrzeuges aus bedient. Der Versuchsaufbau wurde durch Mitarbeiter der Arbeitssicherheit des Universitätsklinikums Tübingen auf eventuelle Gefahren hin überprüft und von der Ethikkommission (Ethikantrag: 268/2009BO2) genehmigt.



*Abbildung 7: Die Signalleuchte.  
Das rote Aufleuchten der Signallampe soll eine Notfallsituation simulieren.*

---

Nach Einnahme einer bequemen Sitzposition wurden die Patienten gebeten mit dem rechten Fuß das Gaspedal zu betätigen. Innerhalb eines Intervalls von 10 Sekunden wurde die Warnleuchte ausgelöst (*Abbildung 7*), welche visuell eine Notfallsituation simulieren sollte. Die Patienten betätigten daraufhin im Rahmen ihrer individuellen Möglichkeiten die Bremse. Der Drucksensor des Gaspedals registrierte hierbei die Kraftabnahme, die durch die Bewegung des rechten Fußes zum Bremspedal verursacht wurde. Die Zeit vom Aufleuchten des Signals bis zum Kraftabfall am Gaspedal wird als Reaktionszeit (RT) bezeichnet (*Abbildung 8*). Sie stellt die Zeit der neuronalen Verarbeitung des visuellen Reizes bis zur Ausführung eines motorischen Impulses mit resultierender Muskelarbeit dar. Die Zeitspanne vom Beginn des Kraftabfalls am Gaspedal bis zur Betätigung des Bremspedals, bezeichnet man als Transferzeit (TT). Die Summe von Reaktionszeit und Transferzeit ergibt die Brake Response Time (BRT).

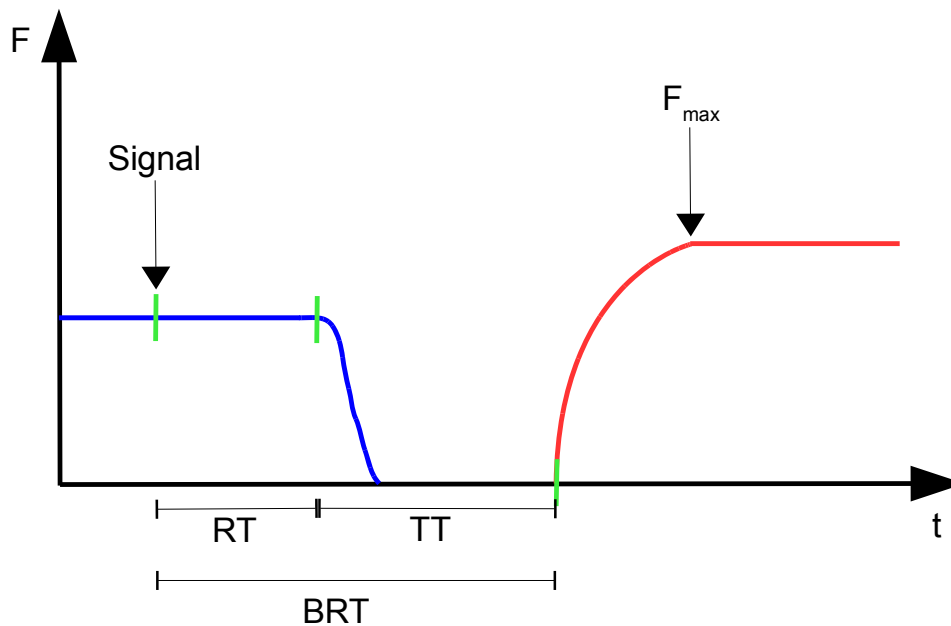


Abbildung 8: Die Kraftverläufe eines Bremsmanövers. Schematische Darstellung. In blau die gemessene Kraft auf das Gaspedal und in rot die des Bremspedals.  $F_{max}$  ist der Punkt der maximalen Bremskraft (MBF).

In bisher durchgeführten Studien, die sich mit dem Einfluss orthopädischer Eingriffe auf die BRT beschäftigten, wurden diverse Endpunkte für die Transferzeit beschrieben. Diese variieren von dem Beginn der Kraftzunahme [10, 163] bis hin zu einer Überschreitung von der auf das Bremspedal wirkenden Kraft von mindestens 100 N [13, 146] oder 200 N [7, 8]. Für diese Studie wurde der Anstieg der auf das Bremspedal wirkenden Kraft als Endpunkt definiert. Anhand der Zu- und Abnahme der Kräfte auf die Pedale lassen sich somit Aussagen zur Reaktionszeit, Transferzeit, Gesamtzeit (BRT) und Bremskraft treffen.

## 2.2 Die Messtechnik

Zur Bestimmung der für die Fragestellung essentiellen Parameter werden ein System aus Kraftsensor, Verstärkerelektronik, USB-Scope und ein Laptop mit entsprechender Software benötigt. Ein technischer Schaltplan des Versuchsaufbaus soll zur Verdeutlichung und Übersicht über die verwendete Messtechnik dienen (Abbildung 9).

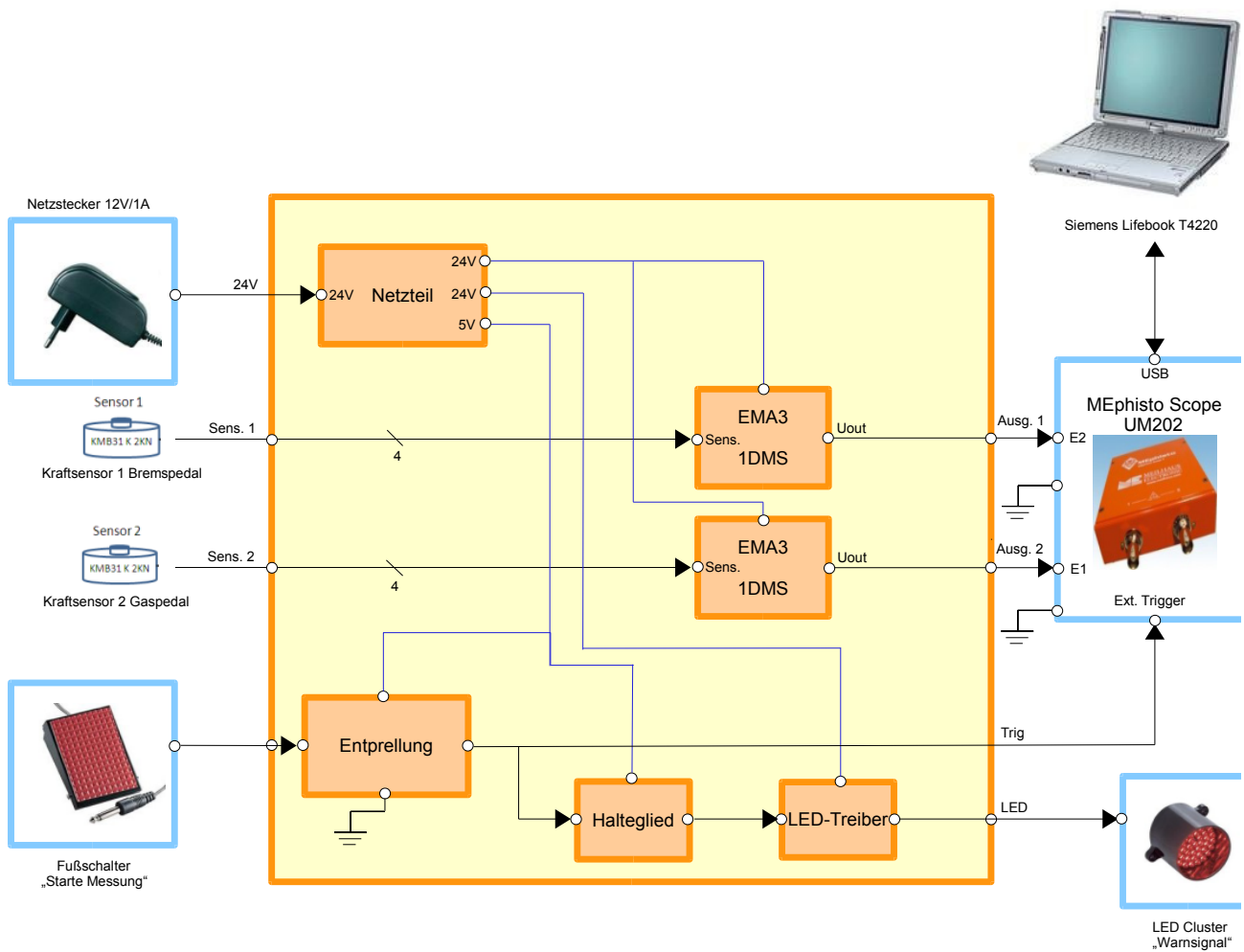


Abbildung 9: Blockschaltbild des Versuchsaufbaus.  
(Nach Ingenieurbüro Sawatzki)

Das System besteht aus einem Kraftsensor, der die eingeleitete Kraft in ein elektrisches Signal umwandelt. Dieses Signal muss allerdings durch eine Signalverarbeitungselektronik verstärkt werden, um eine weitere Bearbeitung zu ermöglichen. Das Sensor-Verstärker System speist die Signale in das Meilhaus MEphisto™ Scope ein und bildet zusammen die elektrische Messkette (Abbildung 10).

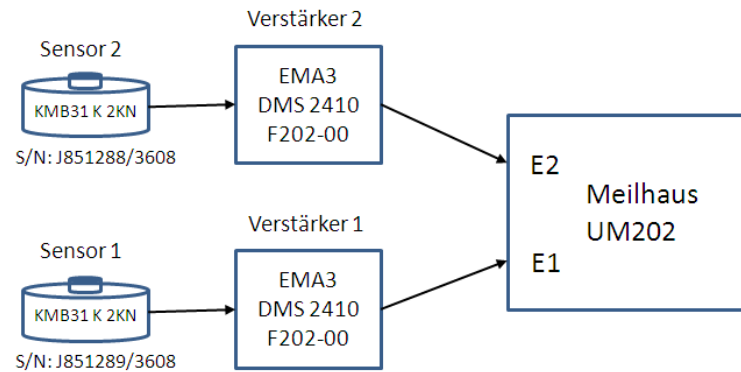


Abbildung 10: Die elektrischen Komponenten der Messkette.

---

Gas- und Bremspedal wurden mit Kraftmessdosen der Firma Megatron® Electronic AG ausgestattet. Der Kraftsensor der Serie KMB31 ist durch seine geringe Abmessung (Abbildung 11) ein vielseitig einsetzbarer Abnehmer und konnte dadurch platzsparend in den Versuchsaufbau integriert werden.

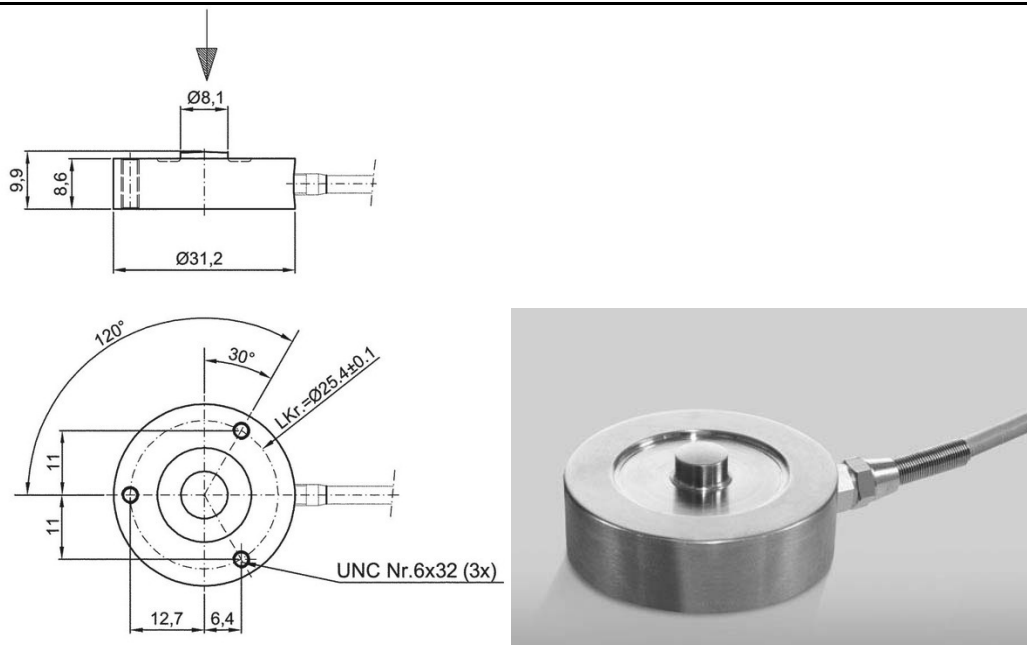


Abbildung 11: Kraftaufnehmer der Firma Megatron®.  
Technische Maßzeichnung und Photo der Serie KBM31. Die Maßeinheit wird in Millimeter [mm] angegeben.

---

Der Messkörper besteht aus Edelstahl und ist für Messbereiche von 0 bis 10 kN geeignet (Abbildung 11). Um einer dauerhaft hohen Beanspruchung standzuhalten, wurden diese, eigentlich für industrielle Zwecke gefertigten,

Kraftmesser verwendet. Für den Versuchsaufbau wurden für das Gaspedal ein Sensor mit einer Nennlast von 0,4 kN gewählt (KMB31/K 0,4 kN Megatron® Elektronik AG). Wegen den zu erwartenden höheren Kräften die auf das Bremspedal wirken, wurde für dieses ein Messbereich bis 2 kN festgesetzt (KMB31/K 2 kN Megatron® Elektronik AG).

Die externe Verstärkerelektronik EMA3-2DMS (ebenfalls Firma Megatron® Elektronik AG) ermöglichte eine duale Signalverarbeitung für den Kraftsensor des Gas- und Bremspedals (*Abbildung 12*). Sensoren und Verstärker wurden durch den Hersteller abgeglichen geliefert.

Das MEphisto™ Scope1 UM202 (Meilhaus Electronic) ist ein Kombiinstrument das unter anderem die Funktionen eines Oszilloskops, Spektrum-Analysators, Voltmeters und Datenloggers übernehmen kann. Für den Versuchsaufbau ist der Analog-Oszilloskop-Modus, der laut Hersteller mit einer Grundgenauigkeit von 0,1% für Spannung und 100 ppm für Zeit arbeitet, von Bedeutung.



Abbildung 12: Das Kombiinstrument.  
Externe Verstärkerelektronik EMA3-2DMS (Megatron®). Darauf angebracht das MEphisto™ Scope-1 UM202 (Meilhaus Electronic).

---

Verbunden über ein USB-Kabel mit dem MEphisto™ Scope, stellt das Notebook den letzten Teil der Messkette dar und dient der Verarbeitung und Auswertung der Daten. Hierfür wurde ein Fujitsu-Siemens Lifebook T4220® mit einem Intel Core2Duo® Prozessor (2x 2100 MHz) und 2048 MB RAM als Arbeitsspeicher verwendet. Die Mindestanforderungen die an ein Notebook für diesen Versuchsaufbau gestellt werden sind folgende (Tabelle 3):

Eigenschaften	Minimalanforderungen
Notebook	Intel Pentium 2 GHz Prozessor oder vergleichbares
Betriebssystem	Windows XP oder vergleichbares
Arbeitsspeicher	2 GB
Bildschirmauflösung	1024x768
Speicherkapazität Festplatte	500 MB
USB-Anschluss	1 USB 2.0

Tabelle 3: Minimalanforderungen an das Notebook

Die Befestigung des Drucksensors am Gaspedal erfolgte auf einer mit dem Gaspedal fixierten Platte. Da für die Auswertung die absolute Kraft, die auf das Gaspedal wirkt, eine untergeordnete Rolle spielt, sondern vielmehr schon geringe Kräfte für ein ausreichendes Signal genügen, konnte das leichte Nachgeben des Gaspedals ignoriert werden. Im Gegensatz dazu war



die exakte Bestimmung der absoluten Kraft, die auf das Bremspedal wirkt, für die Fragestellung bedeutend. Infolgedessen musste aus Gründen der Messgenauigkeit ein anderer Aufbau gewählt werden. Hierfür wurde die Kraftmessdose des Bremspedals hinter der Aufhängung des Bremspedals angebracht (*Abbildung 13*). Um eine Fixierung zu ermöglichen, wurde die Innenauskleidung an dieser Stelle entfernt und ein Hartgummiblock mittels Bauschaum befestigt. Auf diesen Block wurde der Kraftsensor mit Schrauben montiert.



*Abbildung 13: Anordnung der Pedale*

*1. Kupplung 2. Bremspedal 3. Gaspedal mit Kraftabnehmer X. Kraftabnehmer Bremspedal.*

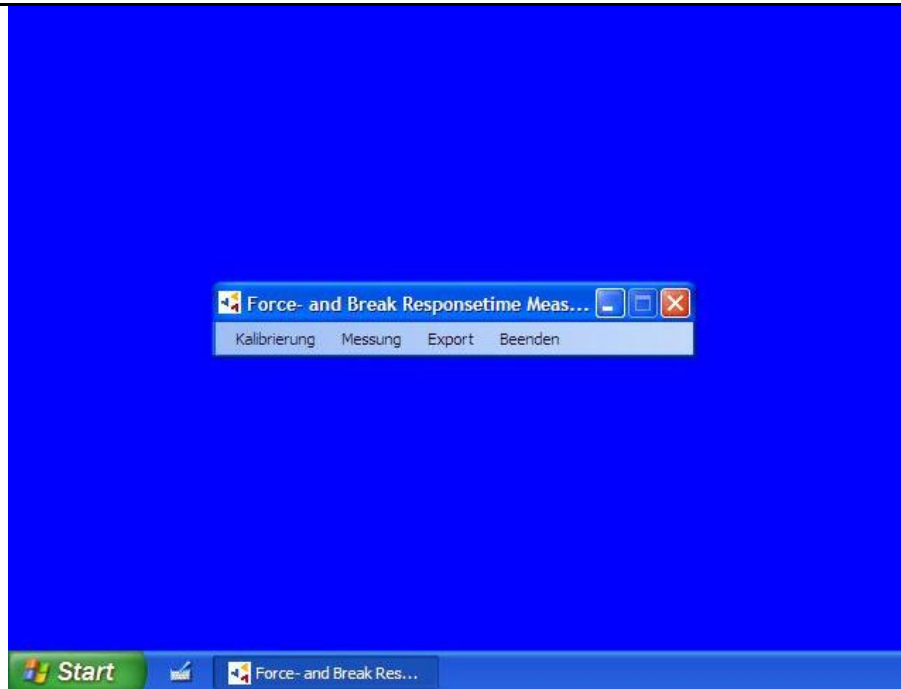
Durch diese Anordnung traf der Bogen des Pedals direkt auf die Messdose und ein Kraftverlust durch Nachgeben des Pedals konnte ausgeschlossen werden. Außerdem bestünde bei einem Einbau des Kraftmessers vor dem Pedal die Gefahr, dass der 8,1 mm große Messknopf (*Abbildung 11*) nicht bei jedem Bremsmanöver zentral getroffen und dadurch die Kraft an dem Sensor vorbeigeleitet wird.

### 2.2.1 Messprogramm

Die Software für das Programm „Force and Brake Response Measurement“ (FBRM) wurde in Kooperation mit dem Ingenieurbüro Sawatzki entwickelt. Ziel war es, ein stabiles Programm mit einem benutzerfreundlichen Interface



zu schaffen (*Abbildung 14*). Sowohl Kraft als auch Zeitwerte, wie Reaktions- und Transferzeit, sollten digital und graphisch nach jeder Messung einsehbar sein.



*Abbildung 14: Das Menü von FBRM*

Vor jeder Messung wurde eine Systemkalibrierung durchgeführt (*Abbildung 15*). Hierbei konnte eingesehen werden, wann die letzte Kalibrierung vorgenommen wurde und ob Abweichungen zwischen der letzten und der aktuellen Kalibrierung vorlagen. Bei einer Abweichung von mehr als 1% im Vergleich zu den Vorwerten wurden automatisch die aktuellen Werte gespeichert.

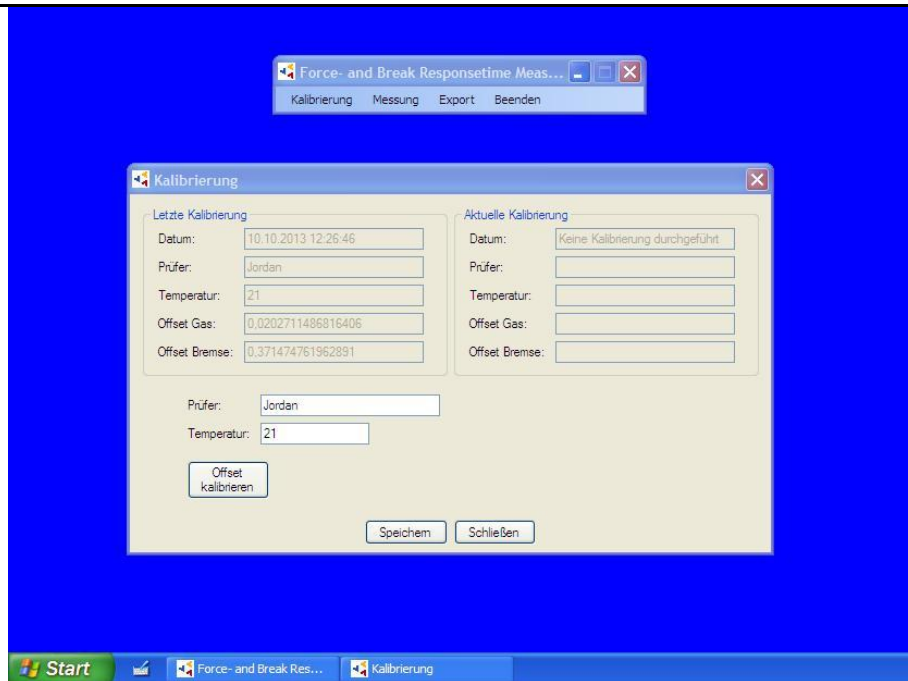


Abbildung 15: Screenshot Systemkalibrierung

Über den Icon „Messung“ des Hauptmenüs konnten entweder im Rahmen der ersten Testung die Teilnehmer angelegt oder bei darauffolgenden Testungen direkt aufgerufen werden (Abbildung 16).

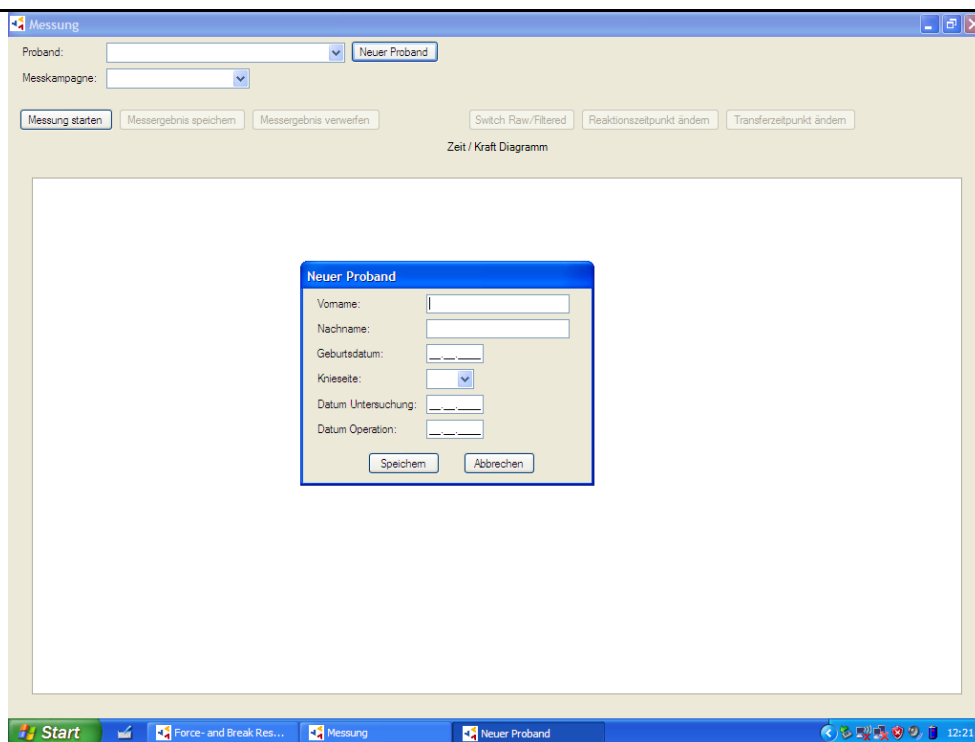
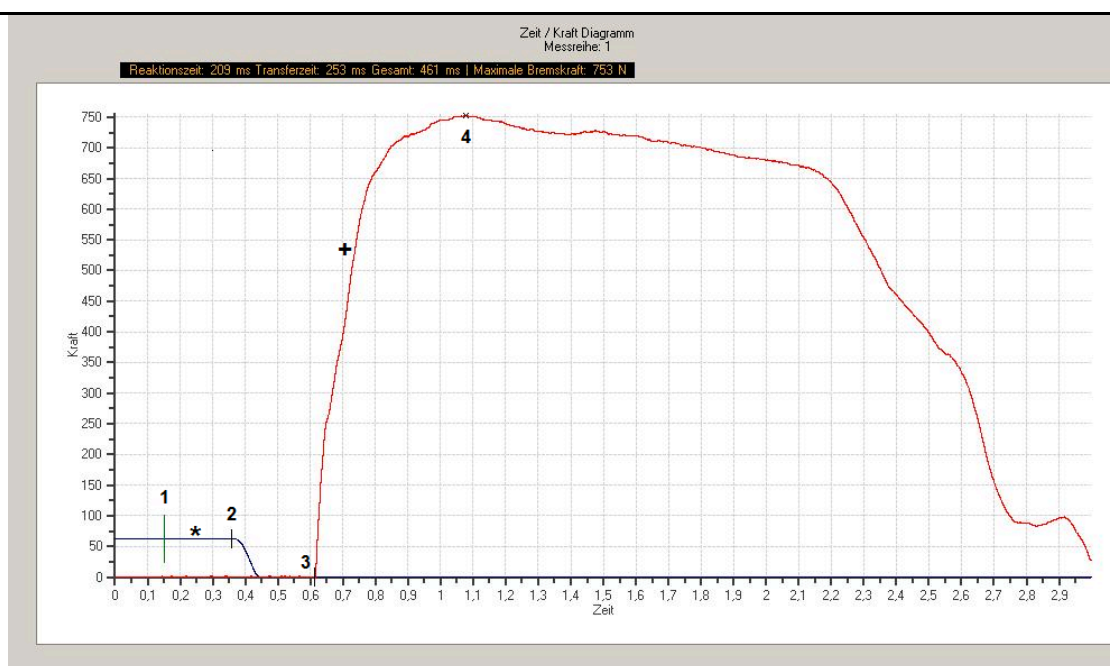


Abbildung 16: Anlegen eines Teilnehmers.

Nachdem die Probanden über das Menü aufgerufen wurden, konnte mit der Testung durch das Icon „Messung starten“ begonnen werden. Auf jede einzelne Messung folgte eine Visualisierung der Werte anhand eines Zeit/Kraft Diagrammes. Diese Darstellung ermöglichte eine Überprüfung, ob die durch das Programm automatisch gesetzten Intervalle sich mit den tatsächlichen Kraftvektoren deckten. Infolgedessen konnten Fehlmessung direkt erkannt und ausgeschlossen werden.



*Abbildung 17: Screenshot eines Zeit/Kraft Diagramms.*

*Die Kraft wird in [N], die Zeit in [s] angegeben.*

*1 Aufleuchten des Warnsignal; 2 Kraftabnahme Gaspedal; 3 Kraftzunahme Bremspedal;  
4 Maximale Bremskraft; \* Kraftverlauf Gaspedal; + Kraftverlauf Bremspedal*

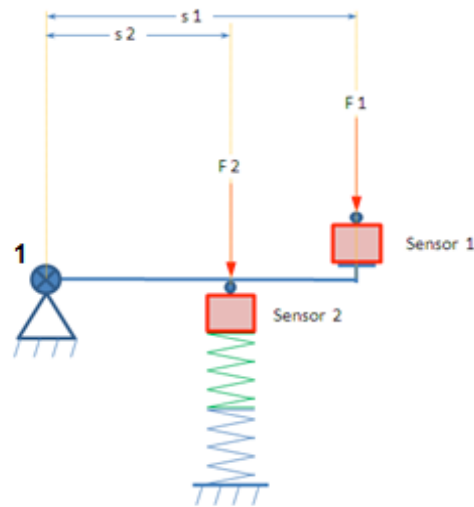
*Abbildung 17* stellt ein typisches Zeit/Kraft Diagramm des Programms FBRM dar. Die Kraft  $F$  in Newton ist auf der Ordinate und die Zeit  $t$  in Sekunden auf der Abszisse aufgetragen. Die blaue Linie (\*) entspricht der Kraft auf das Gaspedal. Die rote Kurve (+) stellt die gemessene Kraft des Bremspedals dar. Der vertikale grüne Strich (1) ist mit dem Aufleuchten des Warnsignals gleichzusetzen. Die vertikalen schwarzen Striche (2 und 3) werden automatisch durch das Programm bei Zu- und Abnahme der wirkenden

Kräfte gesetzt. Ersterer (2) spiegelt sich in der Kraftabnahme des Gaspedals wieder. Der Zweite (3) wird mit Beginn der Kraftwirkung auf das Bremspedal gesetzt. Das schwarze Kreuz (4) stellt den Punkt der maximalen Bremskraft dar. Das Zeitintervall zwischen (1) und (2) ist die Reaktionszeit. Das Intervall zwischen (2) und (3) die Transferzeit. Die Summe beider Zeiten ergibt die Brake Response Time. Reaktions-, Transfer- und Gesamtzeit sowie die maximale Bremskraft erscheinen angegeben in Millisekunden und Newton am oberen Bildrand. Im Anschluss an die zehnte Messung wurden die Daten für die folgende Auswertung gesichert und über das Icon „Export“ in einer Exceltabelle gespeichert. Die Bilder der einzelnen Messkurven wurden als JPEG-Dateien ebenfalls automatisch in einem Ordner des Programms FBRM abgelegt.

### 2.2.2 Systemkalibrierung

Die Messkette zur Kraftmessung des Bremspedals besteht aus einer mechanischen Komponente mit Hebelwirkung und Widerlager und einer elektrischen Komponente, die aus einem Sensor-Verstärker-System der Firma Megatron gebildet wird (*Abbildung 10*). Ursächlich für die Hebelwirkung war die Anbringung der Kraftmessdose hinter dem Bogen des Bremspedals.

Folgende Abbildung soll den Sachverhalt verdeutlichen (*Abbildung 18*):



*Abbildung 18: Blockbild der mechanischen Messkette.  
Sensor S1 ist ein bereits kalibrierter Sensor, über den die Kalibrierung des fest eingebauten Sensors S2 stattfinden soll. S1 ist auf dem Bremspedal fixiert. 1 Aufhängung.*

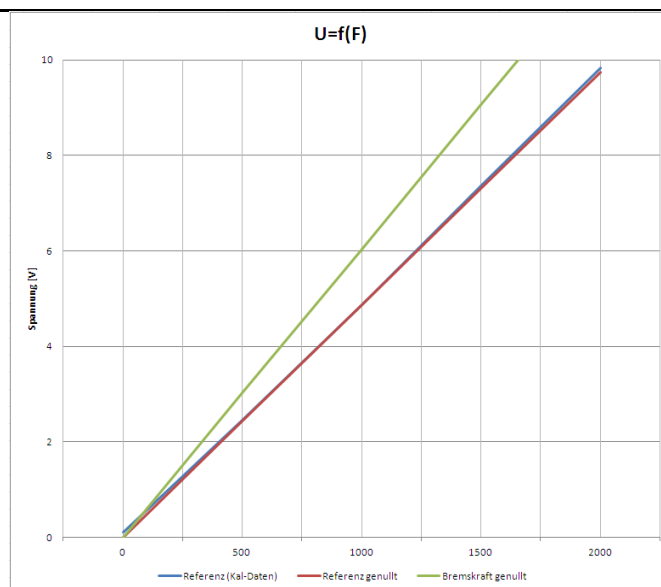
---

Das Bremspedal ist über einen Lagerbolzen mit einer Aufhängung im oberen Fußraum verbunden. Die Aufhängung (1) entspricht dem Drehpunkt des Bremspedals. Anhand der Kenntnis der Strecken  $s_1$  und  $s_2$  kann durch eine bekannte, senkrecht eingeleitete Kraft  $F_1$  auf den Sensor 1 die Kraft  $F_2$  am Sensor S2 bestimmt werden. Für die Kalibrierung des fest eingebauten Kraftsensors S2 wurde eine bekannte Testkraft  $F_1$  senkrecht auf den sich am unteren Ende des Hebels befindlichen kalibrierten Kraftsensor S1 angebracht. Somit lässt sich die Kraft  $F_2$  wie folgt berechnen:  $F_2 = s_1/s_2 \cdot F_1$

Die zur Fixierung des Kraftsensors S2 nötigen Hartgummiblöcke werden als Federn dargestellt. Die Federkonstante dieser Blöcke ist so hoch, dass eine Verformung gering und ein daraus resultierende Kraftweiterleitung zu vernachlässigen ist. Abgesehen von der Hebelwirkung wurde als weiterer Unsicherheitsfaktor das Sensor-Verstärker Gefüge angesehen (*Abbildung 10*). Die Messverstärker werden zusammen mit den Kraftabnehmern abgeglichen geliefert, jedoch werden die Abgleichdaten der Messkette Sensor/Verstärker vom Hersteller nicht zur Verfügung gestellt. Aus diesen Gründen erschien es sinnvoll einen Abgleich der Messkette mit einer kalibrierten Referenz vorzunehmen. Auf eine Kalibrierung des MEphisto™

Scope 1 wurde verzichtet, da es sich hierbei um das präziseste Gerät der Messkette handelte. Außerdem ergaben Vergleichsmessungen des Ingenieurbüros Sawatzki mit einem bereits kalibrierten Agilent 34411A DVM bestätigende Werte.

Für die Systemkalibrierung musste zunächst eine Nullung der Messverstärker erfolgen. Hierfür wurde eine Messreihe von 2000 Werten, die auf beiden Kanälen gleichzeitig mit einer Abtastrate von 1000/s aufgenommen wurden, durchgeführt. Anschließend wurden die Mittelwerte beider Kanäle gebildet und als Nullpunkte definiert. Dieser erste Schritt geschah ohne das Einwirken einer Last. Danach folgte mit Hilfe einer Klemmvorrichtung die Einleitung einer konstanten Kraft im Bereich von 300-500 N auf Sensor 1. Diesmal wurde eine Messreihe von 20 mal 2000 Werten mit einer simultanen Abtastrate auf beiden Kanälen von 1000/s bestimmt und erneut die Mittelwerte beider Kanäle berechnet. Als letzter Schritt wurde die Messreihe für 10 verschiedene Lasten wiederholt und wiederum die Mittelwerte der einzelnen Reihen aufgezeichnet. Anhand einer Software wurden die Mittelwerte in ein Diagramm übertragen und die Charakteristik der Bremskraft-Messkette gebildet (*Abbildung 19*):  $F = 159,842 \text{ N/V} \cdot U$



*Abbildung 19: Charakteristik der Bremskraft-Messkette.*

*Die Ordinate wird mit der Spannung U in [V] und die Abszisse mit der Kraft F in [N] angegeben. Es wird die Spannung als Funktion der Kraft im Vergleich zu der Referenz dargestellt. Die unterschiedliche Steigung wird durch die Hebelwirkung des Bremspedals erklärt.*

## **2.3 Das Patientengut**

### **2.3.1 Rekrutierung der Teilnehmer**

Für die Studie konnten insgesamt 72 Probanden gewonnen werden. Diese wurden in zwei Gruppen eingeteilt- Patienten mit Koxarthrose und der Indikation für einen Hüftgelenkersatz und ein gesundes Probandenkollektiv ohne klinische Zeichen einer Koxarthrose.

Nach Rücksprache mit dem Institut für Statistik und Epidemiologie bezüglich des geplanten Studiendesigns sollte die Interventionsgruppe 40 Patienten und die Kontrollgruppe 20 Patienten umfassen.

Im Rahmen des Aufnahmegesprächs wurden zusätzlich demographische Daten erhoben. Abgesehen von Alter, Größe und Gewicht, konnten folgende Daten für eine spätere statistische Analyse erhoben werden: Fahrzeug- und Getriebetyp, gefahrene Kilometer des Vorjahres und seit wann eine Fahrerlaubnis bestand. Die aktuelle Medikation wurde vor jedem einzelnen Termin erfragt, um eventuelle Störgrößen der Messung zu erkennen. Insbesondere galt die Aufmerksamkeit dem Konsum von Analgetika, Sedativa und Anticholinergika. Die Daten wurden in einer Microsoft Excel Datei angelegt und sicher in einem Schließfach verwahrt.

### **2.3.2 Patienten mit Koxarthrose**

Grundlage dieser prospektiven Kohortenstudie sind 47 Patienten, die im Zeitraum von Oktober 2011 bis August 2012 an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen eine Hüftgelenktotalendoprothese implantiert bekamen. Im Rahmen einer Voruntersuchung in der orthopädischen Ambulanz wurde die Koxarthrose klinisch und radiologisch gesichert und die Indikation für einen primären Hüftgelenkersatz gestellt. Alle Patienten wiesen hierbei eine K&L-Score  $\geq 3$  auf. Die Auswahl des Prothesentyps für

den geplanten Eingriff erfolgte individuell, wobei vor allem das Alter des Patienten, sowie die Knochenstruktur eine entscheidende Rolle spielten. Im weiteren Verlauf konnten sieben Patienten nicht weiter nachverfolgt werden, da entweder die Teilnahme an den Nachuntersuchungen versäumt wurde oder weil sie nicht mehr den Einschlusskriterien entsprachen. Somit konnten insgesamt 40 Patienten für die Studie gewonnen werden, wobei 20 Patienten eine HTP auf der rechten Seite und 20 Patienten linksseitig eine HTP implantiert bekamen (*Tabelle 4 und Tabelle 5*). 21 Patienten erhielten eine Hybrid-endoprothese, 7 eine vollzementierte und 12 eine zementfreie Hüftendoprothese. Die Altersspanne der Probanden mit rechtsseitiger HTP reicht von 49 bis 78 Jahren, durchschnittlich bei 67,7 Jahren ( $\pm 7,3$  Jahre). Das Alter der Patienten mit linksseitiger HTP liegt zwischen 41 und 77 Jahren, im Durchschnitt bei 65,8 Jahren ( $\pm 8,4$  Jahre).



Patient	Alter	Geschlecht	Prothesentyp	Schmerzmedikation	Vorjahres km
1	68	♀	Vollzementiert	Stufe 1	10000
2	78	♀	Vollzementiert	Stufe 1	4000
3	71	♂	Hybrid	Stufe 2	18000
4	72	♀	Hybrid	bei Bedarf	5000
5	66	♂	Hybrid	∅	3000
6	67	♂	Zementfrei	bei Bedarf	10000
7	72	♀	Hybrid	Stufe 2	5000
8	67	♀	Hybrid	Stufe 1	5000
9	76	♀	Vollzementiert	Stufe 2	10000
10	66	♀	Hybrid	Stufe 2	8000
11	68	♂	Hybrid	∅	6000
12	76	♂	Vollzementiert	∅	10000
13	72	♀	Hybrid	∅	10000
14	61	♂	Zementfrei	Stufe 1	20000
15	66	♂	Hybrid	Stufe 3	15000
16	49	♀	Zementfrei	∅	20000
17	73	♂	Hybrid	Stufe 2	5000
18	74	♂	Hybrid	∅	5000
19	55	♂	Zementfrei	∅	50000
20	58	♀	Zementfrei	Stufe 2	30000

*Tabelle 4: Probandendaten rechtsseitige Koxarthrose.*

*Die Angabe des Alters erfolgt in Jahren. Die Medikation wird nach dem WHO Stufenschema<sup>3</sup> dargestellt. Unter „Bei Bedarf“ ist die sporadische Einnahme von Stufe 1 Analgetika zu verstehen. Vorjahres Kilometer bezeichnet die im Vorjahr erbrachte Fahrleistung.*

---

<sup>3</sup> Eine durch die WHO entwickelte Empfehlung zum Einsatz von Analgetika zur Schmerztherapie. Stufe 1 Nicht-Opioidanalgetika; Stufe 2 Niedrigpotente Opioidanalgetika + Nicht-Opioidanalgetika; Stufe 3 Hochpotente Opioidanalgetika + Nicht-Opioidanalgetika

Patient	Alter	Geschlecht	Prothesentyp	Schmerzmedikation	Vorjahres km
1	62	♂	Zementfrei	Stufe 1	35000
2	63	♀	Zementfrei	bei Bedarf	8000
3	71	♂	Hybrid	bei Bedarf	7000
4	56	♂	Zementfrei	∅	15000
5	65	♂	Zementfrei	bei Bedarf	9000
6	75	♂	Vollzementiert	∅	10000
7	71	♀	Hybrid	Stufe 1	6000
8	68	♀	Hybrid	Stufe 2	5000
9	66	♂	Hybrid	bei Bedarf	9000
10	41	♂	Zementfrei	bei Bedarf	15000
11	58	♂	Zementfrei	Stufe 1	20000
12	75	♂	Vollzementiert	∅	10000
13	59	♂	Zementfrei	bei Bedarf	15000
14	65	♀	Hybrid	Stufe 1	10000
15	77	♂	Vollzementiert	Stufe 1	6000
16	73	♂	Hybrid	Stufe 1	9000
17	74	♂	Hybrid	Stufe 1	18000
18	69	♀	Hybrid	Stufe 2	8000
19	62	♂	Hybrid	bei Bedarf	20000
20	67	♂	Hybrid	∅	30000

*Tabelle 5: Probandendaten linksseitige Koxarthrose.*

*Die Angabe des Alters erfolgt in Jahren. Die Medikation wird nach dem WHO Stufenschema dargestellt. Unter „Bei Bedarf“ ist die sporadische Einnahme von Stufe 1 Analgetika zu verstehen. Aktuell gefahrene Kilometer bezeichnet die im Vorjahr erbrachte Fahrleistung.*

Am Vortag der Operation wurden die Patienten auf der Station aufgesucht und über die Studie informiert. Nach einer ausführlichen Aufklärung bezüglich den Zielen und des Ablaufs der Studie, sowie Erläuterungen möglicher Risiken während der Testung, erfolgte nach einer Bedenkzeit das Unterschreiben der Einverständniserklärung. Das jedem Datensatz zugeordnete, schriftlich dokumentierte Einverständnis ist in der orthopädischen Universitätsklinik hinterlegt.

Anschließend wurden die Patienten über mögliche Ausschlusskriterien befragt und gegebenenfalls untersucht. Eine ausführliche Auflistung der Ein- und Ausschlusskriterien ist dem Anhang beigelegt.

### 2.3.3 Kontrollgruppe

Über denselben Zeitraum wurde ein Vergleichskollektiv von 25 Probanden erhoben. Die Rekrutierung erfolgte aus Mitarbeitern, sowie Besuchern des

Universitätsklinikums Tübingen. Die Kontrollgruppe sollte keine klinischen Zeichen einer Arthrose oder entzündliche Gelenkerkrankung der unteren Extremitäten aufweisen. Angestrebt wurde eine der Interventionsgruppe vergleichbare Altersspanne. Abgesehen davon entsprachen die Ein- und Ausschlusskriterien denen der Versuchsgruppe. Das Alter der Kontrollgruppe reicht von 49 bis 83 Jahren, wobei das Durchschnittsalter 65,7 Jahre ( $\pm 9,3$  Jahre) betrug (*Tabelle 6*).

Patient	Alter	Geschlecht	Schmerzmedikation	Vorjahres km
1	64	♂	Ø	10000
2	69	♂	Ø	13000
3	64	♂	Ø	12000
4	61	♀	Ø	18000
5	80	♂	Ø	13000
6	61	♂	Ø	15000
7	83	♂	Ø	10000
8	81	♂	Ø	20000
9	71	♂	Ø	5000
10	68	♂	Ø	6000
11	53	♂	Ø	25000
12	73	♂	Ø	15000
13	65	♂	Ø	15000
14	65	♀	Ø	5000
15	59	♂	Ø	20000
16	49	♀	Ø	9000
17	54	♂	Ø	22000
18	79	♂	Ø	4000
19	73	♂	Ø	20000
20	71	♂	Ø	10000
21	69	♂	Ø	8000
22	58	♀	Ø	12000
23	53	♂	Ø	10000
24	57	♂	Ø	22000
25	63	♀	Ø	8000

*Tabelle 6: Kenndaten der Kontrollgruppe.*

*Alter In Jahren. Vorjahres Kilometer bezeichnet die im Vorjahr erbrachte Fahrleistung.*

Nach einer ausführlichen Aufklärung und Unterzeichnung der Datenschutzerklärung, wurde die Einnahme von Analgetika sowie Sedativa erfragt und weitere demographischen Daten der Probanden gesammelt. Die Kontrollgruppe erhielt wie die Versuchsgruppe eine standardisierte Einweisung in den Ablauf der Simulation.

## **2.4 Die Datenerhebung**

### **2.4.1 Studienprotokoll**

Um die Fragestellungen zu beantworten, inwiefern sich eine endgradige Koxarthrose und die Implantation einer HTP auf die Fahrtauglichkeit auswirken, erfolgte die erste Bremssimulation am Vortag der Operation. Die weiteren Messungen sollten im postoperativen Verlauf im Rahmen von Nachuntersuchungen stattfinden. Somit ergab sich folgendes Studienprotokoll:

1. Messung: Präoperativer Tag  
Im Anschluss der Eingangsuntersuchungen und nach der Aufklärung der Patienten.
2. Messung: 8-10 Tage postoperativ  
Am Vortag der Entlassung aus der Klinik erfolgte die Messung unter Aufsicht eines Physiotherapeuten.
3. Messung: 6 Wochen postoperativ  
Diese Messung fand im Rahmen einer routinemäßigen Vorstellung in der Ambulanz mit klinischer und radiologischer Verlaufskontrolle statt.
4. Messung: 3 Monate postoperativ  
Dies entspricht dem Zeitpunkt an dem gewöhnlich das Führen eines Kraftfahrzeugs empfohlen werden kann. Hierbei handelte es sich um einen reinen Einbestellungstermin, der mit keiner weiteren Untersuchung verbunden war.
5. Messung: 1 Jahr postoperativ  
Infolge der Wiedervorstellung in der Studienambulanz fand die letzte Messung ein Jahr postoperativ statt.

### **2.4.2 Studienverhältnisse**

Der Versuchsaufbau wurde in der Abteilung für Physiotherapie des Universitätsklinikums Tübingen untergebracht. Der hierfür bereit gestellte

Raum bot ausreichend Platz für bequemes Ein- und Aussteigen in den Fahrsimulator. Während der gesamten Datenerhebung wurde darauf geachtet, reproduzierbare Bedingungen zu schaffen. Um dies zu gewährleisten, erfolgten die Messungen stets in derselben Räumlichkeit. Ebenfalls wurden alle Instruktionen und Messungen durch denselben Untersuchenden ausgeführt. Die Ausrichtung des Testautos zu einer Fensterfront sorgte sowohl für eine konstante, als auch neutrale Umgebung der Versuchsdurchführung. Störgeräusche konnten durch Verschluss der Autotür und Seitenfenster weitestgehend vermieden werden.

### **2.4.3 Ablauf der Messung**

Der Ablauf der Messung wurde sowohl für die Kontroll- als auch für die Versuchsgruppe identisch und standardisiert durchgeführt. Die Teilnehmer wurden gebeten ein festes beziehungsweise gewohntes, üblicherweise zum Autofahren verwendetes Schuhwerk zu tragen. Zum Zeitpunkt der ersten postoperativen Messung wurden, um eine mögliche Hüftluxation zu vermeiden, die Patienten beim Einsteigen in den Fahrsimulator von einem Physiotherapeuten instruiert und falls nötig unterstützt. Hierbei wurde vor allem darauf geachtet, dass das operierte Bein in der Hüfte nicht über 90° flektiert und weder übermäßig adduziert noch außenrotiert wird. Vor Beginn der Messung wurde weiterhin überprüft, ob für die Patienten das Signallicht gut zu erkennen war. Daraufhin wurden die Patienten gebeten die Hände auf das Lenkrad zu legen und mit dem rechten Fuß das Gaspedal gedrückt zu halten. Das Aufleuchten des roten Signallichts wurde als Warnsignal bezeichnet, woraufhin so schnell wie möglich eine Vollbremsung mit dem rechten Fuß gemacht werden sollte. Die Teilnehmer wurden angehalten das Bremspedal mit einer für die Notfallsituation subjektiv angemessenen Kraft zu betätigen. Messungen, bei denen der linke Fuß zum Bremsen genutzt wurden, galten als Fehlmessungen und konnten nicht gewertet werden. Die Versuchspersonen wurden darauf hingewiesen, ausschließlich das Gas- und Bremspedal und nicht zusätzlich noch das Kupplungspedal zu betätigen. Das

Zeitintervall, zwischen dem die Teilnehmer das Gaspedal betätigten und das Signallicht aktiviert wurde, lag variierend innerhalb von 10 Sekunden. Das Auslösen erfolgte mit Hilfe eines für die Probanden nicht sichtbaren Schalters, welcher zufällig innerhalb des Intervalls aktiviert wurde. Auf drei Probedurchgänge, um sich mit dem Simulator vertraut zu machen, folgten zehn Messungen. Jede einzelne Messung wurde durch den Versuchsleiter auf Plausibilität überprüft und gespeichert. Im Anschluss an die Testung wurden alle zehn Messungen in eine Excel Datei exportiert und für die folgende statistische Auswertung gesichert. Um Verzerrungen zu vermeiden wurden die Teilnehmer erst zur letzten Messung ein Jahr postoperativ über ihre Ergebnisse informiert. Versuchspersonen der Kontrollgruppe erhielten direkt nach der Messung eine Erläuterung der Resultate.

### **2.5 Statistische Auswertung**

Die Messwerte der einzelnen Studienteilnehmer wurden mit „Microsoft Excel 2007“ verwaltet. Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit Hilfe von „IBM SPSS Statistics 21“ (Statistical Package for Social Science). Die Angaben der Ergebnisse sind als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (Minimum-Maximum) angegeben.

Die Darstellung der deskriptiven Statistik erfolgte mit Boxplots. Diese enthalten Median, 25%- und 75%-Quartil, Minimum und Maximum sowie Ausreißer.

Die Normalverteilung der Daten wurde anhand des Kolmogorow-Smirnow-Tests und von Quantile-Quantile-Plots überprüft. Dementsprechend wurde in der Folge mit parametrischen und nicht-parametrischen statistischen Verfahren gerechnet. Für Vergleiche von zwei unabhängigen Stichproben wurde zunächst ein Doppelter-t-Test mit Levene-Test zur Überprüfung der Varianzhomogenität, durchgeführt. Die Gruppenunterschiede wurden mit einer einfaktoriellen ANOVA dargestellt. Da aufgrund von multiplen Testungen die Wahrscheinlichkeit zunimmt, fälschlicherweise die Nullhypothese zu verwerfen (alpha-Fehler), wurde als Post-Hoc-Test die

Bonferroni-Methode gewählt, die einen Vergleich von Mittelwertpaaren bei ungleichen Stichprobenumfängen ermöglicht. Im Falle einer nicht vorhandenen Normalverteilung der Stichprobe wurde auf den Kruskal-Wallis-Test zurückgegriffen. Die folgenden Mehrfachvergleiche erfolgten unter Anwendung des Mann-Whitney-Tests. Für die statistische Auswertung der Daten im längsschnittlichen Verlauf erfolgten Varianzanalysen mit Messwiederholung. Ein zweiseitiges Signifikanzniveau von 5% ( $p \leq 0,05$ ) wurde festgelegt und als signifikant bezeichnet. Werte zwischen  $0,001 < p \leq 0,01$  und  $p < 0,001$  wurden als sehr signifikant bzw. hoch signifikant beschrieben. Lag  $p$  zwischen 0,05 und 0,1 konnte von einem Trend gesprochen werden.

## **3 Ergebnisse**

### **3.1 Analyse des Einflusses wiederholter Messungen**

Fraglich ist ob, infolge wiederholten Messens im Verlauf eines Messdurchgangs, Lerneffekte auftreten, die eine Verzerrung der Zielparameter herbeiführen. Vorstellbar wäre zum Beispiel, dass es mit steigender Anzahl an Versuchen zu einer zunehmenden Antizipation des Warnsignals kommt, die eine Verkürzung der Reaktionszeit verursachen könnte. Eine weitere Möglichkeit bestünde in einer physischen oder psychischen Ermüdung der Versuchsteilnehmer die eine Verlängerung der Gesamtzeit oder eine Abnahme der Bremskraft bewirken könnte. Für die Beantwortung der Fragestellung ist es folglich bedeutend, mögliche Lerneffekte auszuschließen. Um dies zu verwirklichen, wurde nachstehend die Kontrollgruppe unter Zuhilfenahme zweier verschiedener Methoden analysiert.

Reaktionszeit, Transferzeit, Gesamtzeit sowie die Bremskraft, wurden von 25 gesunden Probanden, in 10 konsekutiven Messungen aufgezeichnet. Das Alter der Gruppe lag bei 65,7 Jahren  $\pm$  9,3 (49-83). 20 Probanden waren männlich und 5 weiblich.

Zunächst erfolgte eine graphische Darstellung der Mittelwerte der 10 Einzelmessungen im Verlauf. Für eine bessere Visualisierung wurde von diesen Mittelwerten erneut der Mittelwerte gebildet und entlang der 10 Versuche miteinander verbunden. Sollte es zu einem Lerneffekt kommen, so müsste sich dies in einem systematischen Anstieg, bzw. Abfall der jeweiligen Parameter innerhalb der 10 Messungen zeigen.

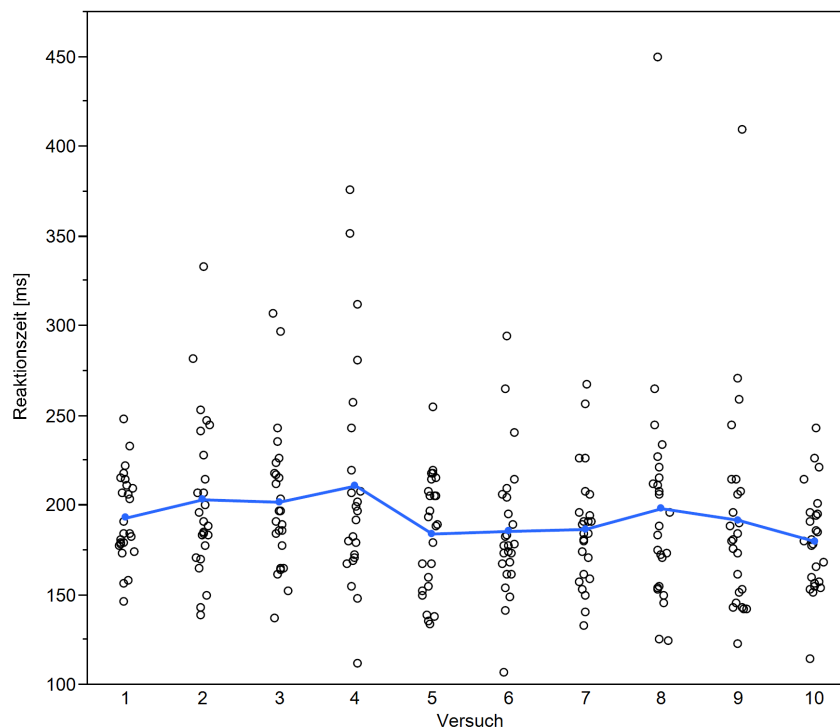
Abgesehen von der Möglichkeit den Verlauf der Lernkurven über die 10 Messungen zu beschreiben, kann durch einen Vergleich der ersten beiden, mit den letzten beiden Messungen, ein möglicher Lerneffekt statistisch genauer erfasst werden. Hierfür wurden zwei Paare, bestehend aus den Mittelwerten aller Probanden von Messung 1 und 2 sowie Messung 9 und 10,



gebildet und jeweils für die Reaktionszeit, Transferzeit, Gesamtzeit und Bremskraft miteinander verglichen. Angenommen es entstünde ein systematischer Lerneffekt, würde sich dies in einem signifikanten Unterschied zwischen den gebildeten Paaren ausdrücken.

Im Folgenden werden die Zielparameter Reaktionszeit, Transferzeit, Gesamtzeit und Bremskraft nach den genannten Gesichtspunkten auf einen Lerneffekt hin überprüft.

### 3.1.1 Einfluss auf die Reaktionszeit



*Abbildung 20: Mittelwerte der Reaktionszeit (Lernkurven). Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Versuch dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.*

---

Betrachtet man den Verlauf der Mittelwerte aller Probanden, so fällt eine leichte Schwankung auf (*Abbildung 20*). Eine systematische Verbesserung der Werte bei zunehmender Anzahl an Versuchen ist allerdings nicht

## Ergebnisse

---

augenscheinlich. Die Mittelwerte mit Standardabweichung der einzelnen Messdurchgänge aller Probanden werden in *Tabelle 7* verdeutlicht.

Messdurchgang	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mittelwert	193,12	203,28	201,92	211	184,20	185,64	186,72	198,32	191,88	180,08
SD	24,94	44,82	40,32	62,19	32,83	38,88	32,74	64,00	59,15	28,36
Median	184	191	197	197	189	177	184	188	181	180
Minimum	146	139	137	112	134	107	133	124	123	114
Maximum	248	333	307	376	255	294	267	450	409	243

*Tabelle 7: Reaktionszeiten bei wiederholten Messungen.  
Angabe in [ms]. Darstellung aller Probanden entlang der 10 Messdurchgänge.*

Zwischen den gebildeten Paaren zeigte sich für die Reaktionszeit, im Vergleich der Mittelwerte der ersten beiden mit den letzten beiden Messungen, kein signifikanter Unterschied ( $p=0,195$ ). Dies bestätigt den bereits aus dem graphischen Verlauf der Mittelwerte (*Abbildung 20*) gewonnenen Eindruck, dass für die Reaktionszeit nicht mit einem Lerneffekt durch wiederholtes Testen zu rechnen ist.

### 3.1.2 Einfluss auf die Transferzeit

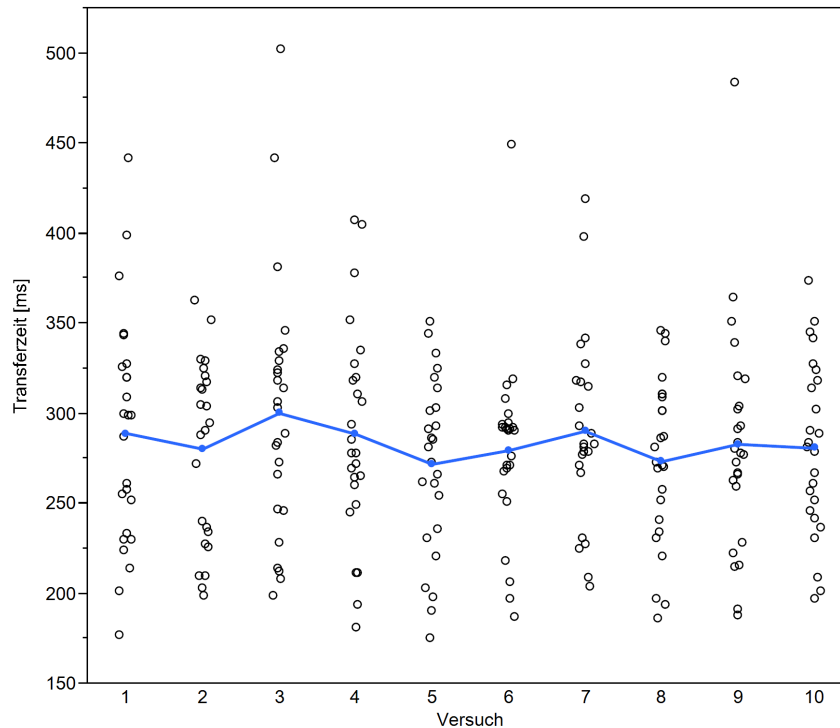


Abbildung 21: Mittelwerte der Transferzeit (Lernkurven).  
Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Versuch dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Auch für die Transferzeit zeigen sich im Verlauf der Mittelwerte kleine Schwankungen (Abbildung 21). Eine systematische Verkürzung oder Verlängerung der Mittelwerte ist jedoch nicht ersichtlich. Die Analyse der Paarvergleiche konnte für die Transferzeit gleichfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den ersten und den letzten Messungen liefern ( $p=0,76$ ). Demzufolge ist ein Lerneffekt durch eine Gewöhnung an den Versuchsaufbau oder eine Zunahme der Transferzeit durch Ermüdung der Probanden nicht anzunehmen. *Tabelle 8* verdeutlicht den Verlauf der Mittelwerte der Teilnehmer über die Messdurchgänge.

Messdurchgang	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mittelwert	289,04	280,32	300,20	288,60	271,88	279,52	290,24	273,36	283,00	280,80
SD	64,22	50,04	71,26	59,44	48,99	50,26	51,72	45,89	62,41	48,40
Median	299	295	303	278	281	290	283	273	278	281
Minimum	177	199	199	181	175	187	204	186	188	197
Maximum	442	363	502	407	351	449	419	346	484	374

Tabelle 8: Transferzeiten bei wiederholten Messungen.  
Angabe in [ms]. Darstellung aller Probanden entlang der 10 Messdurchgänge.

### 3.1.3 Einfluss auf die Brake Response Time

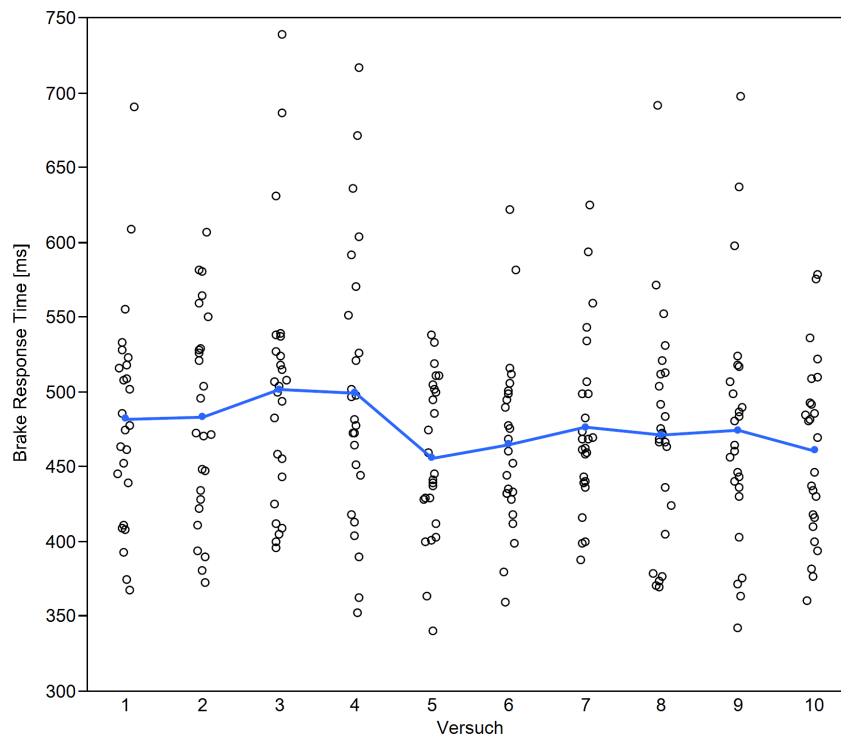


Abbildung 22: Mittelwerte der BRT (Lernkurven).  
Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Versuch dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Betrachtet man den Verlauf der Mittelwerte der Gesamtzeit, fällt eine Verbesserung der Werte von der 4. zur 5. Messung auf, die sich dann durch eine stetige Verlängerung der Mittelwerte bis zum 9. Versuch wieder relativiert (Abbildung 22). Gleichmaßen ist für die Gesamtzeit keine tendenzielle Verbesserung oder Verschlechterung der Werte entlang der 10

## Ergebnisse

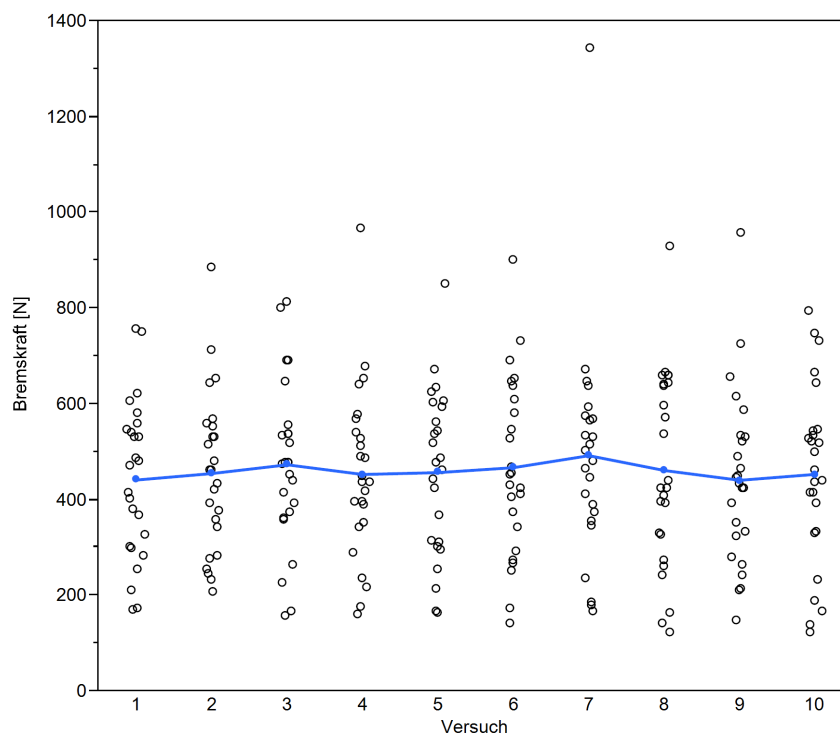
Messungen offenkundig. Die Paarvergleiche untermauern diese Annahme und liefern einen statistisch nicht signifikanten Unterschied ( $p=0,215$ ) zwischen den ersten beiden und den letzten beiden Messungen. Die Darstellung der Mittelwerte ist in *Tabelle 9* aufgelistet.

Messdurchgang	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mittelwert	482,16	483,60	502,12	499,60	456,08	465,16	476,96	471,68	474,88	460,96
SD	73,20	69,44	85,13	93,12	53,22	58,67	58,64	73,89	82,20	59,62
Median	478	473	504	482	445	460	468	472	464	470
Minimum	368	373	396	352	340	360	388	370	342	361
Maximum	690	607	739	717	538	622	625	691	698	578

*Tabelle 9: BRT bei wiederholten Messungen.*

*Angabe in [ms]. Darstellung aller Probanden entlang der 10 Messdurchgänge.*

### 3.1.4 Einfluss auf die Bremskraft



*Abbildung 23: Mittelwerte der Bremskraft (Lernkurven).*

*Punkte stellen den Mittelwert [N] eines Teilnehmers zum jeweiligen Versuch dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [N] aller Patienten.*

Der graphische Verlauf der Mittelwerte für die Bremskraft weist einen gleichmäßigen Verlauf auf (*Abbildung 23*). Eine konsequente Veränderung der Kraft über die Versuche kann nicht festgestellt werden. Betrachtet man

die Paarvergleiche, so stellt sich der Unterschied zwischen den beiden Gruppen als nicht signifikant ( $p=0,97$ ) heraus. In Anbetracht dieser Ergebnisse kann für die Bremskraft ein Lerneffekt entlang eines Messdurchgangs ausgeschlossen werden. Die einzelnen Mittelwerte der Messdurchgänge sind in *Tabelle 10* ersichtlich.

Messdurchgang	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mittelwert	441,41	454,95	473,24	453,04	456,86	467,25	492,33	461,31	440,84	453,23
SD	164,84	166,42	172,64	178,71	173,55	185,81	231,45	202,80	182,44	188,13
Median	470	462	476	437	477	451	502	423	434	462
Minimum	169	206	157	159	165	143	167	123	146	121
Maximum	756	884	814	966	849	901	1345	928	958	794

*Tabelle 10: Bremskraft bei wiederholten Messungen.  
Angabe in [N]. Darstellung aller Probanden entlang der 10 Messdurchgänge.*

### 3.1.5 Zusammenfassung

Weder für die Reaktionszeit, Transferzeit, BRT noch für die maximale Bremskraft konnte eine systematische Verkürzung beziehungsweise Verlängerung, durch Antizipation des Warnsignals oder Ermüdung angesichts wiederholter Messungen, gezeigt werden. Dementsprechend ist unter Verwendung des im Versuchsaufbau beschriebenen Fahrsimulators nicht mit der Entstehung eines Lerneffekts zu rechnen.

## 3.2 Fahrtauglichkeit bei endgradiger Koxarthrose

Um die Frage zu klären, inwiefern die endgradige<sup>4</sup> Koxarthrose das sichere Führen eines Kraftfahrzeugs einschränkt, wurden Patienten mit einer radiologisch und klinisch gesicherten Koxarthrose einem gesunden Probandenkollektiv gegenübergestellt. Hierzu wurden die präoperativ erhobenen Werte der Patienten mit denen der Kontrollgruppe verglichen. Das Alter des Vergleichskollektivs lag durchschnittlich bei 65,7 Jahren  $\pm$  9,3 (49-83) und wurde zu 80% aus männlichen Teilnehmern gebildet. Das

---

<sup>4</sup> Beschreibung des Ausmaßes der Arthrose. Darunter ist ein K&L-Score  $\geq$  3 zu verstehen.

## Ergebnisse

---

Durchschnittsalter der Patienten mit einer Koxarthrose der rechten Seite betrug 67,7 Jahre  $\pm$  7,3 (49-78). In dieser Gruppe waren 10 Probanden weiblich und 10 männlich. Das Alter der Patienten mit linksseitiger Koxarthrose lag bei 65,5 Jahren  $\pm$  8,4 (41-77). 15 Teilnehmer waren männlich und 5 weiblich. Weitere demographische Daten, wie Größe und Gewicht, können *Tabelle 11* entnommen werden.

Gruppe	Summe	Geschlecht		Alter (a)	Gewicht (kg)	Größe (cm)	Fahrleistung (km)
	N (%)	Männlich	Weiblich	M ( $\pm$ SD)	M ( $\pm$ SD)	M ( $\pm$ SD)	M ( $\pm$ SD)
Kontrolle	25 (41,66)	20	5	65,72 ( $\pm$ 9,31)	78,48 ( $\pm$ 12,32)	174,16 ( $\pm$ 8,71)	13080 ( $\pm$ 5957,62)
Koxarthrose rechts	20 (30,76)	10	10	67,75 ( $\pm$ 7,39)	79,8 ( $\pm$ 12,53)	169,15 ( $\pm$ 9,91)	12450 ( $\pm$ 11236,57)
Koxarthrose links	20 (30,76)	15	5	65,85 ( $\pm$ 8,4)	84,6 ( $\pm$ 11,49)	173,8 ( $\pm$ 7,63)	13250 ( $\pm$ 8045,1)
Total	65	45	20	66,38 ( $\pm$ 8,39)	80,77 ( $\pm$ 12,23)	172,51 ( $\pm$ 8,95)	12938,46 ( $\pm$ 8373,83)

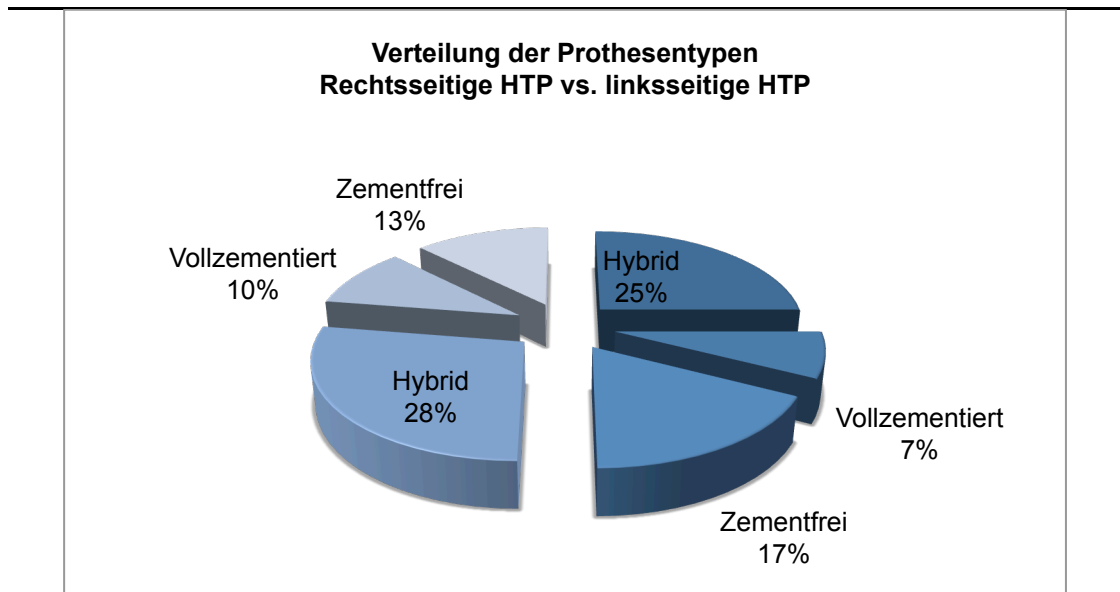
*Tabelle 11: Demographische Daten.  
Kontrollgruppe und Patienten mit Koxarthrose.*

Um mögliche, auf die Gruppen wirkenden Einflussvariablen zu überprüfen, wurde eine univariate Varianzanalyse der verschiedenen Faktoren berechnet. Hierbei wird überprüft, ob die Varianz zwischen den Gruppen größer, als die Varianz innerhalb der Gruppen ist. Wäre dies der Fall, ist von unterschiedlichen Gesetzmäßigkeiten zwischen den Kollektiven auszugehen, die als Störgrößen die Ergebnisse verzerren könnten.

Hinsichtlich des Alters ( $p=0,688$ ), Gewichts ( $p=0,23$ ), Körpergröße ( $p=0,129$ ) und des privat genutzten Fahrzeugtriebes ( $p=0,563$ ) konnten innerhalb der Gruppen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Ebenfalls als nicht signifikant erwiesen sich das Geschlecht ( $p=0,078$ ) und die im Vorjahr gefahrenen Kilometer ( $p=0,951$ ).

Zur Klärung, ob zwischen den Patientengruppen ein Unterschied bezüglich des Prothesentyps und der Schmerzmedikation vorlag, wurde ein Doppel-t-Test für die beiden unabhängigen Stichproben durchgeführt. Der Levene-Test ergab sowohl für den verwendeten Prothesentyp ( $p=0,464$ ), als auch für die Schmerzmedikation ( $p=0,791$ ) nicht signifikante Ergebnisse. Angesichts des Levene-Tests erwies sich somit die Varianzhomogenität als gegeben. Auch der t-Test für die Mittelwertvergleiche zeigte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied der Patientengruppen in Hinblick auf den

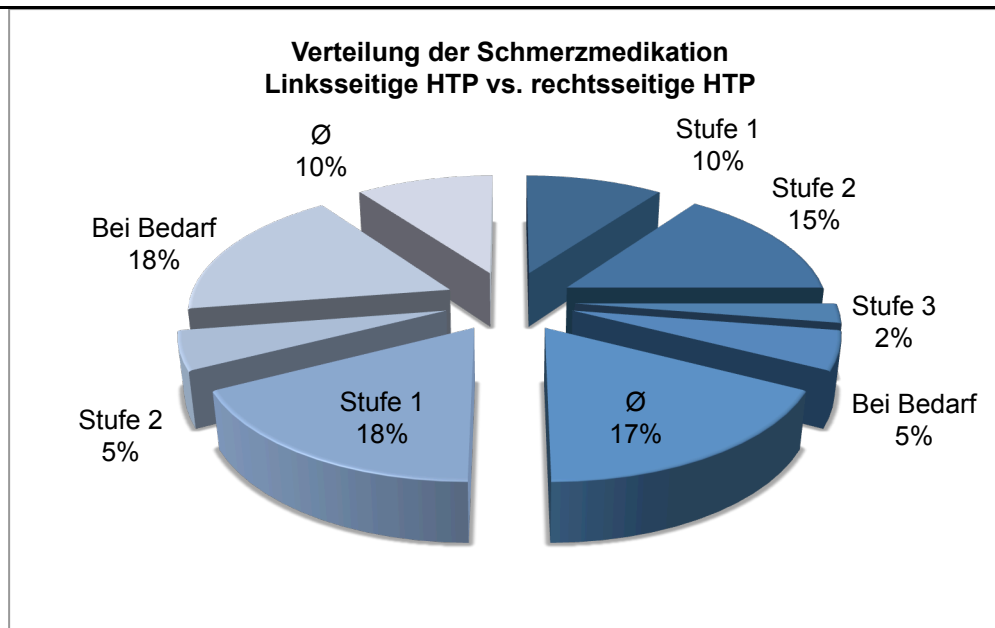
Prothesentyp ( $p=0,601$ ) und der eingenommenen Schmerzmedikation ( $p=0,777$ ). Die Verteilung der verschiedenen Prothesentypen und der eingenommenen Schmerzmedikation innerhalb der Patientengruppen ist in *Abbildung 24 und Abbildung 25* ersichtlich.



*Abbildung 24: Verteilung der Prothesentypen.  
Bei Patienten mit rechtsseitiger HTP (links im Bild) und linksseitiger HTP (rechts im Bild)*

---





*Abbildung 25: Verteilung der Schmerzmedikation.  
Bei Patienten mit linksseitiger HTP (links im Bild) und rechtsseitiger HTP (rechts im Bild).  
Die Angaben erfolgen nach dem WHO-Stufenschema:  
**Stufe 1**= Nichtopioid-Analgetika, **Stufe 2**= Nichtopioid-Analgetika+ Niedrigpotente Opiode,  
**Stufe 3**= Nichtopioid-Analgetika+Hochpotente Opiode,  
**Bei Bedarf**= Nichtopioid-Analgetika bei Bedarf, **Ø**= Keine Schmerzmedikation*

---

Unter Berücksichtigung dieser Ergebnisse ist anzunehmen, dass keine unterschiedlichen Gesetzmäßigkeiten zwischen den Kollektiven vorlagen. In den folgenden Abschnitten wird die Auswertung der Gegenüberstellung jeweils für die einzelnen Zielparameter getrennt besprochen.

### 3.2.1 Einfluss auf die Reaktionszeit

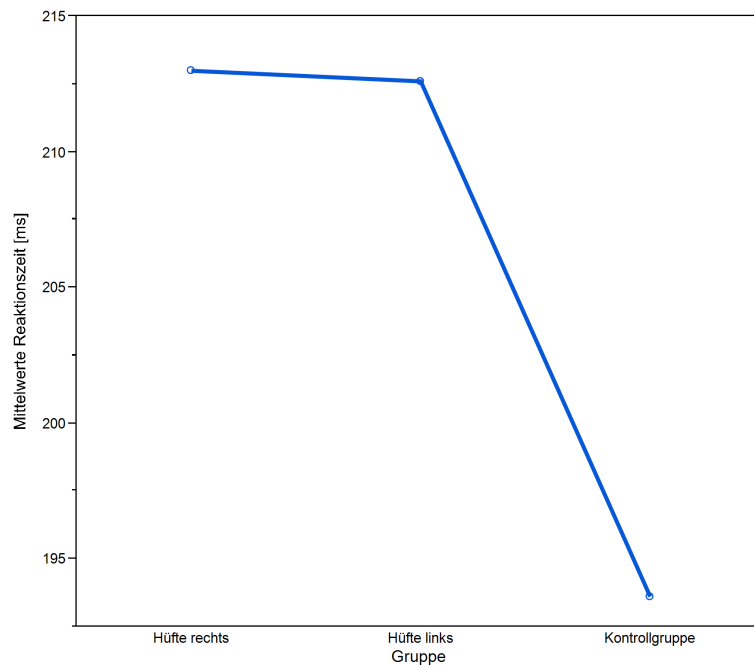


Abbildung 26: Mittelwert-Diagramm der Reaktionszeit. Darstellung der Reaktionszeit [ms] der Gruppen.

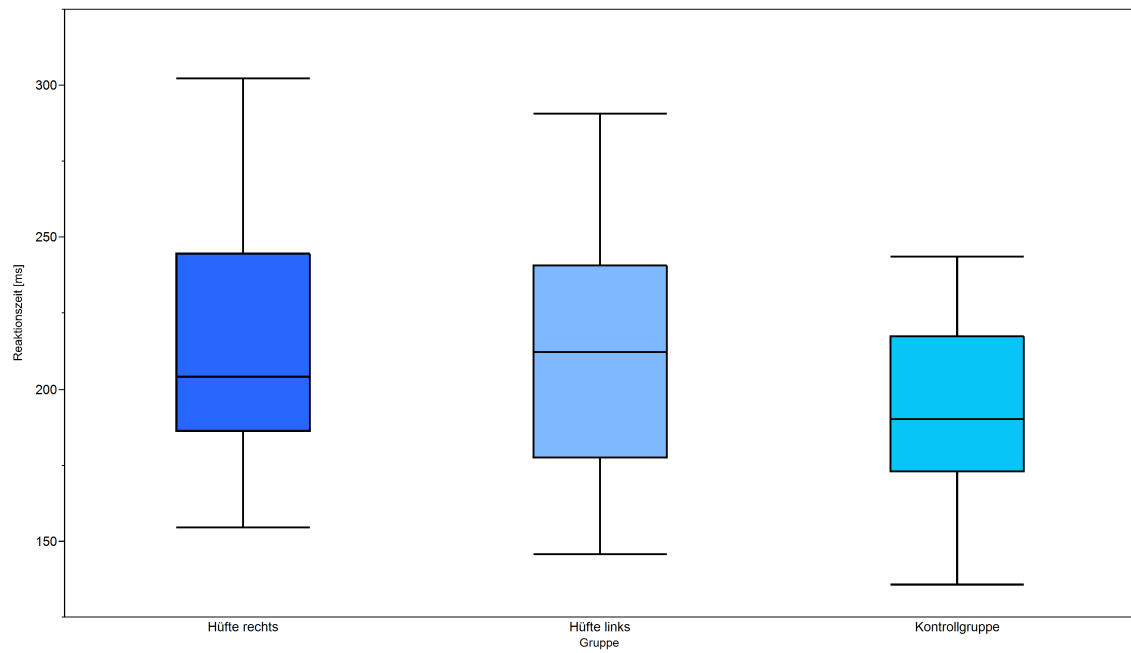
Zielparameter	Gruppe	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Reaktionszeit	Kontrolle	193,61 ( $\pm$ 27,67)	190,30	136	244
	Koxarthrose links	212,60 ( $\pm$ 41,83)	212,2	146	291
	Koxarthrose rechts	212,99 ( $\pm$ 38,39)	204,2	154	302

Tabelle 12: Mittelwerte der Reaktionszeit (Koxarthrose und Kontrolle). Angabe der Gruppen mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum. Alle Werte in [ms].

Der Mittelwert der Reaktionszeit der Kontrollgruppe lag bei 193,61 ms  $\pm$  27,67 (136-244). Für Patienten mit linksseitiger Koxarthrose betrug dieser 212,6 ms  $\pm$  41,83 (146-291) und für die Koxarthrose des rechten Hüftgelenks 212,99 ms  $\pm$  38,39 (154-302) (Tabelle 12). Im Vergleich zur Kontrollgruppe fielen die Unterschiede weder für Patienten mit linksseitiger ( $p=0,247$ ) noch bei rechtsseitiger Koxarthrose ( $p=0,229$ ) signifikant aus. Im Mittelwert-Diagramm (Abbildung 26), zeigt sich ein leichter Unterschied zwischen den beiden Patientengruppen und dem Kontrollkollektiv.

## Ergebnisse

---



*Abbildung 27: Boxplot Darstellung der Reaktionszeit.  
Darstellung der einzelnen Gruppen [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil  
und Maximum.*

---

### 3.2.2 Einfluss auf die Transferzeit

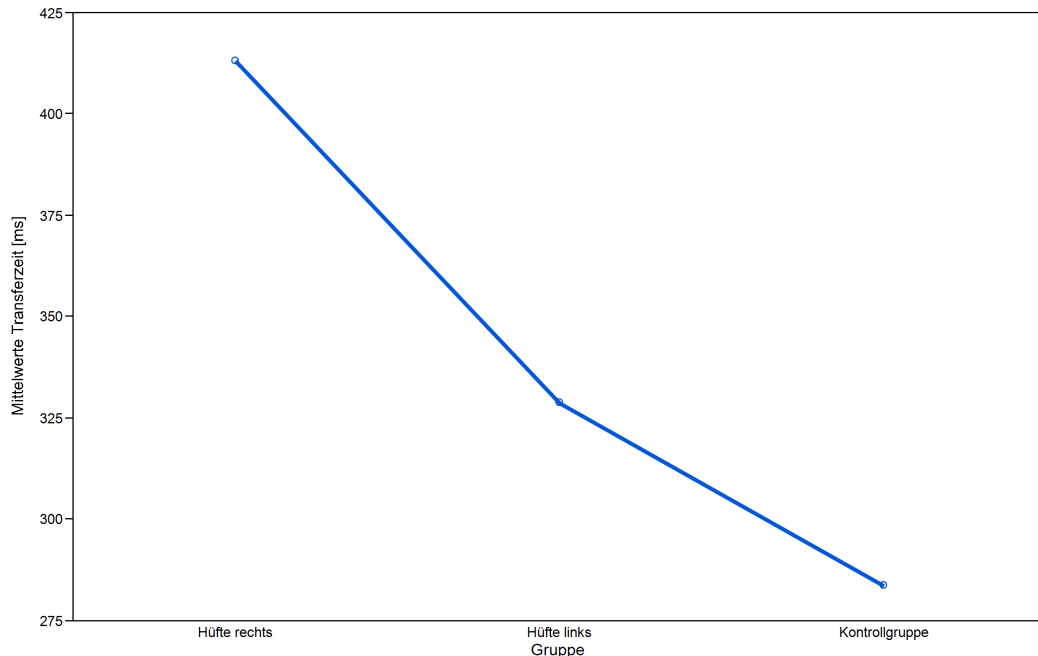


Abbildung 28: Mittelwert-Diagramm der Transferzeit. Darstellung der Reaktionszeit [ ] der Gruppen.

Zielparameter	Gruppe	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Transferzeit	Kontrolle	283,69 ( $\pm$ 44,97)	283,30	203	354
	Koxarthrose links	328,76 ( $\pm$ 170,65)	290,2	177	1018
	Koxarthrose rechts	413,21 ( $\pm$ 282,76)	304,8	234	1475

Tabelle 13: Mittelwerte der Transferzeit (Koxarthrose und Kontrolle). Angabe der Gruppen mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum. Alle Werte in [ms].

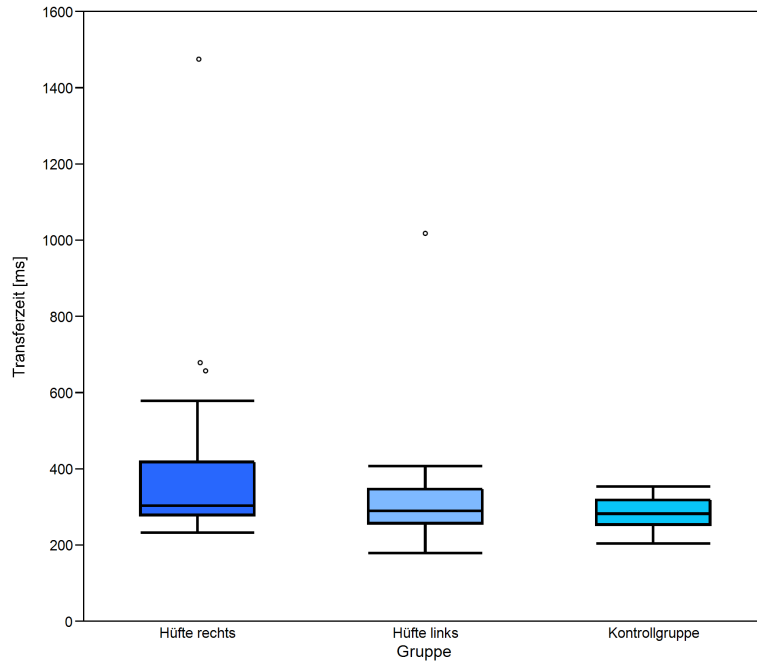
Für die Kontrollgruppe betrug der Mittelwert der Transferzeit 283,69 ms  $\pm$  44,97 (203-354). Patienten mit Koxarthrose der linken Hüfte lagen bei einer durchschnittlichen Transferzeit von 328,76 ms  $\pm$  170,65 (177-1018) und die rechtsseitige Hüftgelenksarthrose bei 413,21 ms  $\pm$  282,76 (234-1475) (Tabelle 13). Der Kruskal-Wallis-Test lieferte in der Gegenüberstellung von Kontrollkollektiv mit linksseitigen und rechtsseitiger Koxarthrose keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,178$ ). Das Mittelwert-Diagramm in Abbildung 28. zeigt, dass es zwischen den Gruppen zu einer erheblichen Differenz der Mittelwerte kommt. Diese ist besonders zwischen der Kontrollgruppe und

## Ergebnisse

---

den Patienten mit rechtsseitiger Hüftgelenksarthrose und innerhalb der beiden Patientengruppen ausgeprägt.

---



*Abbildung 29: Boxplot Darstellung der Transferzeit.  
Darstellung der einzelnen Gruppen [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil  
und Maximum.*

---

### 3.2.3 Einfluss auf die Brake Response Time

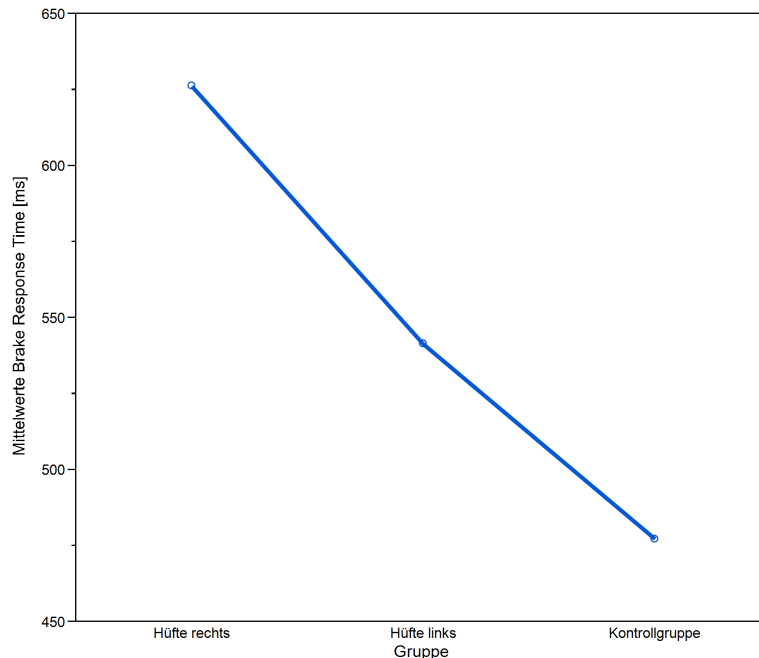


Abbildung 30: Mittelwert-Diagramm der Brake Response Time. Darstellung der Reaktionszeit [ms] der Gruppen.

Zielparameter	Gruppe	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Gesamtzeit	Kontrolle	477,32 ( $\pm$ 54,77)	478,40	378	578
	Koxarthrose links	541,36 ( $\pm$ 194,41)	507,3	334	1304
	Koxarthrose rechts	626,20 ( $\pm$ 296,49)	532,7	403	1720

Tabelle 14: Mittelwerte der BRT (Koxarthrose und Kontrolle).

Angabe der Gruppen mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum. Alle Werte in [ms].

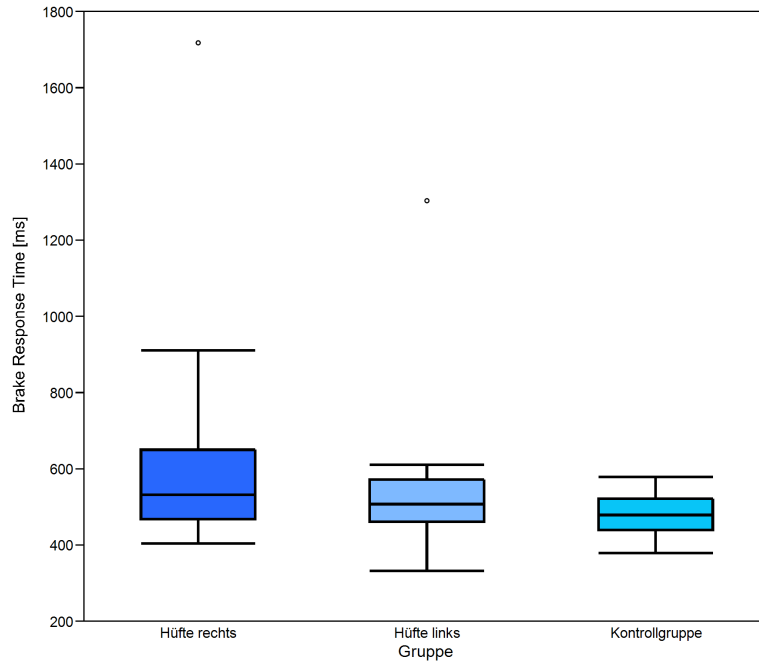
Der Mittelwert der BRT entsprach für die Kontrollgruppe 477,32 ms  $\pm$  54,77 (378-578). Für die linksseitige Koxarthrose lag dieser bei 541,36 ms  $\pm$  194,41 (334-1304) und bei der Koxarthrose der rechten Seite bei durchschnittlich 626,2 ms  $\pm$  296,49 (403-1720) (Tabelle 14). Vergleicht man das Kontrollkollektiv mittels des Kruskal-Wallis-Tests mit der linksseitigen und rechtsseitigen Koxarthrose, so zeigte sich keine statistische Signifikanz ( $p=0,059$ ). Wie bereits für die Transferzeit beschrieben, liefert das Mittelwert-Diagramm der Gesamtzeit ein ähnliches Bild (Abbildung 30). Die Differenz

## Ergebnisse

---

zwischen der rechtsseitigen Koxarthrose und der Kontrollgruppe ist hierbei erneut hervorstechend.

---



*Abbildung 31: Boxplot Darstellung der Brake Response Time. Darstellung der einzelnen Gruppen [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil und Maximum.*

---

### 3.2.4 Einfluss auf die Bremskraft

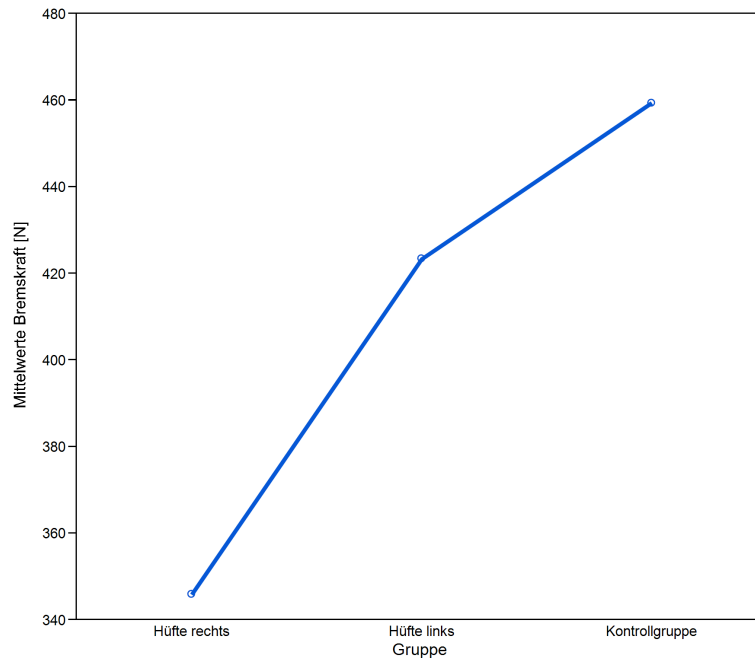


Abbildung 32: Mittelwert-Diagramm der Bremskraft. Darstellung der Reaktionszeit [N] der Gruppen.

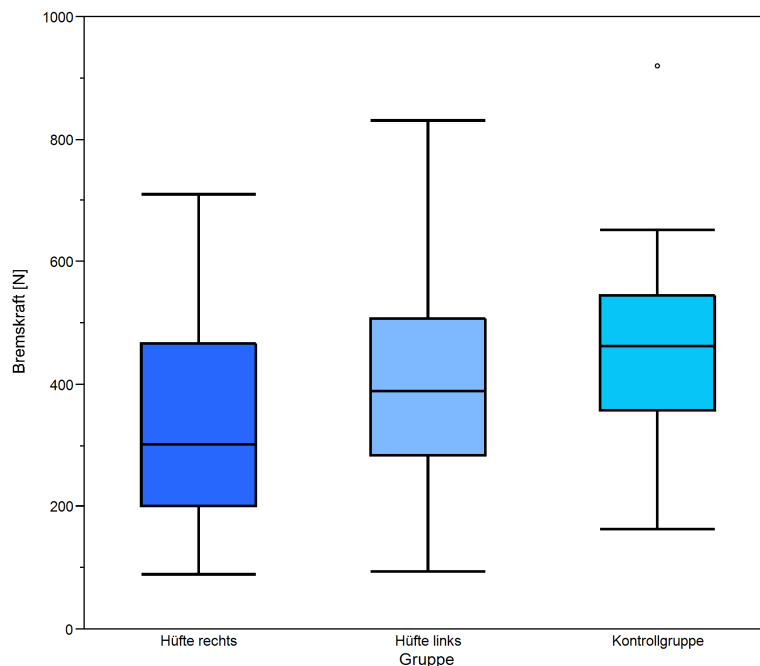
Zielparameter	Gruppe	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Bremskraft	Kontrolle	459,44 ( $\pm$ 161,50)	461,63	163	919
	Koxarthrose links	423,37 ( $\pm$ 212,99)	389,0	93	830
	Koxarthrose rechts	345,88 ( $\pm$ 186,29)	90,0	90	710

Tabelle 15: Mittelwerte der Bremskraft (Koxarthrose und Kontrolle). Angabe der Gruppen mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum. Alle Werte in [ms].

Das Kontrollkollektiv wies einen Mittelwert der Bremskraft von 459,44 N  $\pm$  161,5 (378-578) auf. Für Patienten mit Koxarthrose der linken Seite betrug dieser 423,37 N  $\pm$  212,99 (334-1304), bei einer rechtsseitigen Koxarthrose zeigte sich eine durchschnittliche Bremskraft von 345,88 N  $\pm$  186,29 (403-1720) (Tabelle 15). Obwohl es augenscheinlich (Abbildung 32), sowohl zu einer beträchtlichen Differenz der Bremskraft der rechtsseitigen Koxarthrose mit der Kontrollgruppe, als auch mit der linksseitigen Koxarthrose kommt, erwiesen sich diese Unterschiede als statistisch nicht signifikant. Patienten mit einer Arthrose des rechten Hüftgelenks zeigten, bezogen auf die



Bremskraft, keinen signifikanten Unterschied verglichen mit der Kontrollgruppe ( $p=0,139$ ). Ebenfalls als statistisch nicht signifikant stellte sich der Vergleich der Kontrollgruppe und der Patienten mit linksseitiger Koxarthrose dar ( $p=1$ ). Auch für die Bremskraft zeichnet sich im Mittelwert-Diagramm ein ähnliches Ergebnis ab. Die Rangfolge rechte Seite, linke Seite, Kontrollgruppe, hin zu besseren Ergebnissen in den jeweiligen Zielparametern ist deutlich erkennbar.



*Abbildung 33: Boxplot Darstellung der Bremskraft. Darstellung der einzelnen Gruppen [N] mit Minimum, 25% Quartil, Median, 75% Quartil und Maximum.*

---

### 3.2.5 Zusammenfassung

Zusammenfassend konnte für keinen der gemessenen Zielparameter ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen einem gesundem Probandenkollektiv und Teilnehmern mit endgradiger Koxarthrose nachgewiesen werden. Allerdings ist festzuhalten, dass es in den Mittelwert-Diagrammen der Zielparameter teils zu beträchtlichen Differenzen kommt. Hierbei zeichnet sich immer wieder ab, dass Patienten mit rechtsseitiger Koxarthrose in allen

## Ergebnisse

---

Zielgrößen wesentlich schlechter abschneiden, als Patienten mit linksseitiger Arthrose oder als die Kontrollgruppe.

### **3.3 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer HTP**

Zur Klärung der Frage wann das sichere Führen eines Kraftfahrzeugs nach Implantation einer HTP möglich ist, werden in den nachstehenden Abschnitten die einzelnen Zielparameter jeweils seitengetrennt besprochen. Für die statistische Auswertung wurde hierfür, um eine Kumulierung von Alphafehler durch multiple Paarvergleiche zu verhindern, die Bonferroni-Methode gewählt.

Der letzte Abschnitt befasst sich mit dem Verlauf der Gesamtzeit der Gruppen in Bezug zu einer empirisch, durch das amerikanische Department of Transportation festgelegte Obergrenze der Brake Respons Time von 700 ms. Dieser Grenzwert findet in den meisten Publikationen, die sich mit Fahrtauglichkeit nach chirurgischen Eingriffen beschäftigen, Verwendung. Dabei ist zu klären, ob Patienten diesen Schwellenwert infolge der Einschränkungen, die mit der Operation einhergehen, überschreiten.

### 3.3.1 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer linksseitigen HTP

#### 3.3.1.1 Einfluss der linksseitigen HTP auf die Reaktionszeit

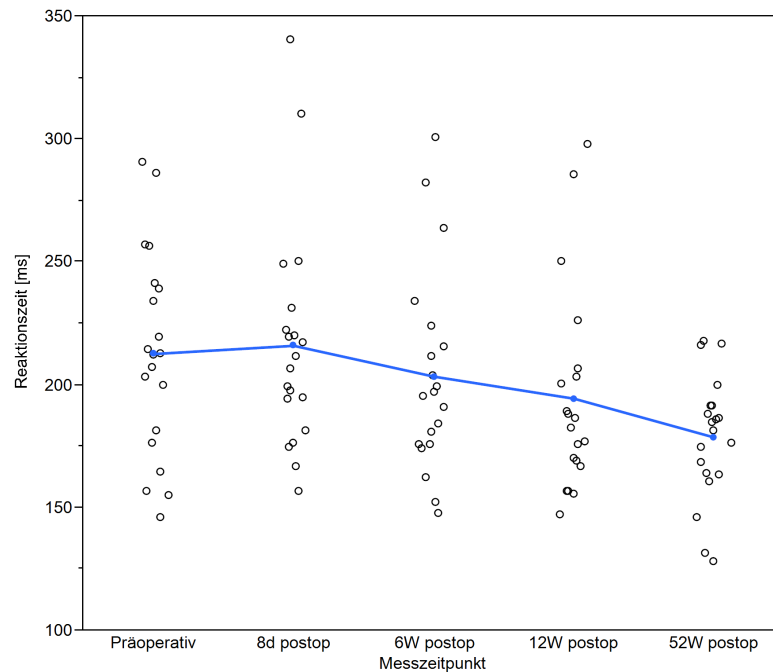


Abbildung 34: Mittelwert-Diagramm der Reaktionszeit bei linksseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	212,60 ( $\pm$ 41,83)	212,2	145,9	290,5
8 Tage postoperativ	215,94 ( $\pm$ 45,38)	208,9	156,5	340,7
6 Wochen postoperativ	203,40 ( $\pm$ 40,85)	196,1	147,9	300,4
3 Monate postoperativ	194,42 ( $\pm$ 41,57)	184,3	146,9	297,6
1 Jahr postoperativ	178,62 ( $\pm$ 25,23)	183,0	128,0	217,6

Tabelle 16: Verlauf der Reaktionszeit bei linksseitiger HTP.

Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [ms].

Der Verlauf der Mittelwerte der Reaktionszeit ist zur Verdeutlichung in *Tabelle 16* dargestellt.

Das durchschnittliche Alter der Patienten mit linksseitiger Koxarthrose betrug 65,5 Jahren  $\pm$  8,4 (41-77). 15 Teilnehmer waren männlich und 5 weiblich.

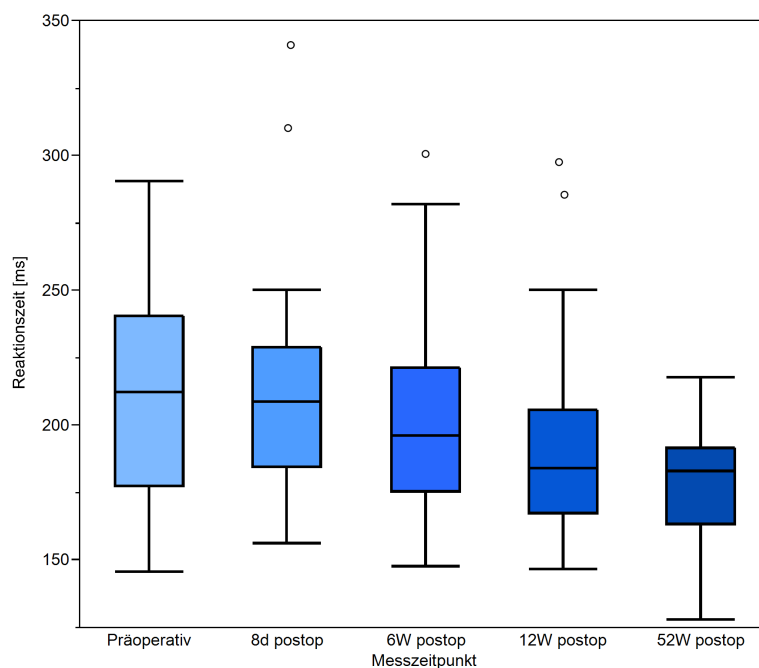
Betrachtet man die Mittelwerte zu den verschiedenen Zeitpunkten, so zeigt sich zur ersten postoperativen Messung eine unwesentliche Zunahme der

## Ergebnisse

---

Reaktionszeit, die dann zu den weiteren Nachuntersuchungen stetig abnimmt (*Abbildung 34*).

In der statistische Auswertung erwies sich die verlängerte Reaktionszeit zwischen der präoperativen und 8 Tage nach der Operation durchgeführten Messungen als nicht signifikant ( $p=1$ ). Die Verbesserung der Reaktionszeit 6 Wochen ( $p=1$ ) und 3 Monate ( $p=0,102$ ) nach der Operation fiel im Vergleich zu der präoperativen Messung ebenfalls nicht signifikant aus. Lediglich in der Gegenüberstellung der präoperativen Werte mit der Messung 1 Jahr nach der Operation kam es zu einem statistisch hochsignifikanten Ergebnis ( $p<0,001$ ). Im postoperativen Verlauf erfuhren die Vergleiche von Messzeitpunkt 2 mit 4 ( $p=0,005$ ), sowie zwischen Messung 2 und 5 ( $p=0,001$ ) signifikante bzw. sehr signifikante Veränderungen.



*Abbildung 35: Boxplot Darstellung der Reaktionszeit im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---

### 3.3.1.2 Einfluss der linksseitigen HTP auf die Transferzeit

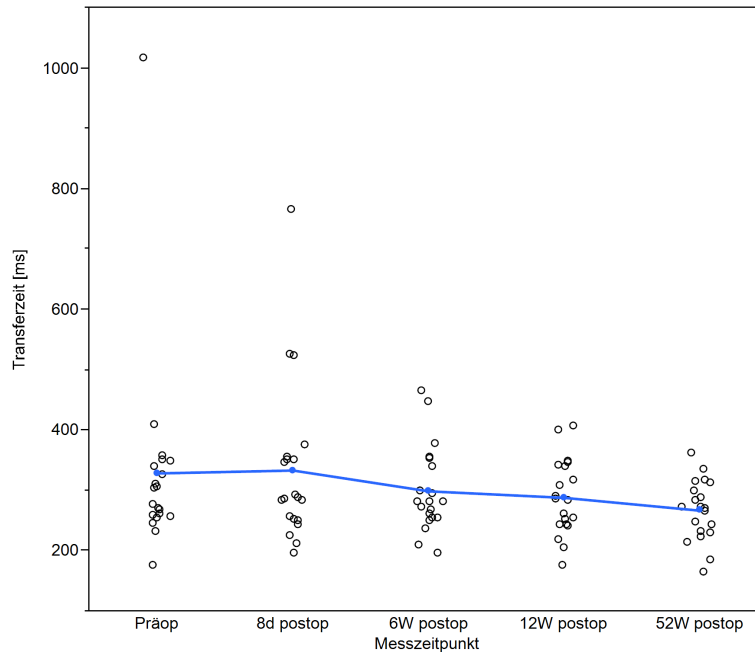


Abbildung 36: Mittelwert-Diagramm der Transferzeit bei linksseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	328,76 ( $\pm$ 170,65)	290,2	177,1	1017,7
8 Tage postoperativ	333,56 ( $\pm$ 135,13)	287,8	196,7	766,4
6 Wochen postoperativ	299,13 ( $\pm$ 71,03)	282,2	197,3	465,6
3 Monate postoperativ	288,30 ( $\pm$ 62,39)	284,6	175,8	406,5
1 Jahr postoperativ	267,07 ( $\pm$ 50,36)	271,6	165,6	363,1

Tabelle 17: Verlauf der Transferzeit bei linksseitiger HTP.

Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [ms].

Aus Gründen der Übersichtlichkeit können die Ergebnisse der Transferzeitmessung aus *Tabelle 17* entnommen werden.

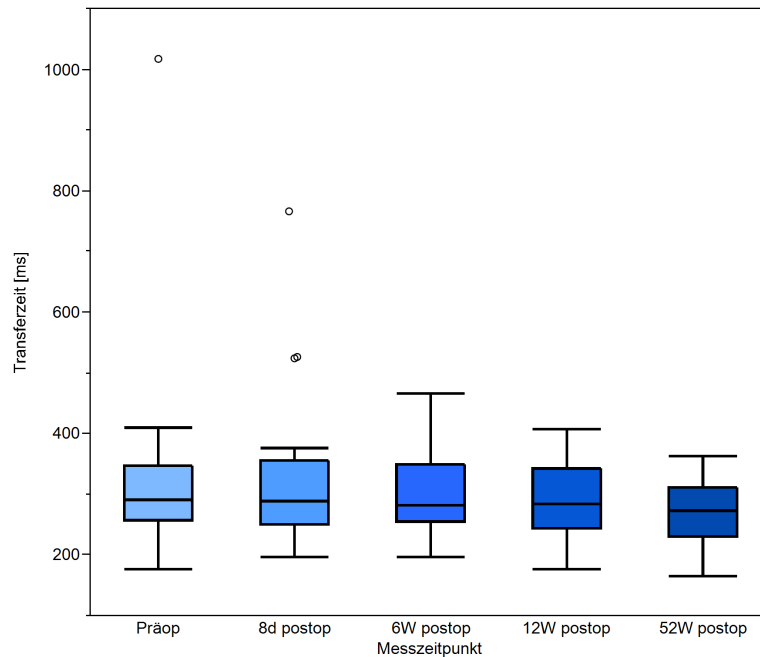
Die in *Abbildung 36* dargestellten Mittelwerte zeigen zunächst eine geringe Verschlechterung der Transferzeit, die sich allerdings zu den folgenden Messungen kontinuierlich verbessert. Dabei fiel die Zunahme der Transferzeit direkt postoperativ nicht signifikant aus ( $p=1$ ). Bereits 6 Wochen nach der Operation ist der Ausgangswert unterschritten worden. Ein gleiches

## Ergebnisse

---

Bild ergab der Vergleich der präoperativen Messung mit dem gesamten postoperativen Verlauf. Weder die 6 Wochen- ( $p=1$ ) noch die 3 Monats- ( $p=1$ ) oder Einjahresdaten ( $p=0,779$ ) erreichten statistische Signifikanz.

---



*Abbildung 37: Boxplot Darstellung der Transferzeit im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Außreißern.*

---

### 3.3.1.3 Einfluss der linksseitigen HTP auf die BRT

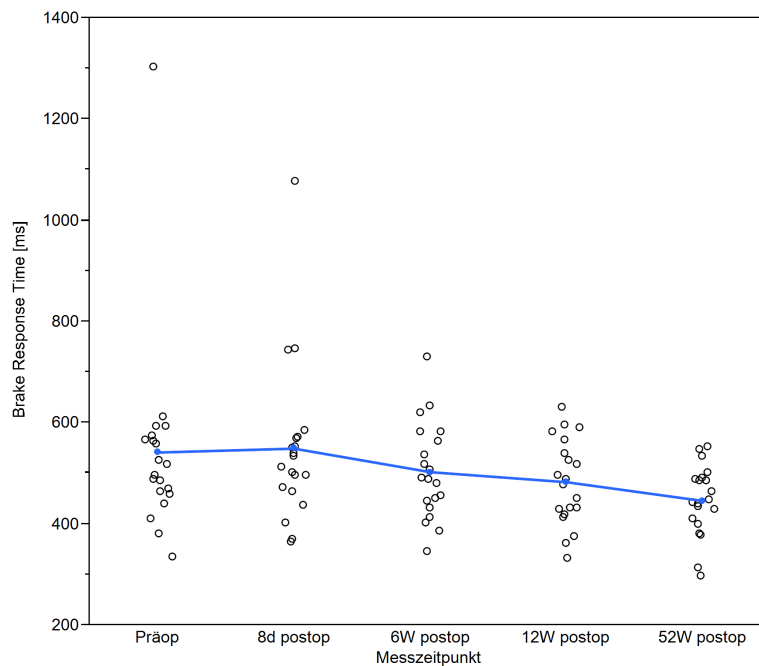


Abbildung 38: Mittelwert-Diagramm der BRT bei linksseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	541,36 ( $\pm$ 194,41)	507,3	333,7	1303,9
8 Tage postoperativ	549,01 ( $\pm$ 159,23)	522,7	363,2	1076,7
6 Wochen postoperativ	502,53 ( $\pm$ 95,04)	488,9	345,2	729,0
3 Monate postoperativ	482,72 ( $\pm$ 84,71)	483,5	332,6	631,6
1 Jahr postoperativ	445,69 ( $\pm$ 69,65)	444,8	297,2	551,6

Tabelle 18: Verlauf der Transferzeit bei linksseitiger HTP. Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [ms].

Tabelle 18 liefert einen Überblick über die Mittelwerte für die Gesamtzeit zu den jeweiligen Messzeitpunkten.

In Anbetracht der Verläufe von Reaktions- und Transferzeit zeichnet sich dementsprechend auch für die Gesamtzeit ein ähnliches Ergebnis ab (Abbildung 38). Direkt postoperativ kam es zu einer mäßigen Zunahme der BRT, die entlang der Nachuntersuchungstermine weiter abnahm und den Ausgangswert deutlich unterschritt. Die statistische Analyse der Daten lieferte, in Bezug zur Eingangsmessung, erneut keine signifikanten

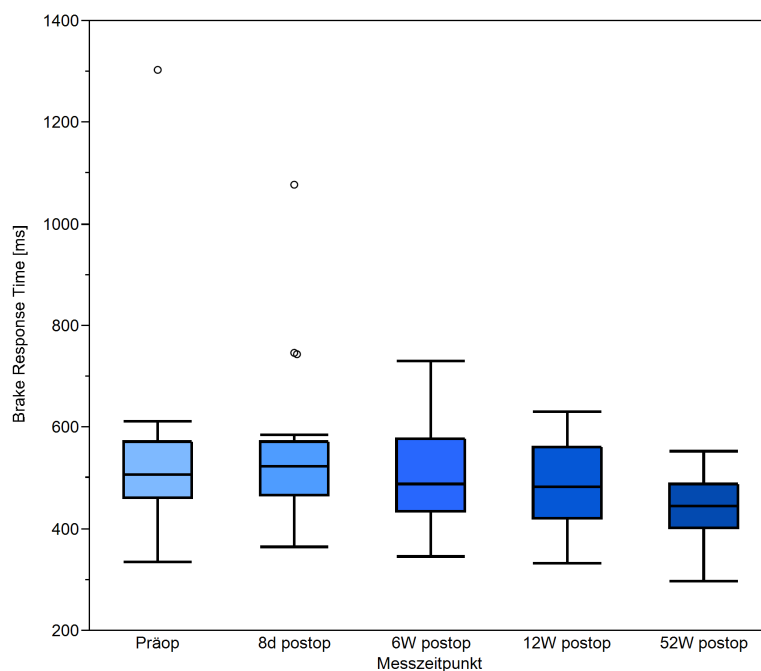


## Ergebnisse

---

Veränderungen. Die Zunahme der Gesamtzeit im Anschluss an die Operation war nicht signifikant ( $p=1$ ). Gleiches gilt für die Gegenüberstellung mit den Daten der 6 Wochen- ( $p=1$ ), 3 Monats- ( $p=0,919$ ) und Einjahresuntersuchung ( $p=0,136$ ). Allerdings fiel die Verbesserung der BRT zwischen dem 2. Messzeitpunkt und dem Einjahresergebnis signifikant aus ( $p=0,012$ ). Die Verkürzung der Gesamtzeit zwischen Zeitpunkt 3 und 4 ( $p=0,033$ ) sowie zwischen 4 und 5 ( $p=0,006$ ) erwiesen sich gleichfalls als signifikant.

---



*Abbildung 39: Boxplot Darstellung der BRT im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---

### 3.3.1.4 Einfluss der linksseitigen HTP auf die Bremskraft

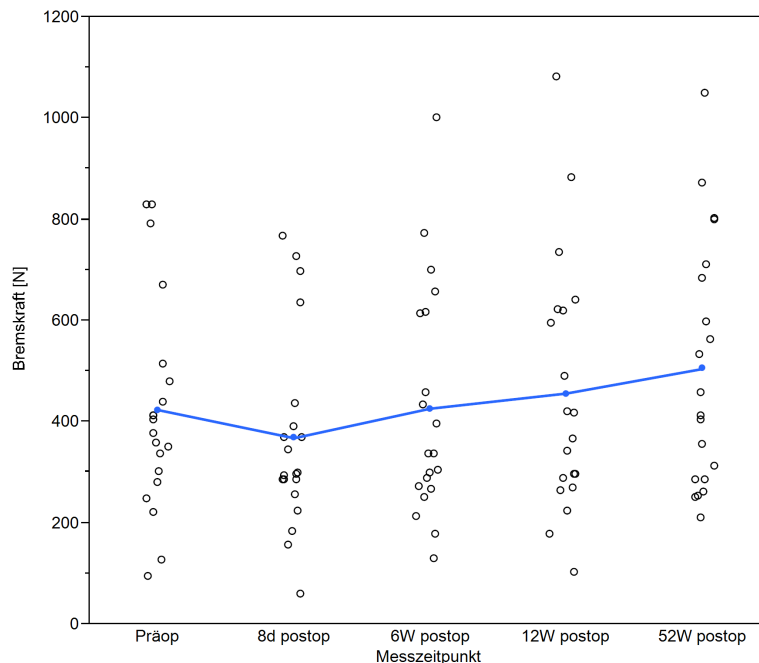


Abbildung 40: Mittelwert-Diagramm der Bremskraft bei linksseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [N] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [N] aller Patienten.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	423,37 ( $\pm$ 212,99)	389,0	93,3	829,8
8 Tage postoperativ	367,68 ( $\pm$ 193,98)	298,0	59,9	765,8
6 Wochen postoperativ	426,04 ( $\pm$ 228,35)	336,4	130,2	999,7
3 Monate postoperativ	456,02 ( $\pm$ 250,25)	392,2	103,0	1081,3
1 Jahr postoperativ	504,48 ( $\pm$ 245,54)	434,8	209,1	1048,4

Tabelle 19: Verlauf der Bremskraft bei linksseitiger HTP.

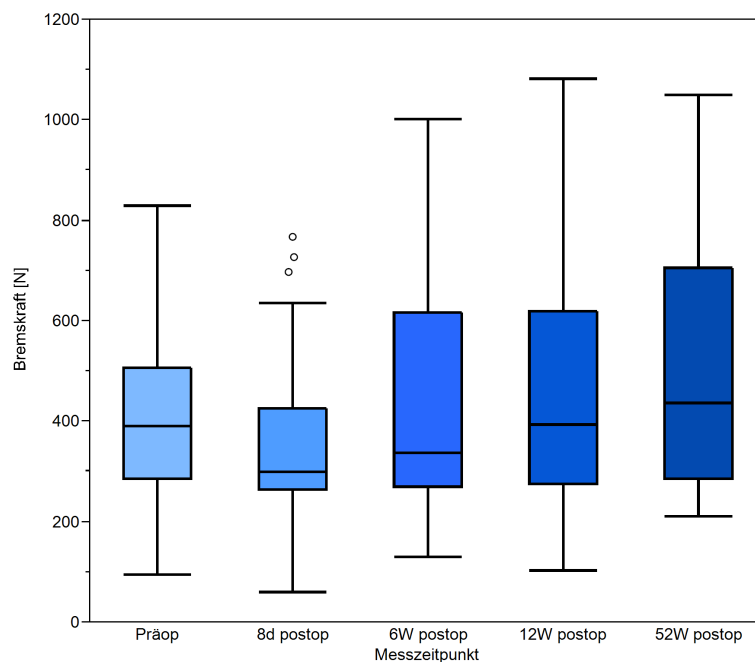
Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [N].

Die Mittelwerte der Bremskraft der Probanden sind in *Tabelle 19* aufgelistet. Das Mittelwert-Diagramm in *Abbildung 40* stellt eine deutliche Abnahme der Bremskraft direkt nach der Operation dar. Bereits 6 Wochen nach der Operation waren die Ausgangswerte erneut erreicht und verbesserten sich fortlaufend bis zur letzten Nachuntersuchung 1 Jahr nach der Operation. Die reduzierte Bremskraft nach der Operation stellte sich als statistisch signifikant dar ( $p=0,012$ ). Im Vergleich zu dem präoperativen Ergebnis lag für

## Ergebnisse

---

den Anstieg der Bremskraft im weiteren Verlauf keine Signifikanz vor. Sowohl 6 Wochen ( $p=1$ ), 3 Monate ( $p=1$ ) als auch ein 1 Jahr postoperativ ( $p=0,191$ ) kam es zu keinem signifikanten Unterschied. Weder der Anstieg der Bremskraft von Messung 2 zu 3 ( $p=1$ ) noch zwischen zweiter und vierter Messung ( $p=0,786$ ) waren als signifikant einzustufen. Lediglich die Zunahme der Bremskraft von der 2. Messung zur 5. Messung lieferte eine Signifikanz ( $p=0,008$ ).



*Abbildung 41: Boxplot Darstellung der Bremskraft im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [N] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---

### 3.3.2 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer rechtsseitigen HTP

#### 3.3.2.1 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die Reaktionszeit

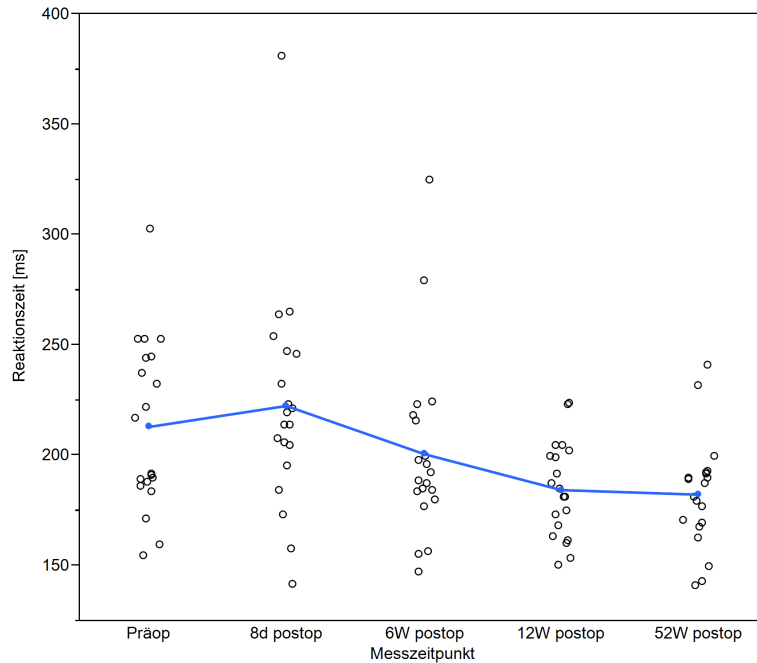


Abbildung 42: Mittelwert-Diagramm der Reaktionszeit bei rechtsseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	212,99 ( $\pm$ 38,39)	204,2	154,4	302,4
8 Tage postoperativ	222,51 ( $\pm$ 49,85)	216,6	141,5	381,0
6 Wochen postoperativ	200,74 ( $\pm$ 41,17)	190,4	146,9	324,5
3 Monate postoperativ	184,38 ( $\pm$ 21,58)	183,3	150,4	223,7
1 Jahr postoperativ	182,32 ( $\pm$ 25,08)	184,2	141,3	241,1

Tabelle 20: Verlauf der Reaktionszeit bei rechtsseitiger HTP.

Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [ms].

Das Durchschnittsalter der Patienten mit einer Koxarthrose des rechten Hüftgelenks lag bei 67,7 Jahren  $\pm$  7,3 (49-78). Die Verteilung der Geschlechter war in dieser Kohorte, mit 10 Frauen und 10 Männern, ausgeglichen. Die Mittelwerte der Reaktionszeiten zu den einzelnen Zeitpunkten sind in *Tabelle 20* ersichtlich.

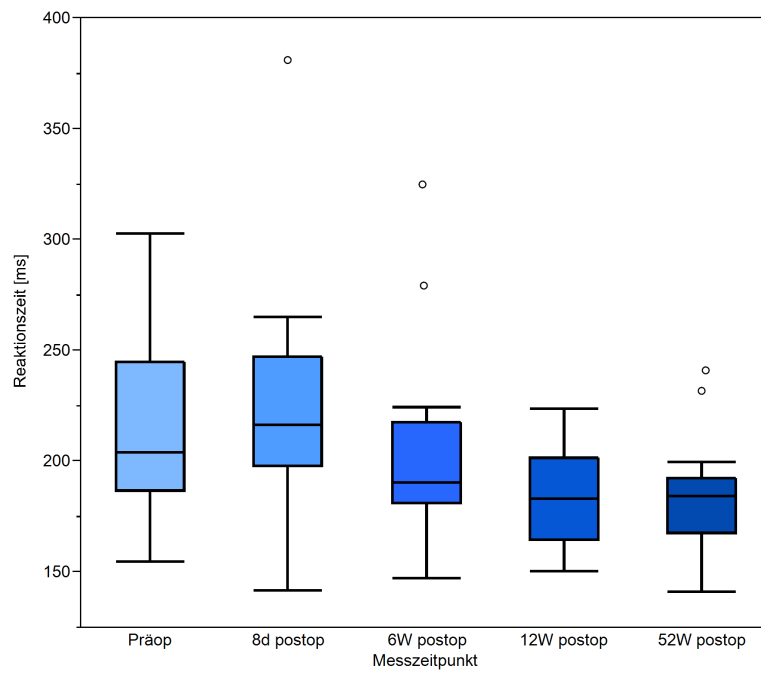
Betrachtet man den Verlauf der Mittelwerte der Reaktionszeit (*Abbildung 42*), so ist die Zunahme vor der stationären Entlassung<sup>5</sup> augenscheinlich. Bereits 6 Wochen nach der Operation kam es zu einer Unterschreitung der präoperativen Werte und einer stetigen Verbesserung zu den folgenden Nachuntersuchungen, um dann, zwischen Zeitpunkt 4 und 5, leicht zu stagnieren. Die statistische Analyse der Daten lieferte keine Signifikanz bezüglich des Anstiegs der Reaktionszeit direkt nach der Operation ( $p=0,387$ ). Gleiches war für die Verbesserung 6 Wochen nach dem Eingriff im Vergleich zu den präoperativen Werten festzustellen ( $p=0,312$ ). Allerdings erreichte die Abnahme der Reaktionszeit 3 Monate ( $p=0,002$ ) und 1 Jahr ( $p=0,001$ ) nach Erstuntersuchung, in Gegenüberstellung zur ersten Messung, signifikante Ergebnisse. Es war auffallend, dass der Vergleich der zum Zeitpunkt 2 erhobenen Werte mit den Dreimonats- und Einjahresdaten eine signifikante bzw. hochsignifikante Verbesserung erfuhr ( $p=0,001$  und  $p<0,001$ ).

---

<sup>5</sup> Die stationäre Entlassung erfolgt etwa 8 bis 10 Tage nach der Operation.

## Ergebnisse

---



*Abbildung 43: Boxplot Darstellung der Reaktionszeit im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---

### 3.3.2.2 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die Transferzeit

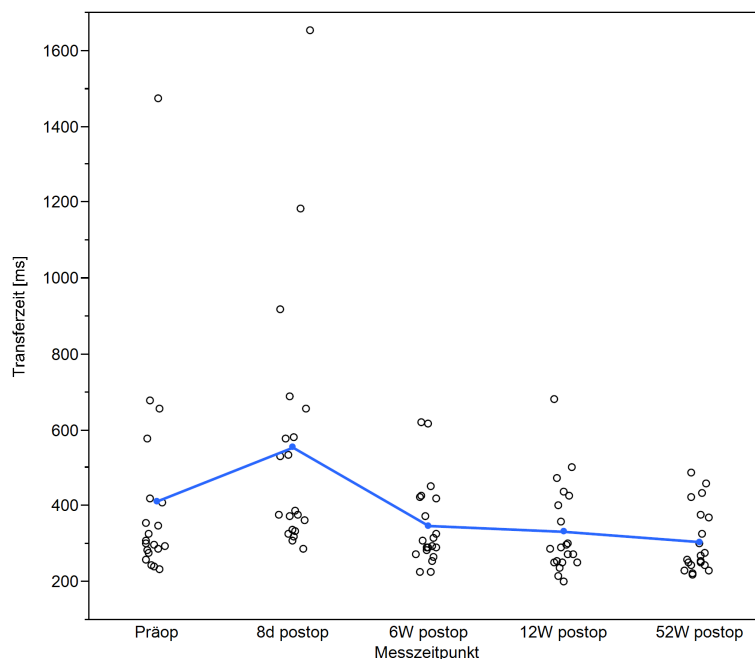


Abbildung 44: Mittelwert-Diagramm der Transferzeit bei rechtsseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Für eine übersichtliche Darstellung sind die Messzeitpunkte mit Mittelwert und Standardabweichung der Probanden in *Tabelle 21* veranschaulicht.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	413,21 ( $\pm$ 282,76)	304,8	233,9	1475,3
8 Tage postoperativ	554,87 ( $\pm$ 345,04)	381,0	284,9	1652,9
6 Wochen postoperativ	348,38 ( $\pm$ 113,59)	301,1	224,3	621,0
3 Monate postoperativ	332,90 ( $\pm$ 120,34)	288,4	202,1	682,2
1 Jahr postoperativ	305,86 ( $\pm$ 86,84)	263,5	218,9	487,4

Tabelle 21: Verlauf der Transferzeit bei rechtsseitiger HTP.

Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [ms].

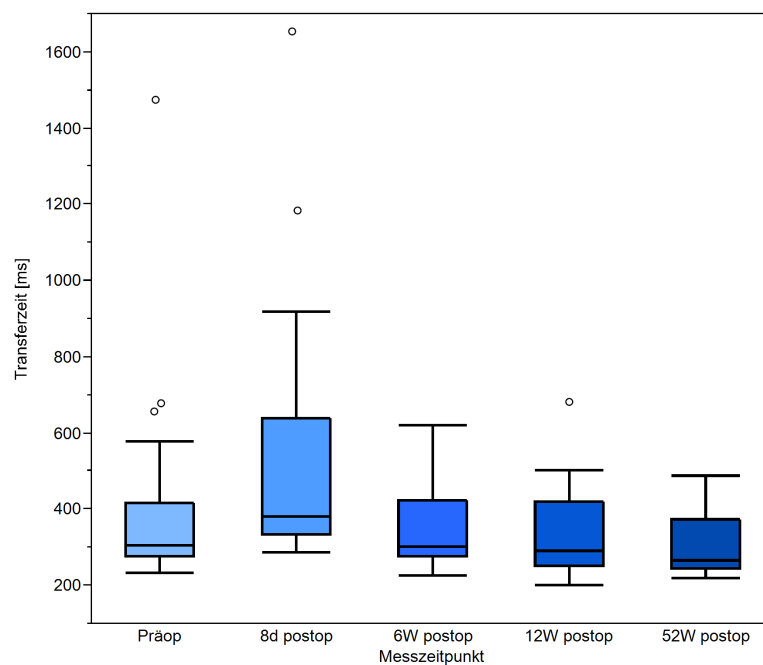
Die in *Abbildung 44* illustrierten Mittelwerte der Transferzeit zeigen eine deutliche Zunahme derselben direkt nach der Operation. Bereits 6 Wochen nach der Operation wurde dieser Wert merklich unterschritten und verbesserte sich bis zur letzten Nachuntersuchung weiter. Hierbei erwies sich der Anstieg der Transferzeit 8 Tage nach der Operation als statistisch

## Ergebnisse

---

nicht signifikant ( $p=0,092$ ). Auch der Paarvergleich zwischen Zeitpunkt 1 und 3 ( $p=0,184$ ) sowie 1 und 4 ( $p=0,076$ ) zeigten keine signifikante Verbesserung. Lediglich der Vergleich mit der letzten Messung 1 Jahr nach der Eingangsuntersuchung erfuhr eine statistische Signifikanz von  $p=0,049$ . Interessanterweise kam es bei der Analyse des postoperativen Verlaufs zu signifikanten Ergebnissen. So war die Abnahme der Transferzeit 6 Wochen ( $p=0,008$ ), 3 Monate ( $p=0,004$ ) und 1 Jahr ( $p=0,002$ ) nach der Operation, in Gegenüberstellung zu der vor der stationären Entlassung durchgeführten Untersuchung, statistisch signifikant.

---



*Abbildung 45: Boxplot Darstellung der Transferzeit im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---



### 3.3.2.3 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die BRT

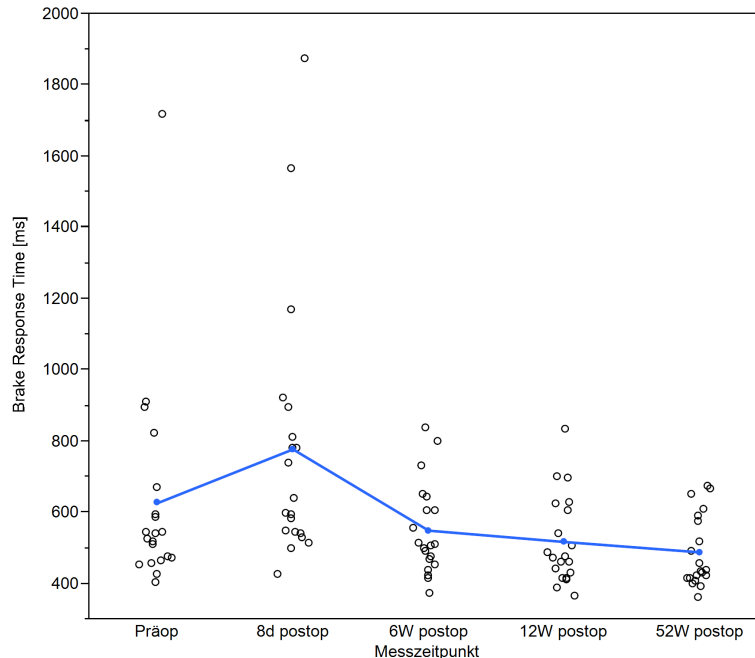


Abbildung 46: Mittelwert-Diagramm der BRT bei rechtsseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [ms] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [ms] aller Patienten.

Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	626,20 ( $\pm$ 296,49)	532,7	402,9	1719,6
8 Tage postoperativ	777,39 ( $\pm$ 372,25)	619,6	426,4	1876,1
6 Wochen postoperativ	549,12 ( $\pm$ 128,74)	506,2	374,0	836,5
3 Monate postoperativ	517,28 ( $\pm$ 124,84)	473,0	364,2	835,4
1 Jahr postoperativ	488,19 ( $\pm$ 101,46)	435,0	361,5	674,7

Tabelle 22: Verlauf der BRT bei rechtsseitiger HTP. Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [ms].

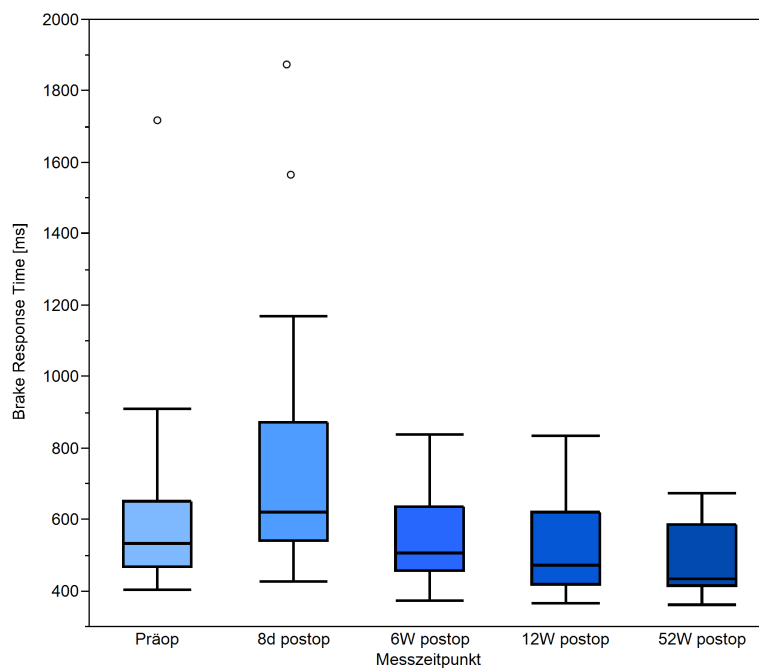
Einen Überblick über die Entwicklung der Mittelwerte der BRT im postoperativen Verlauf verschafft *Tabelle 22*.

Der Verlauf der Mittelwerte (*Abbildung 46*) zeigt 8 Tage nach der Operation eine deutliche Verschlechterung der für einen Bremsvorgang benötigten Gesamtzeit. Allerdings relativierte sich diese Zunahme der BRT bereits 6 Wochen nach der Operation und verbesserte sich nachfolgend bis zur letzten Untersuchung. Die Auswertung der Mehrfachvergleiche ergab für die Zunahme der BRT keine Signifikanz ( $p=0,091$ ). Auch die Verbesserung der

## Ergebnisse

---

BRT 6 Wochen nach der Operation in Bezug zu dem Ausgangswert verfehlte einen signifikanten Unterschied ( $p=0,122$ ). Die Daten der Dreimonats- und Einjahresuntersuchung hingegen lieferten im Vergleich zu Zeitpunkt 1 eine statistisch signifikante Verbesserung der BRT ( $p=0,03$  &  $p=0,017$ ). Wie bereits für die Transferzeit beschrieben, erwiesen sich die Messungen im postoperativen Verlauf verglichen mit der Testung 8 Tage nach der Operation als signifikant. Sowohl die Verbesserung 6 Wochen ( $p=0,003$ ), 3 Monate ( $p=0,002$ ) und 1 Jahr ( $p=0,001$ ) nach der Operation stellten sich als signifikant dar. Besonders erwähnenswert ist die hochsignifikante Verbesserung der BRT zwischen der Messung 6 Wochen und 1 Jahr nach der Operation ( $p<0,001$ ).



*Abbildung 47: Boxplot Darstellung der BRT im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [ms] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---

### 3.3.2.4 Einfluss der rechtsseitigen HTP auf die Bremskraft

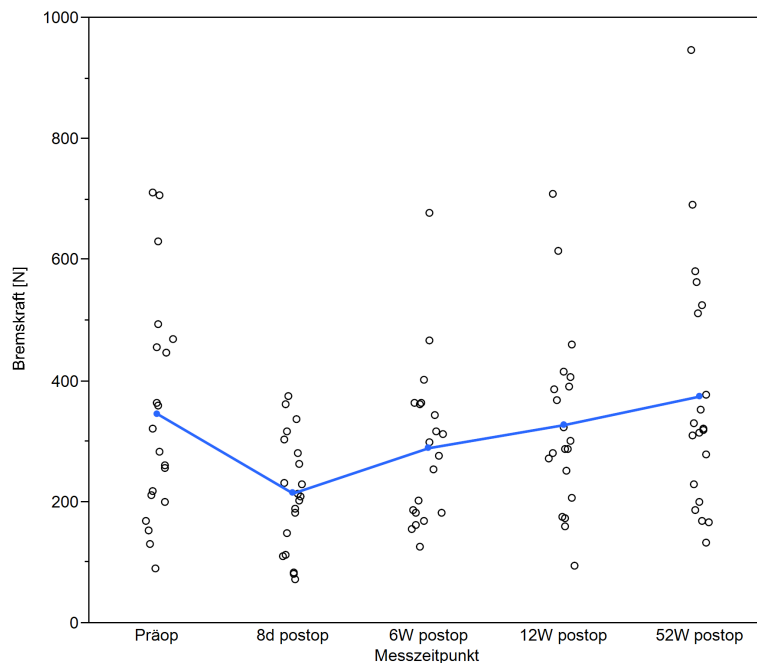


Abbildung 48: Mittelwert-Diagramm der Bremskraft bei rechtsseitiger HTP. Punkte stellen den Mittelwert [N] eines Teilnehmers zum jeweiligen Zeitpunkt dar. Die blaue Linie entspricht dem Verlauf der Mittelwerte [N] aller Patienten.

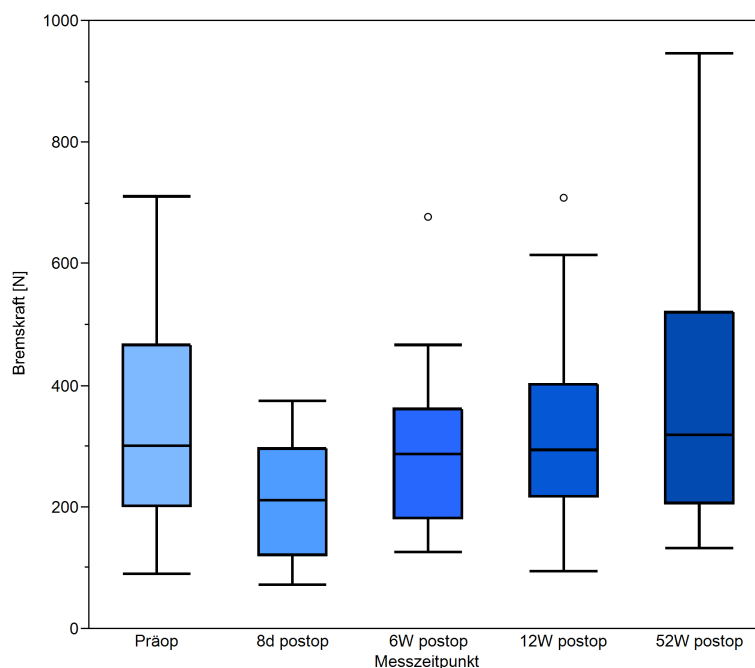
Zeitpunkt	Mittelwert ( $\pm$ SD)	Median	Minimum	Maximum
Präoperativ	345,88 ( $\pm$ 186,29)	301,3	90,0	710,2
8 Tage postoperativ	214,50 ( $\pm$ 94,70)	211,0	71,1	374,5
6 Wochen postoperativ	289,34 ( $\pm$ 132,49)	286,3	124,5	677,3
3 Monate postoperativ	327,55 ( $\pm$ 150,11)	294,1	94,8	707,9
1 Jahr postoperativ	374,75 ( $\pm$ 205,90)	319,1	133,4	947,3

Tabelle 23: Verlauf der Bremskraft bei rechtsseitiger HTP. Tabellarische Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in [N].

Betrachtet man die Entwicklung der Mittelwerte, so ist ein Abfall der Bremskraft im Anschluss an die Operation offenkundig (Abbildung 48). Ganz im Gegensatz zu den bereits abgehandelten Zielparametern erreichten Patienten mit rechtsseitiger Koxarthrose ihre Ausgangswerte erheblich später. Selbst 3 Monate nach der Operation war die Bremskraft nicht auf dem präoperativen Stand. Erst 1 Jahr nach dem Eingriff konnte eine Verbesserung der Ausgangswerte festgestellt werden. Der aus Gründen der

Übersichtlichkeit in *Tabelle 23* aufgeführte Verlauf der Mittelwerte verdeutlicht diese Beobachtung.

Die Verschlechterung der Bremskraft 8 Tage nach der Operation im Vergleich zu der Eingangsuntersuchung stellte sich als hochsignifikant dar ( $p < 0,001$ ). Auch die Verbesserung der Bremskraft von 8 Tage postoperativ zu dem 6. Wochentermin lieferte ein statistisch signifikantes Resultat ( $p = 0,039$ ). Die weitere Zunahme der Bremskraft im Rahmen der folgenden Messungen in Bezug zu den präoperativen Werten fiel nicht signifikant aus ( $p = 0,302$  &  $p = 0,185$ ). Die Entwicklung der Bremskraft in Gegenüberstellung mit der 8 Tage nach der OP durchgeführten Messung lieferte teils hochsignifikante Ergebnisse. Die Verbesserung von Messung 2 zu 3, ist mit  $p = 0,001$ , als signifikant einzustufen. Die Zunahme der Bremskraft von Zeitpunkt 2 zu 4 sowie zwischen Messung 2 und 5 erfuhren ein hochsignifikantes Ergebnis (beide  $p < 0,001$ ).



*Abbildung 49: Boxplot Darstellung der Bremskraft im Nachuntersuchungszeitraum. Angaben in [N] mit Minimum, 25%-Quartil, Median, 75%-Quartil, Maximum und Ausreißern.*

---

### 3.4 BRT in Bezug zu einem Schwellenwert von 700 ms

Eine weitere Möglichkeit, die Fahrtauglichkeit einschätzen zu können, besteht darin, den Verlauf der BRT in Relation zu einer empirisch festgelegten Obergrenze von 700 ms zu setzen.

Abbildung 50 verdeutlicht die Entwicklung des prozentuellen Anteils der Patienten in Bezug zu dem Schwellenwert.

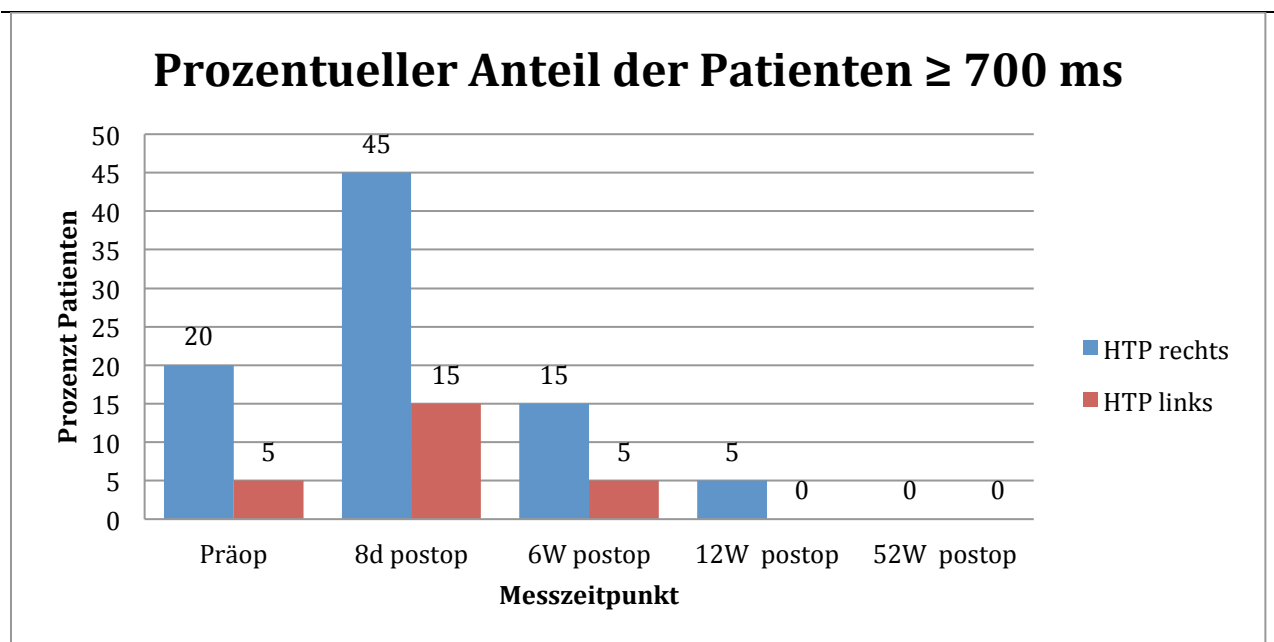


Abbildung 50: Prozentueller Anteil der Patienten mit einer BRT über 700 ms. Darstellung der Messzeitpunkte: Präoperativ sowie 8-10 Tage, 6 Wochen, 3 Monate und 1 Jahr nach der Operation.

Es zeigte sich, dass bereits präoperativ 20% der Patienten mit rechtsseitiger Koxarthrose die Obergrenze von 700 ms überschritten. Bei Patienten, deren linkes Hüftgelenk betroffen war, lag dieser Anteil bei 5%. Direkt vor der stationären Entlassung erhöhte sich der Anteil der Probanden, die über der 700 ms Grenze lagen, auf 45% für die rechte und 15% für die linke Seite. Auffällig ist, dass sich die Mittelwerte der BRT bei Patienten mit einer rechtsseitigen HTP mit 777,39 ms ( $\pm$  372,25 ms) deutlich über dem postulierten Schwellenwert befanden. Im postoperativen Verlauf nahm in beiden Kohorten der Anteil der Probanden mit Werten über 700 ms kontinuierlich ab. 6 Wochen nach der Operation waren dies noch 15% bei

rechtsseitiger HTP und 5% bei einer HTP der linken Seite. Während sich 3 Monate nach der Operation alle Patienten mit einer Prothese des linken Hüftgelenks unter der festgesetzten Obergrenze befanden, lag noch ein Patient mit rechtsseitiger HTP darüber. Erst mit der letzten Nachuntersuchung 1 Jahr nach der Operation kam es zu einer Unterschreitung des Zielparameters. Der Unterschied des prozentuellen Anteils der Teilnehmer, die die 700 ms überschritten, lieferte zwischen den Gruppen interessanterweise 8 Tage nach der Operation einen signifikanten Unterschied ( $p=0,041$ ). Die Vergleiche fielen präoperativ sowie 6 Wochen ( $p=0,298$ ), 3 Monate ( $p=0,317$ ) und 1 Jahr ( $p=1,0$ ) nach der Operation als statistisch nicht signifikant aus.

## 4 Diskussion

Unter einer Arthrose versteht man den kontinuierlichen Verschleiß der knorpeltragenden Gelenkflächen mit sekundären Veränderungen an Bändern und Weichteilen. Die Arthrose kann sich an verschiedensten Gelenken manifestieren, wobei überwiegend das Hüft- und Kniegelenk betroffen sind [18]. Neben einer Vielzahl an Risikofaktoren erweist sich das Alter als entscheidend, wenn es um die Ursache der Koxarthrose geht [32, 34, 37]. In Anbetracht der demographischen Entwicklung und dem damit einhergehenden anteilmäßigen Anstieg älterer Menschen ist mit einer Zunahme der Koxarthrose in den kommenden Jahren zu rechnen [157, 158]. Versagen alle konservativen Therapieversuche, bleibt als Therapie der Wahl häufig nur der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenks. Dementsprechend werden allein in der Bundesrepublik Deutschland jährlich über 155.000 Hüftendoprothesen mit steigender Tendenz implantiert [112].

Auch noch im zunehmenden Alter sind die Ansprüche an die Mobilität, die eng mit dem Gefühl einer guten Lebensqualität verknüpft sind, hoch [162]. So ist es nicht verwunderlich, dass Patienten sich frühzeitig nach Implantation einer HTP informieren, wann unter anderem das Führen eines Kraftfahrzeugs wieder möglich ist.

Verschiedene Einflussfaktoren kommen zum Tragen, die für das sichere Führen eines Automobils notwendig sind. Veröffentlichungen der letzten Jahrzehnte konzentrierten sich überwiegend auf die Messung der Brake Response Time, um das Konstrukt Fahrtauglichkeit zu operationalisieren [13, 146]. In dieser Arbeit wurden für die Untersuchung der Fahrtauglichkeit die BRT mit ihren Teilaspekten Reaktions- und Transferzeit, sowie die Messung der Bremskraft als Zielparameter gewählt. Zwar hat die Bremskraft heutzutage, aufgrund technischer Neuerungen wie den Bremskraftverstärker oder den Bremsassistent, an Bedeutung verloren [164], dennoch ist die Kraft, die ein Patient während eines Bremsmanövers aufbringen kann, als Teilaspekt der Fahrtauglichkeit nicht zu vernachlässigen.

Verschiedene Ansätze liegen vor, um den Zeitpunkt für ein sicheres und selbstständiges Autofahren nach einer Operation festzulegen. Zum einen gibt es die Möglichkeit, die BRT in Relation zu einer empirisch festgelegten Obergrenze zu setzen. Weltweit liegen von diversen Behörden Schwellenwerte für die Brake Response Time vor. Diese variieren zwischen 700 ms und 1500 ms für die Einleitung eines Bremsmanövers [148, 149, 165]. Die konservativere, im angloamerikanischen Sprachraum und von vielen Autoren angewandte Obergrenze der BRT von 700 ms deckt sich mit den beschriebenen Beobachtungen von Green [12], der eine BRT von 700-750 ms für antizipierte Signale veranschlagte. Aus diesem Grund erschien die Verwendung der 700 ms Schwelle auch in der vorliegenden Arbeit als sinnvoll.

Die in dieser Studie erhobenen Ergebnisse sind unter der Prämisse „antizipiertes Signal“ zu verstehen, da sich die Teilnehmer in Bereitschaft befanden, auf das Warnsignal zu reagieren. Dementsprechend ist eine schnellere BRT zu erwarten, als dies unter normalen Umständen im Straßenverkehr möglich wäre. Da jedoch der Versuchsaufbau stabil und die gleiche Kohorte zu verschiedenen Zeitpunkten gemessen wurden, kann der Versuchsaufbau für eine zufriedenstellende Beantwortung der Fragestellung als geeignet angesehen werden.

Eine weitere Möglichkeit, die Fahrtauglichkeit zu ermitteln, stellt das Erreichen der präoperativen Werte im Nachuntersuchungszeitraum dar. Diese Vorgehensweise findet sich in fast allen Publikationen, die sich mit dem Thema der Fahrtauglichkeit nach chirurgischen Interventionen beschäftigen. Der Grundgedanke impliziert, dass die Patienten vor der Operation fahrtauglich sind. Allerdings bleibt bei dieser Herangehensweise fraglich, ob die Fahrtauglichkeit von Patienten, die sich einer endoprothetischen Operation unterziehen, nicht a priori eingeschränkt ist. Diese Annahme wird dadurch bestärkt, dass Patienten mit endgradiger Koxarthrose häufig über Schmerzen und Bewegungseinschränkungen klagen, die nicht unerheblich zu einer Beeinträchtigung alltäglicher Aktivitäten führen. Aus diesem Grunde wurde in der vorliegenden Arbeit



zusätzlich untersucht, ob aufgrund einer endgradigen Koxarthrose Fahreinschränkungen zu erwarten sind.

Aktuell liegt eine Vielzahl an Publikationen vor, die sich mit der Fahrtauglichkeit nach verschiedensten orthopädischen Eingriffen beschäftigen [10, 146, 166, 167]. Während der überwiegende Teil die Einflüsse von Knieendoprothesen in diesem Kontext untersucht, liegen zurzeit lediglich drei Arbeiten vor, die sich mit der Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Hüftendoprothese befassen [13, 151, 168]

Die 1988 von MacDonald et al. [13] publizierte Arbeit konnte erste Daten zur Brake Response Time nach Implantation einer HTP liefern. Die Studie basierte auf 21 Patienten und 15 Kontrollpersonen, die präoperativ sowie teilweise 8 und 32 Wochen nach der Operation getestet wurden. Die Autoren wählten eine Mindestkraft von 100 N, die auf das Bremspedal aufgebracht werden musste, als Endpunkt der BRT. Die Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Unterschied der BRT zwischen Kontrollgruppe und linksseitiger HTP. Patienten mit einer Hüftendoprothese der rechten Seite hingegen wiesen signifikant schlechtere Werte als die Kontrollgruppe und die linksseitige HTP-Gruppe auf. Die Interpretation der Ergebnisse in Bezug zu einer Obergrenze der BRT von 700 ms zeigte, dass bereits der präoperative Mittelwert der Patienten mit einer rechtsseitigen HTP mit 704 ms leicht über dem veranschlagten Schwellenwert lag. Obwohl sich dieser 8 Wochen postoperativ auf 656 ms verbesserte, befanden sich noch immer 16% der Patienten über dem Grenzwert. Im Gegensatz dazu konnten die Patienten, die auf der Gegenseite operiert wurden, bis auf einen Teilnehmer die 700 ms Vorgabe zu jedem Messzeitpunkt erfüllen. Die Autoren schlossen daraus, dass es für Patienten mit linksseitiger HTP 8 Wochen postoperativ wieder möglich sein sollte, am Straßenverkehr teilzunehmen. Da sich im Nachuntersuchungszeitraum mehrere Patienten mit rechtsseitiger HTP verschlechterten, blieb der Zeitpunkt der wiederhergestellten Fahrtauglichkeit für diese Gruppe unklar. Methodische Schwächen dieser Arbeit lagen zum einen in der geringen Patientenzahl. Das Kollektiv erwies sich als heterogen, so wurde auch 1 Patient mit bilateraler HTP oder Probanden, die nicht mehr

Auto fahren, in die Studie eingeschlossen. Zum anderen erscheinen die Abstände der gewählten Zeitpunkte der Nachuntersuchungen mit 8 bzw. 32 Wochen als zu lang. Außerdem variierten die Zeitpunkte der Untersuchungen im postoperativen Verlauf stark. So wurden Patienten, die zur 2. Messung 8 Wochen nach der Operation einbestellt waren, tatsächlich in einem Zeitraum von 8-16 Wochen postoperativ gemessen. Ebenfalls fehlen Aussagen zu der Bremskraft oder die Trennung der BRT in ihre Teilkomponenten Reaktions- und Transferzeit.

Ganz et al. [151] befassten sich gleichermaßen mit dem Einfluss einer HTP auf die Brake Response Time. Hierzu wurden 90 Patienten jeweils vor der Operation, sowie 1, 4-6, 26, und 52 Wochen postoperativ untersucht. Die Testung erfolgte mit zehn Messungen, wobei jeweils der höchste und der niedrigste Wert verworfen und aus den restlichen acht Messungen der Mittelwert der BRT ermittelt wurde. Die Ergebnisse lieferten keinen signifikanten Anstieg der BRT direkt nach der Operation im Vergleich zu den präoperativen Werten. Dagegen erfuhr die Abnahme der BRT im gesamten postoperativen Verlauf gegenüber der Eingangsuntersuchung statistisch signifikante Ergebnisse. Schlussfolgernd konnte für Patienten mit linksseitiger HTP keine Einschränkung der Fahrtauglichkeit nachgewiesen werden. Patienten mit einer HTP der rechten Seite hingegen erreichten das anfängliche Niveau erst nach 4-6 Wochen. Anzumerken ist, dass die Brake Response Time ebenfalls nicht in ihre Komponenten unterteilt wurde. Es bleibt also fraglich, ob die Zu- und Abnahme der BRT einer Veränderung der Reaktions- oder der Transferzeit geschuldet ist. Auch Angaben bezüglich der Bremskraft fehlen. Eine realitätsnahe Simulation konnte durch den Versuchsaufbau mit zwei Pedalen, die von einem Schreibtischstuhl betätigt wurden, nicht gewährleistet werden. So ist aufgrund des Fehlens einer Fahrgastzelle und der damit einhergehenden größeren Beinfreiheit eine Verzerrung der Ergebnisse denkbar.

Abbas et al. [168] untersuchten das Fahrverhalten von 130 Patienten, die sich einer Hüftendoprothesenoperation unterzogen hatten. Die Teilnehmer wurden angehalten, insofern sie sich dazu imstande fühlten, ihr gewohntes

Fahrverhalten 6 Wochen nach der Operation erneut aufzunehmen. Die Autoren berichteten, dass 81% der Patienten nach 6-8 Wochen und 98% nach 12 Wochen regelmäßig Auto fahren. Auch das subjektive Fahrvermögen hatte sich infolge der Operation bei keinem Patient verschlechtert. Im Gegensatz dazu gaben sogar 38% der Teilnehmer an, ihr Fahrvermögen habe sich seit dem Eingriff verbessert. Die Autoren folgerten aus ihrer Befragung, dass ein sicheres Führen eines PKWs frühestens 6 Wochen nach der Operation möglich sei. Die Validität dieser Arbeit ist aufgrund des Studiendesigns äußerst eingeschränkt. Alle Angaben über das Fahrvermögen beruhen auf der subjektiven Einschätzung der Patienten. So blieb auch jegliche Art der Messung oder Testung aus.

Die Übersicht über die aktuelle Literatur zeigt, dass häufig nur Teilaspekte des umfangreichen Themas Fahrtauglichkeit beleuchtet wurden. Gleichfalls weisen alle drei Arbeiten methodische Schwächen auf, die sich zum einen im Studiendesign, sowie im Versuchsaufbau offenbaren.

Zur Klärung der noch in diesem Zusammenhang offenen Fragen wurde ein Fahrsimulator entwickelt, der durch seinen Aufbau in einem Kleinwagen die realen Gegebenheiten und Bewegungseinschränkungen einer Fahrgastzelle bestmöglich widerspiegelte. Der Versuchsaufbau erlaubte eine genaue Bestimmung der BRT mit den Teilkomponenten Reaktionszeit und Transferzeit, sowie der Bremskraft. Zu jedem Untersuchungstermin erfolgten zehn Messungen. Von einem Verwerfen der Extrema wurde abgesehen.

Einige Autoren bemängeln, dass die Schwäche von Fahrtauglichkeitsstudien, in denen Simulatoren Verwendung finden, in einem möglicherweise auftretenden Lerneffekt lägen [168, 169]. Allerdings fand in keiner der bisher vorliegenden Publikationen eine zufriedenstellende Auseinandersetzung mit der Problematik von Lerneffekten durch wiederholtes Messen statt. Um diesem Argument zu begegnen, wurden die Zielparameter Reaktionszeit, Transferzeit, BRT und Bremskraft mittels einer Kontrollgruppe von 25 Probanden auf eventuelle Lerneffekte hin überprüft. Hierbei kamen zwei unterschiedliche Methoden zum Einsatz:

Zunächst wurden die Mittelwerte aller Probanden über die einzelnen Versuche hinweg als Lernkurven visualisiert. Eintretende Lerneffekte müssten sich als eine strukturierte Zunahme oder Abnahme des Kurvenverlaufs über die Einzelmessungen hinweg darstellen. Eine derartige Entwicklung konnte weder für die Reaktionszeit, Transferzeit, BRT noch für die Bremskraft konstatiert werden. Im nächsten Schritt wurden die Mittelwerte der ersten beiden sowie die letzten beiden Messungen eines Testdurchgangs auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft. Gleichermaßen lieferten diese Paarvergleiche, zwischen den ersten und den letzten beiden Messungen, keine Hinweise auf einen etwaigen Lerneffekt. So erfuhr die Reaktionszeit ( $p=0,195$ ), Transferzeit ( $p=0,76$ ), BRT ( $p=0,215$ ) und Bremskraft ( $p=0,97$ ) keine statistisch signifikanten Unterschiede. Schlussendlich bleibt hervorzuheben, dass das Auftreten eines systematischen Lerneffekts infolge wiederholter Messungen unwahrscheinlich und die Beantwortung der Fragestellung unter diesen Rahmenbedingungen möglich ist.

In keiner Studie wurde bisher explizit der Einfluss einer endgradigen Koxarthrose auf die Fahrtauglichkeit untersucht. Als Grundlage der Vergleiche zwischen den Gruppen wurde zunächst eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, die für die untersuchten Variablen wie z.B. Geschlecht oder Alter keinen signifikanten Unterschied aufzeigen konnte. Diese Ergebnisse sind umso entscheidender, wenn man z.B. annimmt, dass das Gewicht und die Größe einen indirekten Einfluss auf die erbrachte Bremskraft haben könnten. Da einige Patienten Opioide als Schmerzmedikation erhielten, wäre eine eingeschränkte Reaktionszeit aufgrund der sedierenden Wirkung denkbar [170]. Die statistische Auswertung der Daten konnte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, was die Einnahme von Schmerzmedikamenten anbelangte, nachweisen ( $p=0,777$ ). Aktuell scheint der Einfluss von therapeutisch dosierten Opioiden auf die Fahrtauglichkeit jedoch unklar und gilt als umstritten [171, 172].

Die Ergebnisse dieser Arbeit konnten in allen Zielparametern ein teilweise erheblich schlechteres Abschneiden der Patientengruppen mit Koxarthrose im Vergleich zu gesunden Probanden aufzeigen. Auffällig war eine immer wiederkehrende Reihenfolge, bei der die Kontrollgruppe am besten, darauffolgend die linke Seite und die rechtsseitige Koxarthrose am schlechtesten abschnitt. Die erheblichsten Einschränkungen konnten für die Brake Response Time beschrieben werden. So betrug die Differenz der Mittelwerte zwischen Kontrollgruppe und rechtsseitiger Koxarthrose etwa 150 ms. Allerdings führten die Ergebnisse weder für die Reaktionszeit, Transferzeit, BRT sowie die Bremskraft zu einem statistisch signifikanten Unterschied zwischen einer gesunden Kontrollgruppe und links- bzw. rechtsseitiger Koxarthrose. Erwähnenswert ist, dass die BRT mit  $p=0,059$  nur knapp eine statistische Signifikanz zwischen den Patienten und der Kontrollgruppe verfehlte. Der hierbei verwendete Kruskal-Wallis-Test findet bei nicht normalverteilten Stichproben Anwendung. Allerdings lässt dieser keine Aussage über Einzelvergleiche zwischen den drei Gruppen zu. Normalerweise erübrigt sich nach einem nicht signifikanten Ergebnis im Kruskal-Wallis-Test eine weitere Aufteilung in seitengetrennte Gruppen. Da aber die Signifikanz nur knapp verfehlt und ein seitengetrenntes Ergebnis als wünschenswert erachtet worden ist, wurde als weiterer nichtparametrischer Test der Mann-Whitney-Test durchgeführt. Hierbei wiesen Patienten mit rechtsseitiger Koxarthrose ein signifikant schlechteres Abschneiden der BRT im Vergleich zur Kontrollgruppe auf ( $p=0,021$ ). Aufgrund der fehlenden Signifikanz des bereits zuvor verwendeten Kruskal-Wallis-Tests soll dieses Ergebnis lediglich Erwähnung finden und nicht überbewertet werden. Vielmehr konnte anhand der Durchführung des Mann-Whitney-Tests aufgezeigt werden, dass durch eine Vergrößerung der Stichprobe höchstwahrscheinlich mit statistisch signifikanten Ergebnissen zu rechnen ist.

Die beschriebenen Resultate dieser Studie stehen im Einklang zu Ganz et al. [151], die als Nebeneffekt ihrer Arbeit eine erhöhte BRT bei Patienten vor Implantation einer HTP im Vergleich zu gesunden Probanden bemerkten.

Die Autoren mutmaßten aus dieser Beobachtung einen Einfluss der rechtsseitigen Koxarthrose auf die Fahrtauglichkeit. Leider fanden sich in dieser Arbeit keine Angaben bezüglich der statistischen Signifikanz der aufgedeckten Unterschiede.

Beleuchtet man die Fahrtauglichkeit in Bezug zu der 700 ms Grenze, so lagen die Mittelwerte aller 3 Gruppen unter dem veranschlagten Wert. Individuell betrachtet fanden sich dennoch 20% der Patienten mit rechtsseitiger und 5% mit linksseitiger Koxarthrose über dem Schwellenwert wieder. Auch die Ergebnisse der Bremskraftmessung lieferten ein deutlich schlechteres Abschneiden der Teilnehmer mit rechtsseitiger Koxarthrose, wobei eine alltägliche Relevanz aufgrund einer erniedrigten Bremskraft von durchschnittlich ca. 346 N fraglich ist. In Anbetracht einer 3 bis 5-fachen Verstärkung der Kraft durch einen Bremskraftverstärker, erscheinen die von den Patienten erreichten Werte für eine Notbremsung ausreichend [173]. Im Gegensatz dazu stellt sich für die BRT berechtigterweise die Frage, ob trotz mangelnder statistischer Signifikanz eine klinische und alltägliche Relevanz vorhanden ist. Demnach würde bei einer Geschwindigkeit von 100 km/h eine Zunahme der BRT um 150 ms, zu einer Verlängerung des Bremsweges von etwa 4 m führen.

Das Fehlen statistisch signifikanter Ergebnisse, obwohl eindeutige Differenzen der Mittelwerte vorlagen, lässt sich aus statistischen Gründen erklären. So führt eine Streuung der Einzelwerte mit extremen Ausreißern in den Patientengruppen in Kombination mit einer überschaubaren Stichprobe zu einer Zunahme der Standardabweichung. Eine Möglichkeit, diesem Effekt zu begegnen, bestünde beispielsweise in der Vergrößerung des Kontrollkollektivs. Zusammenfassend bleibt festzustellen, dass für Patienten mit einer Koxarthrose der linken Seite keine Einschränkungen der Fahrtauglichkeit zu erwarten sind. Allerdings kann dies nicht im gleichen Maße für die rechtsseitige Koxarthrose konstatiert werden. Die Tatsache, dass 20% der Probanden über der 700 ms Schwelle lagen, zeigt, dass einzelne Patienten unter erheblichen Einschränkungen leiden. Ursächlich scheinen hierbei arthrosebedingte Schmerzen und

Bewegungseinschränkungen eine wichtige Rolle zu spielen. Empfehlenswert wäre durch eine umfassende Einschätzung des Schmerzniveaus und von Bewegungseinschränkungen stark beeinträchtigte Patienten herauszufiltern und bei fraglichem Befund gegebenenfalls einer individuellen Testung zuzuführen.

Nach Implantation einer HTP auf der linken Seite kam es direkt nach der Operation zu einer leichten Zunahme der BRT, die sich dann im postoperativen Verlauf stetig verbesserte. Ein gleiches Bild zeigte sich für die Reaktionszeit und Transferzeit, die nach der Operation nur unwesentlich beeinträchtigt waren. Die Verschlechterung von Reaktionszeit, Transferzeit und BRT 8 Tage postoperativ erfuhr keine statistisch signifikanten Unterschiede. Als statistisch hochsignifikant erwies sich die Verbesserung der BRT direkt nach der Operation im Vergleich zu den Einjahresdaten. Betrachtet man die BRT in Bezug zu dem Schwellenwert von 700 ms, zeigte sich, dass 8 Tage nach der Operation 15% der Patienten diese Obergrenze überschritten. Bereits 6 Wochen nach der Operation waren dies noch 5% und somit die präoperativen Werte erneut erreicht. Anlässlich der nach 3 Monaten stattfindenden Untersuchung befanden sich alle Patienten unter der empfohlenen Schwelle. Die Untersuchung der Bremskraft ergab eine anfängliche signifikante Verschlechterung. Im weiteren Verlauf wurden die Ausgangswerte 6 Wochen nach der Operation erreicht und verbesserten sich bis zur letzten Testung. Die Abnahme der Bremskraft 8 Tage nach der Operation ist trotz Signifikanz nicht zu überschätzen. Für ein Bremsmanöver wäre der erzielte Mittelwert von 367,68 N mit Hilfe eines Bremskraftverstärkers vollkommen ausreichend.

Wie erklärt sich jedoch die Verbesserung von BRT und Bremskraft im postoperativen Verlauf bei Patienten mit linksseitiger HTP? Ein Ansatz wäre, diese Beobachtung durch sich auf Rückenmarksebene abspielende Effekte zu erklären. Demnach führt der Gelenkschmerz mittels spinaler inhibitorischer Bahnen zu einem herabgesetzten Reflexverhalten der jeweiligen Muskulatur [174]. In mehreren Arbeiten konnte beispielsweise gezeigt werden, dass afferente Schmerzimpulse zu einer verminderten

Aktivierung des M. quadriceps femoris führen [175, 176]. Hurley et al. [176] machen eine hemmende Projektion von artikulären Mechanorezeptoren, die über Interneurone mit  $\alpha$ -Motoneuronen verbunden sind, für die reduzierte Aktivität der Muskulatur verantwortlich. Interessanterweise konnten Sjolander et al. [177] zeigen, dass sekundäre afferente Fasern der Muskelspindel mit  $\gamma$ -Motoneurone verschalten sind, die ihrerseits auf die ipsilaterale aber auch kontralaterale Muskulatur projizieren. Diese Projektion auf die Gegenseite könnte die Verbesserung von BRT und Bremskraft im postoperativen Verlauf bei Patienten mit linksseitiger HTP erklären. Demzufolge kommt es in den Wochen nach der Operation, durch das Fehlen von afferenten Schmerzimpulsen zu einer Aufhebung des hemmenden Einflusses auf die Muskulatur. Da dieser Effekt auf beiden Seiten zum Tragen kommt, wäre eine verbesserte Funktionalität des rechten Beines denkbar.

Die Zusammenschau aller Ergebnisse liefert für Patienten mit linksseitiger Koxarthrose die Schlussfolgerung, dass keine generelle Einschränkung der Fahrtauglichkeit nach stationärer Entlassung vorliegt. Diese Aussage wird durch den nur als gering ausfallenden Anstieg der BRT direkt nach der Operation und aufgrund der Verbesserung der Zielparameter im postoperativen Verlauf bestätigt. Die signifikante Verschlechterung der Bremskraft 8 Tage nach dem Eingriff kann mit Hilfe der Wirkung eines Bremskraftverstärkers vernachlässigt werden. Allerdings ist anzumerken, dass bei stationärer Entlassung 15% der Patienten über der geforderten Obergrenze von 700 ms lagen. Gleichfalls sind wegen der noch nicht vorhandenen Weichteilheilung erforderliche Vorsichtsmaßnahmen einzuhalten. Eine übermäßige Flexion, Adduktion und Außenrotation im Hüftgelenk sollte in den ersten Wochen nach der Operation wegen der Gefahr einer Hüftluxation vermieden werden. Ganz et al. [151] empfahlen eine Wiederaufnahme der Fahrgewohnheit frühestens eine Woche nach dem Eingriff, falls dies aus ärztlicher Sicht tolerierbar wäre. MacDonald et al. [13] sahen hingegen erst nach Ablauf von 8 Wochen die Fahrtauglichkeit aller Patienten mit linksseitiger HTP als wiederhergestellt an. Angesichts der



Ergebnisse dieser Studie und den möglichen medizinischen Komplikationen kann beiden Beurteilungen nicht vollständig zugestimmt werden.

Es liegt eine Gratwanderung vor, bei der zum einen die Selbstbestimmung der Patienten und zum anderen die Abwägung möglicher medizinischer Komplikationen berücksichtigt werden muss. Um beiden Argumenten Rechnung zu tragen, kann die Entlassung aus den rehabilitativen Maßnahmen als sicherer Rahmen für das selbständige Führen eines PKWs betrachtet werden. Empfehlenswert bliebe, Patienten mit fraglichem klinischen Befund und dem dringenden Wunsch, frühzeitig nach stationärer Entlassung autozufahren, individuell auf die Fahrtauglichkeit hin zu überprüfen. Hierzu könnte beispielsweise eine Weiterentwicklung dieses Prototyps dienen.

Bei Patienten mit rechtsseitiger Implantation einer HTP zeichnete sich ein anderes Bild ab. Im Rahmen der 2. Messung wenige Tage nach der Operation kam es in allen Bereichen zu einer deutlichen Verschlechterung der Werte, die sich überwiegend in den Zielparametern Transferzeit, BRT und Bremskraft bemerkbar machte. Allerdings verfehlte die Zunahme von Transferzeit, Reaktionszeit sowie BRT teilweise nur knapp eine statistische Signifikanz. Im Verlauf der Nachuntersuchungen wurden die Ausgangswerte von Reaktions-, Transfer- und Gesamtzeit bereits nach 6 Wochen unterschritten und verbesserten sich weiter zu den folgenden Terminen. Sowohl für die Transferzeit als auch für die BRT, konnten zwischen der 2. Messung und dem 6 Wochen-, 3 Monats- und Einjahresternin, signifikante Unterschiede verzeichnet werden. Die Verbesserung der Reaktionszeit führte 3 Monate und ein Jahr nach der Operation zu signifikanten Ergebnissen. Unter Verwendung der 700 ms Schwelle war festzustellen, dass 8 Tage nach der Operation 45% der Patienten über dieser Grenze lagen. Erst 6 Wochen postoperativ konnte der Ausgangswert mit 15% unterschritten werden. Selbst 3 Monate nach dem Eingriff erfüllte ein Patient die Vorgabe immer noch nicht. Auch der Mittelwert der BRT 8 Tage nach der Operation erwies sich mit 777,39 ms deutlich über der geforderten Schwelle. Ein vergleichbares Ergebnis lieferten MacDonald et al. [13] die 8 Wochen

postoperativ bei 16% der Patienten mit rechtsseitiger HTP eine Überschreitung der 700 ms Grenze nachweisen konnten.

Der Verlauf der Bremskraft zeigte im Anschluss an die Operation zunächst eine statistisch signifikante Abnahme von mehr als 130 N. Zwar kam es ab dem Sechswochentermin zu einer konstanten Verbesserung, aber die Ausgangswerte konnten erst 1 Jahr nach der Operation erreicht werden. Ausgehend von der Testung kurz vor der stationären Entlassung erfuhr der Anstieg der Bremskraft 6 Wochen, 3 Monate sowie 1 Jahr postoperativ signifikante Ergebnisse, wobei die beiden letzteren sogar hochsignifikant ausfielen. Die postoperativ erreichten Mittelwerte der Bremskraft dürften unter Berücksichtigung des Bremskraftverstärkers erneut als ausreichend angesehen werden. Allerdings lagen das Minimum und die 25%-Perzentile 8 Tage nach der Operation bei lediglich 71 N bzw. 120 N. Die 25%-Perzentile der Patienten mit linksseitiger Koxarthrose und der Kontrollgruppe befand sich hingegen bei 262 N bzw. 357 N. Weder vom Gesetzgeber noch von Institutionen, die sich mit der Fahrsicherheit beschäftigen, liegen Empfehlungen für einen Grenzwert der für ein Notbremsmanöver aufzubringenden Bremskraft, vor. Gleichfalls mangelt es an vergleichbaren Daten. Eine Arbeit aus den siebziger Jahren untersuchte die Verteilung der maximalen Bremskraft von insgesamt 599 Probanden im Alter zwischen 16 und 89 Jahren [150]. Das 5. Perzentil der Frauen lag bei 311 N bzw. 592 N für männliche Teilnehmer. Als Untergrenze für das Einleiten einer Notbremsung wurden 445 N als ausreichend angesehen. Allerdings beziehen sich diese Daten auf Bremssysteme, die den heutigen Bremskraftverstärkern technisch deutlich unterlegen sind. Ausgehend von diesem Grenzwert und von einer drei bis fünffachen Verstärkung der Bremskraft durch heutige Bremskraftverstärker [173] zeigt sich möglicherweise, dass bei der stationären Entlassung einige Patienten mit rechtsseitiger HTP eine ungenügende Bremskraft aufweisen. Es ist offensichtlich, dass ein Vergleich der Daten nur sehr begrenzt ausfallen kann.

Die bemerkenswerte Verschlechterung von Transferzeit, BRT und Bremskraft direkt nach der Operation dürfte dem Eingriff geschuldet sein. Der verwendete transgluteale Zugangsweg nach Bauer führt zu einer Durchtrennung der Mm. gluteus medius et minimus sowie des M. vastus lateralis. Obwohl die Spaltung der Muskulatur entlang des Faserverlaufs erfolgt, sind das dabei entstehende Weichteiltrauma und die resultierenden funktionellen Folgen nicht unerheblich [178]. Dementsprechend deuten die Beobachtungen mehrerer Arbeiten auf eine postoperative Einschränkung der Abduktoren, Hüftbeuger und Hüftstrecker hin [137-143]. So kann eine ungenügende Readaptation der Glutealmuskulatur oder eine Affektion des N. gluteus superior, beispielsweise eine Schwächung der Abduktion des Beines nach sich ziehen [141]. Abgesehen von funktionellen Limitierungen scheint auch die Maximalkraft dieser Muskelgruppen auf Grund der Operation betroffen zu sein [143-145]. Diese Ergebnisse unterstreichen die Annahme, dass die funktionellen Auswirkungen, die dem Eingriff folgen, sich durch einen Einfluss auf die Zielparameter Transferzeit, BRT und Bremskraft bemerkbar machen.

Unter Berücksichtigung aller Zielparameter ist die Fahrtauglichkeit für Patienten mit einer rechtsseitigen HTP frühestens nach 6 Wochen wiederhergestellt. Ungeachtet dessen, dass die Verschlechterung der Parameter direkt nach dem Eingriff keine Signifikanz aufweisen konnte, offenbarten sich die Einschränkungen der Fahrtauglichkeit durch die Interpretation der Ergebnisse in Bezug zu dem Schwellenwert von 700 ms. Nicht zu vernachlässigen ist die Tatsache, dass 3 Monate postoperativ 15% der Patienten nach wie vor über dem Grenzwert von 700 ms lagen. Im Gegensatz zu Ganz et al. [151], die bereits 4-6 Wochen nach der Operation keine Einschränkung der Fahrtauglichkeit postulierten, weisen die Ergebnisse dieser Studie darauf hin, dass ein Mindestzeitraum von 6 Wochen sinnvoll erscheint. Diese Schlussfolgerung steht im Einklang mit den Resultaten von Goodwin et al. [169] und MacDonald et al. [13], die ein sicheres Führen eines PKWs 6-8 Wochen nach erfolgtem Eingriff feststellten.

Für nachfolgende Studien bestünde die interessante Möglichkeit, die Messungen im Fahrsimulator mit einem bereits validierten Score oder klinischen Test wie dem Harris-Hip-Score oder dem Chair-Rise-Test zu korrelieren. Um eine Einschränkung durch Schmerzen besser quantifizieren zu können wäre es hilfreich, mittels einer Visuellen-Analogskala die aktuelle Symptomatik vor jeder Testung zu erfassen. Obwohl große Anstrengungen unternommen wurden, um einen möglichst realitätsnahen Versuchsaufbau zu gewährleisten, sind die Limitierungen, die ein Fahrsimulator mit sich bringt, nicht von der Hand zu weisen. Folglich wurde der Anspruch, der Komplexität einer realen Verkehrssituation gerecht zu werden, zu keinem Zeitpunkt erhoben. Dennoch weist ein Fahrsimulator Vorzüge auf, die unter anderem in der Durchführbarkeit der Testung in der klinischen Routine, sowie in einer schnellen und aussagekräftigen Beurteilung der Fahrtauglichkeit eines Patienten, begründet liegen.

### **4.1 Schlussfolgerung**

Zusammenfassend bleibt festzustellen, dass es die Resultate ermöglichen, die eingangs vorgebrachten Fragestellungen dieser Arbeit ausgiebig zu beantworten. Demnach konnte folgendes geklärt werden:

- 1) Weder die Verläufe der Mittelwertdiagramme, noch die Paarvergleiche konnten einen Hinweis auf einen möglichen Lerneffekt liefern. Die Interpretation der beiden Methoden zeigt, dass ein Lerneffekt infolge wiederholter Messungen als unwahrscheinlich zu erachten ist.
- 2) Die Überprüfung der Fahrtauglichkeit von Patienten mit einer endgradigen Koxarthrose und einem gesunden Kontrollkollektiv konnte keine Einschränkung der Fahrtauglichkeit von Patienten mit einer linksseitigen Koxarthrose aufdecken. Für Probanden mit rechtsseitiger Koxarthrose hingegen kann keine pauschale Fahrtauglichkeit bescheinigt werden. Zwar wies die Mehrzahl der Teilnehmer befriedigende Ergebnisse auf, dennoch wurde die geforderte 700 ms Obergrenze der BRT von 20% der Patienten

überschritten. Eine individuelle Testung erscheint unter Abwägung der möglicherweise entstehenden Risiken und Folgen hinsichtlich frühzeitiger Wiederaufnahme der Fahrgewohnheit für Patienten mit Schmerzen und deutlichen Bewegungseinschränkungen als empfehlenswert.

- 3) Das sichere Führen eines Kraftfahrzeugs ist unter Zusammenschau der Ergebnisse dieser Studie für Patienten mit linksseitiger HTP frühestens 8-10 Tagen nach der Operation möglich. Hierbei sollte allerdings die noch ausstehende Weichteilheilung und die individuellen Unterschiede der einzelnen Patienten Berücksichtigung finden. Folglich erscheint die Entlassung aus den rehabilitativen Maßnahmen ein sicherer Zeitpunkt für das selbstständige Führen eines PKWs bei linksseitiger HTP zu sein. Bei Patienten mit rechtsseitiger HTP ist frühestens 6 Wochen nach der Operation mit keiner Einschränkung der Fahrtauglichkeit mehr zu rechnen. Da selbst zu diesem Zeitpunkt einzelne Patienten nicht alle gewünschten Maßgaben erfüllen, wäre bei einem fraglichen klinischen Befund eine individuelle Abwägung vernünftig.
- 4) Es liegen eindeutige Ergebnisse vor, die einen Unterschied der Fahrtauglichkeit in Bezug zu der operierten Seite darlegen. Dementsprechend schnitten Patienten mit rechtsseitiger HTP nach dem Eingriff signifikant schlechter als die auf der Gegenseite operierten Teilnehmer ab. Wie bereits in 3) ausgeführt unterscheiden sich die Zeitpunkte einer als ausreichend anzusehenden Fahrtauglichkeit erheblich.

Aufgrund der Abwägung von Risiken für Patient und Allgemeinbevölkerung, sowie daraus resultierender juristischer Konsequenzen, die eine zu frühe Wiederaufnahme des Autofahrens mit sich bringen könnte, ist keine allgemein gültige Attestierung der Fahrtauglichkeit zu einem festgelegten Zeitpunkt zu treffen. Unter Berücksichtigung aller Ergebnisse, sowie der Teilaspekte des komplexen Themas Fahrtauglichkeit, wäre es aufgrund der

teils sehr individuellen Verläufe ratsam, Patienten im Rahmen von rehabilitativen Maßnahmen auf die Fahrtauglichkeit hin zu überprüfen. Als Vorlage könnte der in dieser Studie verwendete Prototyp dienen.

## 5 Zusammenfassung

Die Arthrose stellt eine Erkrankung dar, die sich an verschiedensten Gelenken manifestieren kann, wobei überwiegend das Hüft- und Kniegelenk betroffen sind [18]. Unbestritten erweist sich das Alter als ein wichtiger Risikofaktor bei der Entstehung der Koxarthrose [32, 34, 37]. Infolge der demographischen Entwicklung ist in den kommenden Jahrzehnten mit einem weiteren Anstieg der Prävalenz der Koxarthrose zu rechnen [157, 158]. Kommt es nach Ausschöpfung aller konservativen Therapieversuche zu keiner Besserung der Beschwerden, bleibt schließlich als letzte Option der primäre Hüftgelenkersatz. In der Bundesrepublik Deutschland wurden allein im Jahr 2008 über 155 000 Hüftprothesen implantiert [112]. Die Auswertung der Daten von Prothesenregistern mehrerer Ländern führen zu dem Schluss, dass ein weiterer Anstieg der Implantationsraten zu erwarten ist [110, 159, 160]. Die Mehrzahl der Operationen mit Ersatz des Hüftgelenks findet zwischen dem 70. und dem 79. Lebensjahr statt [110].

Auch im Alter sind Mobilität und das Gefühl einer zufriedenstellenden Lebensqualität eng miteinander verknüpft [162]. So ist es nicht verwunderlich, dass von Patientenseite ein erhebliches Interesse besteht, ab welchem Zeitpunkt nach dem Eingriff ein selbstständiges Führen eines PKWs wieder möglich ist.

Allerdings liegen deutliche Hinweise vor, die eine postoperative Einschränkung sowohl der Abduktoren, Hüftbeuger und Hüftstrecker nahelegen [137-143]. Fraglich bleibt, wie sich das Ausmaß der funktionellen Einschränkung der Hüftmuskulatur auf die Fahrtauglichkeit der Patienten auswirkt.

Die Fahrtauglichkeit stellt eine gedankliche Hilfskonstruktion dar, mit dem man zu erklären versucht, welche Fähigkeiten für das sichere Führen eines Kraftfahrzeugs unabdingbar sind. In dieser Arbeit wurde die Fahrtauglichkeit im Zusammenhang mit einer endgradigen Koxarthrose und dem endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenks beurteilt.

Hierzu wurde ein Fahrsimulator entwickelt, der die realen räumlichen Verhältnisse eines Automobils bestmöglich widerspiegelt. Der Versuchsaufbau ermöglichte die Erhebung der Zielgrößen Reaktionszeit, Transferzeit, Brake Response Time sowie der maximalen Bremskraft, die als Parameter zur Operationalisierung des Konstrukts Fahrtauglichkeit dienen. Aussagen über die Fahrtauglichkeit eines Patienten liefern der Vergleich der postoperativen Ergebnisse mit den eingangs erhobenen Werten und die Analyse der BRT in Bezug zu einer empirischen Obergrenze von 700 ms.

Insgesamt konnten 65 Teilnehmer für die Studie gewonnen werden, wovon jeweils 20 Patienten vor der Implantation einer Hüftprothese der linken beziehungsweise der rechten Seite standen, sowie 25 Probanden die als Kontrollgruppe dienten und keine klinischen Zeichen einer Arthrose der unteren Extremitäten aufwiesen. Die erste Testung der Patienten erfolgte am Tag vor dem Eingriff; die weiteren Messungen fanden 8 Tage, 6 Wochen, 3 Monate und 1 Jahr nach der Operation statt. Anlässlich jeder Testung konnten zehn Einzelmessungen erhoben werden, deren Mittelwerte der nachfolgenden statistischen Analyse zugeführt wurden.

Ziel war es mit dem beschriebenen Studiendesign die folgenden noch offenen Fragen zufriedenstellend zu klären:

- 1) Kann es durch wiederholte Messungen mit dem Fahrsimulator zu einem Lerneffekt kommen der die Ergebnisse beeinflusst?
- 2) Liegt ein Unterschied in der Fahrtauglichkeit von Patienten mit einer endgradigen Koxarthrose und einem Normkollektiv vor?
- 3) Ab welchem Zeitpunkt nach der Operation ist das sichere Führen eines Kraftfahrzeuges wieder möglich?
- 4) Bestehen Unterschiede bezüglich der Fahrtauglichkeit zwischen Patienten, die auf der linken oder rechten Seite operiert wurden?

Das nicht auszuschließende Eintreten von Lerneffekten stellt ein häufig vorgebrachtes Argument der Kritiker von Studien, die sich einem Fahrsimulator bedienen, dar. Bisher wurde dieser gerechtfertigte Einwand allerdings nicht hinreichend untersucht. Dementsprechend wurden die



einzelnen Zielparameter der Kontrollgruppe mit Hilfe zweier Methoden auf möglicherweise entstehende Lerneffekte analysiert. Zunächst wurden die Mittelwerte der zehn Einzelmessungen aller Teilnehmer in einem Diagramm graphisch dargestellt. Im Falle eines Lerneffektes müsste sich dies in einem systematischen Anstieg beziehungsweise Abfall der Zielgröße im Verlauf darstellen. Weder für die Reaktionszeit, Transferzeit, BRT und Bremskraft konnte eine systematische Veränderung der Werte im Verlauf der Messungen festgestellt werden. Im nächsten Schritt wurden jeweils die ersten beiden Messungen mit den letzten beiden Messungen eines Messdurchgangs auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht. Für keinen der genannten Zielparameter konnte ein statistisch signifikanter Unterschied aufgedeckt werden. Die Ergebnisse beider Herangehensweisen legen den Schluss nahe, dass mit keinem systematischen Lerneffekt zu rechnen und der Versuchsaufbau zur Klärung der Fragestellung geeignet ist. Für die Überprüfung der Fahrtauglichkeit bei endgradiger Koxarthrose wurden die präoperativen Ergebnisse der Patientengruppen mit denen einer gesunden Kontrollgruppe verglichen. Eine zuvor erfolgte Untersuchung auf Unterschiede zwischen den Kollektiven konnte keine signifikanten Unterschiede für das Alter, Geschlecht, Körpergröße, Gewicht, Schmerzmedikation, Fahrzeuggetriebe, der im Vorjahr gefahrenen Kilometer, sowie des verwendeten Prothesentyps aufzeigen. Die Ergebnisse konnten weder für die Reaktionszeit, Transferzeit, BRT noch für die Bremskraft einen signifikanten Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und links- bzw. rechtsseitiger Koxarthrose liefern. Allerdings zeigte sich in allen Zielparametern ein deutlich schlechteres Abschneiden der Patienten mit rechtsseitiger Koxarthrose. Untersucht man die Fahrtauglichkeit in Bezug zu einer Obergrenze der BRT von 700 ms, so fanden sich 20% der Patienten mit rechtsseitiger und 5% der Patienten mit linksseitiger Koxarthrose über diesem Wert wieder. Vergleichbare Ergebnisse lieferten Ganz et al. [151], die als Nebeneffekt ihrer Arbeit beobachteten, dass die BRT von Patienten die vor einer Implantation einer HTP standen, deutlich länger ausfiel als bei gesunden Probanden. Zusammenfassend konnte für Patienten mit

linksseitiger Koxarthrose keine Einschränkungen gezeigt werden. Trotz einer knapp verfehlten Signifikanz ist die BRT bei Patienten mit rechtsseitiger Koxarthrose nicht unerheblich eingeschränkt. Dementsprechend wäre eine individuelle Testung bei deutlichen funktionellen Einschränkungen oder Schmerzen zu erwägen. Die Überschreitung der 700 ms Grenze durch 20% der Probanden bestärkt diese Empfehlung. Eine Vergrößerung der Stichprobe könnte die Darstellung des tatsächlichen Effekts erlauben und möglicherweise statistisch signifikante Ergebnisse liefern.

Bei Patienten mit linksseitiger HTP kam es direkt nach dem Eingriff zu einer unwesentlichen Zunahme von Reaktionszeit, Transferzeit und BRT. Lediglich die Verschlechterung der Bremskraft erwies sich als statistisch signifikant. Da der erreichte Wert von 367,88 N für ein Bremsmanöver als ausreichend anzusehen ist, darf dieses Ergebnis jedoch nicht überschätzt werden. Im Laufe der Nachuntersuchung konnten Verbesserungen in allen Zielgrößen beobachtet werden, die zu einer Unterschreitung der präoperativen Werte führten. In Bezug zu der 700 ms Grenze zeigte sich 8 Tage nach der Operation eine Überschreitung bei 15% der Patienten. Bereits 6 Wochen nach erfolgtem Eingriff waren die Ausgangswerte erreicht. In Anbetracht der Ergebnisse ist von einer angemessenen Fahrtauglichkeit für Patienten mit linksseitiger HTP frühestens 8-10 Tagen nach dem Eingriff auszugehen. Allerdings sollte der noch ausstehenden Weichteilheilung wegen der Gefahr einer möglichen Hüftluxation und den teilweise unzureichenden Ergebnissen einzelner Patienten Rechnung getragen werden.

Patienten mit rechtsseitiger HTP verschlechterten sich infolge der Operation in allen Zielparametern deutlich und konnten frühestens nach 6 Wochen präoperative Werte erreichen. Erhebliche Einschränkungen offenbarten sich in dem Verlauf der Bremskraft, die sich erst 1 Jahr nach dem Eingriff normalisierte. Im Rahmen der Nachuntersuchungen konnten signifikante Verbesserungen in allen Zielgrößen verzeichnet werden. Die Bewertung der Ergebnisse der BRT in Bezug zu einem Grenzwert von 700 ms zeigte, dass 45% der Patienten diese 8 Tage nach der Operation überschritten. Selbst 6 Wochen postoperativ lagen noch 15% über der geforderten Schwelle. Die

Berücksichtigung aller Parameter führte zu der Schlussfolgerung, dass frühestens 6 Wochen nach der Operation eine angemessene Fahrtauglichkeit zu erwarten ist.

Eine genaue Objektivierung von Schmerzen mittels einer visuellen Analogskala oder die Durchführung eines bereits validierten klinischen Tests vor den Messungen wäre eine Möglichkeit, derer sich zukünftige Arbeiten bedienen könnten.

Eine allgemeingültige Empfehlung zu welchem Zeitpunkt die Fahrtauglichkeit der jeweiligen Patientengruppen erreicht wird, ist nicht ohne Vorbehalt zu treffen. Unter Berücksichtigung der teils sehr individuellen postoperativen Verläufe und der unter Umständen folgenschweren Konsequenzen, die eine zu frühe Wiederaufnahme der Fahrgewohnheiten mit sich bringen könnte, wäre eine Testung klinisch fraglicher Patienten im Rahmen von rehabilitativen Maßnahmen angezeigt. Der in dieser Arbeit verwendete Prototyp könnte hierbei als Vorlage dienen.

## 6 Abbildungen und Tabellen

### 6.1 Abbildungen

<i>Abbildung 1: Röntgenaufnahme des Hüftgelenks.</i>	11
<i>Abbildung 2: Der Excia® Hüftschaft.</i>	17
<i>Abbildung 3: Die Plasmacup® Hüftpfanne.</i>	18
<i>Abbildung 4a-d: Zugang zum Hüftgelenk.</i>	20
<i>Abbildung 5: Der Fahrsimulator.</i>	27
<i>Abbildung 6: Kupplungs-, Brems- und Gaspedal.</i>	28
<i>Abbildung 7: Die Signalleuchte.</i>	29
<i>Abbildung 8: Die Kraftverläufe eines Bremsmanövers.</i>	30
<i>Abbildung 9: Blockschaltbild des Versuchsaufbaus.</i>	31
<i>Abbildung 10: Die elektrischen Komponenten der Messkette.</i>	32
<i>Abbildung 11: Kraftaufnehmer der Firma Megatron®.</i>	32
<i>Abbildung 12: Das Kombiinstrument.</i>	34
<i>Abbildung 13: Anordnung der Pedale</i>	35
<i>Abbildung 14: Das Menü von FBRM.</i>	36
<i>Abbildung 15: Screenshot Systemkalibrierung</i>	37
<i>Abbildung 16: Anlegen eines Teilnehmers.</i>	37
<i>Abbildung 17: Screenshot eines Zeit/Kraft Diagramms.</i>	38
<i>Abbildung 18: Blockbild der mechanischen Messkette.</i>	40
<i>Abbildung 19: Charakteristik der Bremskraft-Messkette.</i>	41
<i>Abbildung 20: Mittelwerte der Reaktionszeit (Lernkurven).</i>	52
<i>Abbildung 21: Mittelwerte der Transferzeit (Lernkurven).</i>	54
<i>Abbildung 22: Mittelwerte der BRT (Lernkurven).</i>	55
<i>Abbildung 23: Mittelwerte der Bremskraft (Lernkurven).</i>	56
<i>Abbildung 24: Verteilung der Prothesentypen.</i>	59
<i>Abbildung 25: Verteilung der Schmerzmedikation.</i>	60
<i>Abbildung 26: Mittelwert-Diagramm der Reaktionszeit.</i>	61
<i>Abbildung 27: Boxplot Darstellung der Reaktionszeit.</i>	62
<i>Abbildung 28: Mittelwert-Diagramm der Transferzeit.</i>	63
<i>Abbildung 29: Boxplot Darstellung der Transferzeit.</i>	64
<i>Abbildung 30: Mittelwert-Diagramm der Brake Response Time.</i>	65
<i>Abbildung 31: Boxplot Darstellung der Brake Response Time.</i>	66
<i>Abbildung 32: Mittelwert-Diagramm der Bremskraft.</i>	67
<i>Abbildung 33: Boxplot Darstellung der Bremskraft.</i>	68
<i>Abbildung 34: Mittelwert-Diagramm der Reaktionszeit bei linksseitiger HTP.</i>	71
<i>Abbildung 35: Boxplot Darstellung der Reaktionszeit im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	72
<i>Abbildung 36: Mittelwert-Diagramm der Transferzeit bei linksseitiger HTP.</i>	73
<i>Abbildung 37: Boxplot Darstellung der Transferzeit im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	74
<i>Abbildung 38: Mittelwert-Diagramm der BRT bei linksseitiger HTP.</i>	75
<i>Abbildung 39: Boxplot Darstellung der BRT im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	76

---

<i>Abbildung 40: Mittelwert-Diagramm der Bremskraft bei linksseitiger HTP.</i>	77
<i>Abbildung 41: Boxplot Darstellung der Bremskraft im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	78
<i>Abbildung 42: Mittelwert-Diagramm der Reaktionszeit bei rechtsseitiger HTP.</i>	79
<i>Abbildung 43: Boxplot Darstellung der Reaktionszeit im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	81
<i>Abbildung 44: Mittelwert-Diagramm der Transferzeit bei rechtsseitiger HTP.</i>	82
<i>Abbildung 45: Boxplot Darstellung der Transferzeit im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	83
<i>Abbildung 46: Mittelwert-Diagramm der BRT bei rechtsseitiger HTP.</i>	84
<i>Abbildung 47: Boxplot Darstellung der BRT im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	85
<i>Abbildung 48: Mittelwert-Diagramm der Bremskraft bei rechtsseitiger HTP.</i>	86
<i>Abbildung 49: Boxplot Darstellung der Bremskraft im Nachuntersuchungszeitraum.</i>	87
<i>Abbildung 50: Prozentueller Anteil der Patienten mit einer BRT über 700 ms.</i>	88

## 6.2 Tabellen

<i>Tabelle 1: Kellgren &amp; Lawrence-Score</i>	5
<i>Tabelle 2: Termini der Zielparameter.</i>	22
<i>Tabelle 3: Minimalanforderungen an das Notebook</i>	34
<i>Tabelle 4: Probandendaten rechtsseitige Koxarthrose.</i>	44
<i>Tabelle 5: Probandendaten linksseitige Koxarthrose.</i>	45
<i>Tabelle 6: Kenndaten der Kontrollgruppe.</i>	46
<i>Tabelle 7: Reaktionszeiten bei wiederholten Messungen.</i>	53
<i>Tabelle 8: Transferzeiten bei wiederholten Messungen.</i>	55
<i>Tabelle 9: BRT bei wiederholten Messungen.</i>	56
<i>Tabelle 10: Bremskraft bei wiederholten Messungen.</i>	57
<i>Tabelle 11: Demographische Daten.</i>	58
<i>Tabelle 12: Mittelwerte der Reaktionszeit (Koxarthrose und Kontrolle).</i>	61
<i>Tabelle 13: Mittelwerte der Transferzeit (Koxarthrose und Kontrolle).</i>	63
<i>Tabelle 14: Mittelwerte der BRT (Koxarthrose und Kontrolle).</i>	65
<i>Tabelle 15: Mittelwerte der Bremskraft (Koxarthrose und Kontrolle).</i>	67
<i>Tabelle 16: Verlauf der Reaktionszeit bei linksseitiger HTP.</i>	71
<i>Tabelle 17: Verlauf der Transferzeit bei linksseitiger HTP.</i>	73
<i>Tabelle 18: Verlauf der Transferzeit bei linksseitiger HTP.</i>	75
<i>Tabelle 19: Verlauf der Bremskraft bei linksseitiger HTP.</i>	77
<i>Tabelle 20: Verlauf der Reaktionszeit bei rechtsseitiger HTP.</i>	79
<i>Tabelle 21: Verlauf der Transferzeit bei rechtsseitiger HTP.</i>	82
<i>Tabelle 22: Verlauf der BRT bei rechtsseitiger HTP.</i>	84
<i>Tabelle 23: Verlauf der Bremskraft bei rechtsseitiger HTP.</i>	86

## 7 Literaturverzeichnis

1. Bundesjustizministerium, *Straßenverkehrsgesetz (StVG)*, B.d. Justiz, Editor. 1954: Bonn.
2. Bundesjustizministerium, *Verordnung über die Zulassung von Personen zum Straßenverkehr (FeV)*, B.d. Justiz, Editor. 1999: Berlin.
3. Cox, D.J., et al., *Diabetes and driving mishaps: frequency and correlations from a multinational survey*. *Diabetes Care*, 2003. **26**(8): p. 2329-34.
4. Reger, M.A., et al., *The relationship between neuropsychological functioning and driving ability in dementia: a meta-analysis*. *Neuropsychology*, 2004. **18**(1): p. 85-93.
5. Weinger, K., et al., *The perception of safe driving ability during hypoglycemia in patients with type 1 diabetes mellitus*. *Am J Med*, 1999. **107**(3): p. 246-53.
6. Rafaelsen, O.J., et al., *Cannabis and alcohol: effects on stimulated car driving*. *Science*, 1973. **179**(4076): p. 920-3.
7. 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.
8. Hau, R., S. Csongvay, and J. Bartlett, *Driving reaction time after right knee arthroscopy*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2000. **8**(2): p. 89-92.
9. Holt, G., et al., *Emergency Brake Response Time After First Metatarsal Osteotomy*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2008. **90**(8): p. 1660-1664.
10. 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.
11. Rees, J.L. and R.J. Sharp, *Safety to drive after common limb fractures*. *Injury*, 2002. **33**(1): p. 51-4.
12. Green, M., *"How Long Does It Take to Stop?" Methodological Analysis of Driver Perception-Brake Times*. *Transportation human factors*, 2000. **2**(3): p. 195-216.
13. 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.
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. 1997, 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*. *The Journal of rheumatology*, 1997. **24**(2): p. 365-371.

17. Felson, D.T., *Epidemiology of hip and knee osteoarthritis*. Epidemiologic reviews, 1988. **10**: p. 1-28.
18. Lawrence, R.C., et al., *Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II*. Arthritis Rheum, 2008. **58**(1): p. 26-35.
19. Peyron, J.G., *Osteoarthritis. The epidemiologic viewpoint*. Clin Orthop Relat Res, 1986(213): p. 13-9.
20. Fautrel, B., et al., *Impact of osteoarthritis: results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA*. Joint Bone Spine, 2005. **72**(3): p. 235-40.
21. Badley, E.M., *The effect of osteoarthritis on disability and health care use in Canada*. The Journal of rheumatology. Supplement, 1995. **43**: p. 19-22.
22. 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.
23. Rabenda, V., et al., *Direct and indirect costs attributable to osteoarthritis in active subjects*. J Rheumatol, 2006. **33**(6): p. 1152-8.
24. March, L.M. and C.J. Bachmeier, *Economics of osteoarthritis: a global perspective*. Baillieres Clin Rheumatol, 1997. **11**(4): p. 817-34.
25. Reginster, J.Y., *The prevalence and burden of arthritis*. Rheumatology (Oxford), 2002. **41 Supp 1**: p. 3-6.
26. Wirth, C.J., L. Zichner, and C. Tschauner, *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie*. Becken, Hüfte. Vol. 1. 2004, Stuttgart: Georg Thieme. 558.
27. Sun, Y., et al., *Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung*. Vol. 135. 1997, Stuttgart, ALLEMAGNE: Thieme.
28. Kellgren, J.H. and J.S. Lawrence, *Radiological assessment of osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 1957. **16**(4): p. 494-502.
29. Kellgren, J. and J. Lawrence, *Atlas of standard radiographs: the Epidemiology of Chronic Rheumatism*. Vol. 2. 1963, Oxford: Blackwell Scientific.
30. Ahlback, S., *Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation*. Acta Radiol Diagn (Stockh), 1968: p. Suppl 277:7-72.
31. Lindberg, H. and F. Montgomery, *Heavy labor and the occurrence of gonarthrosis*. Clin Orthop Relat Res, 1987(214): p. 235-6.
32. 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.
33. Felson, D.T., et al., *The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study*. Arthritis Rheum, 1995. **38**(10): p. 1500-5.
34. Wilson, M.G., et al., *Idiopathic symptomatic osteoarthritis of the hip and knee: a population-based incidence study*. Mayo Clin Proc, 1990. **65**(9): p. 1214-21.

35. Altman, R., et al., *The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hip*. Arthritis Rheum, 1991. **34**(5): p. 505-14.
36. 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.
37. Danielsson, L.G., *Incidence and Prognosis of Coxarthrosis*. Acta Orthop Scand Suppl, 1964. **66**: p. SUPPL 66:1-114.
38. Vingard, E., et al., *Occupation and osteoarthritis of the hip and knee: a register-based cohort study*. Int J Epidemiol, 1991. **20**(4): p. 1025-31.
39. Lawrence, J. and M. Sebo, *The geography of osteoarthritis. The Aetiopathogenesis of Osteoarthritis*. 1980, Kent, UK.
40. Bergstrom, G., et al., *Prevalence of rheumatoid arthritis, osteoarthritis, chondrocalcinosis and gouty arthritis at age 79*. J Rheumatol, 1986. **13**(3): p. 527-34.
41. 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.
42. Makela, M., et al., *Musculoskeletal disorders as determinants of disability in Finns aged 30 years or more*. J Clin Epidemiol, 1993. **46**(6): p. 549-59.
43. Andrianakos, A.A., et al., *Prevalence of symptomatic knee, hand, and hip osteoarthritis in Greece. The ESORDIG study*. J Rheumatol, 2006. **33**(12): p. 2507-13.
44. Mannoni, A., et al., *Epidemiological profile of symptomatic osteoarthritis in older adults: a population based study in Dicomano, Italy*. Ann Rheum Dis, 2003. **62**(6): p. 576-8.
45. van Saase, J.L., et al., *Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations*. Ann Rheum Dis, 1989. **48**(4): p. 271-80.
46. Nevitt, M.C., et al., *Very low prevalence of hip osteoarthritis among Chinese elderly in Beijing, China, compared with whites in the United States: the Beijing osteoarthritis study*. Arthritis Rheum, 2002. **46**(7): p. 1773-9.
47. Hannan, M.T., D.T. Felson, and T. Pincus, *Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in osteoarthritis of the knee*. J Rheumatol, 2000. **27**(6): p. 1513-7.
48. Hackenbroch, M., *Die Arthrosis deformans der Hüfte: Grundlagen und Behandlung*. 1943: Georg Thieme.
49. Lievense, A.M., et al., *Influence of hip dysplasia on the development of osteoarthritis of the hip*. Ann Rheum Dis, 2004. **63**(6): p. 621-6.
50. Hackenbroch, M.H., Jr., H. Bruns, and W. Widenmayer, *[Contribution to the etiology of coxarthrosis. Radiographic and clinical evaluation of 976 arthrotic hip joints (author's transl)]*. Arch Orthop Trauma Surg, 1979. **95**(4): p. 275-83.



51. Leunig, M. and R. Ganz, [*Femoroacetabular impingement. A common cause of hip complaints leading to arthrosis*]. *Unfallchirurg*, 2005. **108**(1): p. 9-10, 12-7.
52. Murphy, S.B., et al., *Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult*. *Clin Orthop Relat Res*, 1990(261): p. 214-23.
53. Malkani, A.L., et al., *Increased peak contact stress after incongruent reduction of transverse acetabular fractures: a cadaveric model*. *J Trauma*, 2001. **51**(4): p. 704-9.
54. Ohsawa, S., et al., *A report of two cases treated with Pauwels' femoral osteotomy for advanced osteoarthritis resulting from a sequela of infectious coxitis in childhood*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2003. **123**(1): p. 39-41.
55. Felson, D.T., et al., *Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors*. *Ann Intern Med*, 2000. **133**(8): p. 635-46.
56. Gunther, K.P., et al., *Prevalence of generalised osteoarthritis in patients with advanced hip and knee osteoarthritis: the Ulm Osteoarthritis Study*. *Ann Rheum Dis*, 1998. **57**(12): p. 717-23.
57. Ganz, R., et al., *Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip*. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(417): p. 112-20.
58. Ipach, I., et al., *A new classification for "pistol grip deformity" - correlation between the severity of the deformity and the grade of osteoarthritis of the hip*. *Rofo*, 2011. **183**(4): p. 365-71.
59. Stulberg, S., et al. *Unrecognized childhood hip disease: a major cause of idiopathic osteoarthritis of the hip*. in *The Hip: Proceedings of the Third Open Scientific Meeting of the Hip Society. St Louis, MO: CV Mosby. 1975*.
60. Lievense, A., et al., *Influence of work on the development of osteoarthritis of the hip: a systematic review*. *J Rheumatol*, 2001. **28**(11): p. 2520-8.
61. Lievense, A.M., et al., *Influence of sporting activities on the development of osteoarthritis of the hip: a systematic review*. *Arthritis Rheum*, 2003. **49**(2): p. 228-36.
62. Kujala, U.M., J. Kaprio, and S. Sarna, *Osteoarthritis of weight bearing joints of lower limbs in former elite male athletes*. *BMJ*, 1994. **308**(6923): p. 231-4.
63. Lievense, A.M., et al., *Influence of obesity on the development of osteoarthritis of the hip: a systematic review*. *Rheumatology (Oxford)*, 2002. **41**(10): p. 1155-62.
64. Reijman, M., et al., *Body mass index associated with onset and progression of osteoarthritis of the knee but not of the hip: the Rotterdam Study*. *Ann Rheum Dis*, 2007. **66**(2): p. 158-62.
65. Juhakoski, R., et al., *Factors affecting self-reported pain and physical function in patients with hip osteoarthritis*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008. **89**(6): p. 1066-73.
66. Nevitt, M.C., et al., *Association of estrogen replacement therapy with the risk of osteoarthritis of the hip in elderly white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. *Arch Intern Med*, 1996. **156**(18): p. 2073-80.

67. Spector, T.D., et al., *Genetic influences on osteoarthritis in women: a twin study*. BMJ, 1996. **312**(7036): p. 940-3.
68. Valdes, A.M., et al., *Sex and ethnic differences in the association of ASPN, CALM1, COL2A1, COMP, and FRZB with genetic susceptibility to osteoarthritis of the knee*. Arthritis Rheum, 2007. **56**(1): p. 137-46.
69. Chapman, K., et al., *Osteoarthritis-susceptibility locus on chromosome 11q, detected by linkage*. Am J Hum Genet, 1999. **65**(1): p. 167-74.
70. Wright, G.D., et al., *Association of two loci on chromosome 2q with nodal osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 1996. **55**(5): p. 317-9.
71. Böcker, W., H. Denk, and U. Heitz, *Pathologie*. Vol. 3. 2004, München: Elsevier, Urban & Fischer.
72. Aigner, T., et al., *Osteoarthritis: aging of matrix and cells--going for a remedy*. Curr Drug Targets, 2007. **8**(2): p. 325-31.
73. Goldring, M.B. and S.R. Goldring, *Osteoarthritis*. J Cell Physiol, 2007. **213**(3): p. 626-34.
74. Burr, D.B. and M.B. Schaffler, *The involvement of subchondral mineralized tissues in osteoarthrosis: quantitative microscopic evidence*. Microsc Res Tech, 1997. **37**(4): p. 343-57.
75. Lane, L.B., A. Villacin, and P.G. Bullough, *The vascularity and remodelling of subchondrial bone and calcified cartilage in adult human femoral and humeral heads. An age- and stress-related phenomenon*. J Bone Joint Surg Br, 1977. **59**(3): p. 272-8.
76. Blanco, F.J., et al., *Osteoarthritis chondrocytes die by apoptosis. A possible pathway for osteoarthritis pathology*. Arthritis Rheum, 1998. **41**(2): p. 284-9.
77. Lane, N.E., et al., *Frizzled-related protein variants are risk factors for hip osteoarthritis*. Arthritis Rheum, 2006. **54**(4): p. 1246-54.
78. Loughlin, J., et al., *Functional variants within the secreted frizzled-related protein 3 gene are associated with hip osteoarthritis in females*. Proc Natl Acad Sci U S A, 2004. **101**(26): p. 9757-62.
79. Iannone, F. and G. Lapadula, *The pathophysiology of osteoarthritis*. Aging Clin Exp Res, 2003. **15**(5): p. 364-72.
80. van't Hof, R.J. and S.H. Ralston, *Nitric oxide and bone*. Immunology, 2001. **103**(3): p. 255-61.
81. Fernandes, J.C., J. Martel-Pelletier, and J.P. Pelletier, *The role of cytokines in osteoarthritis pathophysiology*. Biorheology, 2002. **39**(1-2): p. 237-46.
82. Gulotta, L.V., et al., *What's new in orthopaedic research*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(9): p. 2092-101.
83. Eyre, D.R., *Collagens and cartilage matrix homeostasis*. Clin Orthop Relat Res, 2004(427 Suppl): p. S118-22.
84. Cawston, T.E. and A.J. Wilson, *Understanding the role of tissue degrading enzymes and their inhibitors in development and disease*. Best Pract Res Clin Rheumatol, 2006. **20**(5): p. 983-1002.
85. Walsh, D.A., *Angiogenesis and arthritis*. Rheumatology (Oxford), 1999. **38**(2): p. 103-12.
86. Benito, M.J., et al., *Synovial tissue inflammation in early and late osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 2005. **64**(9): p. 1263-7.

87. Bonnet, C.S. and D.A. Walsh, *Osteoarthritis, angiogenesis and inflammation*. Rheumatology (Oxford), 2005. **44**(1): p. 7-16.
88. Pelletier, J.P., J. Martel-Pelletier, and S.B. Abramson, *Osteoarthritis, an inflammatory disease: potential implication for the selection of new therapeutic targets*. Arthritis Rheum, 2001. **44**(6): p. 1237-47.
89. Wülker, N., *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*. Vol. 2. 2010. 542.
90. Claes, L., et al., *AE-Manual der Endoprothetik- Hüfte und Hüftrevision*. 2012, Heidelberg: Springer. 599.
91. Kessler, S., K.P. Guenther, and W. Puhl, *Scoring prevalence and severity in gonarthrosis: the suitability of the Kellgren & Lawrence scale*. Clin Rheumatol, 1998. **17**(3): p. 205-9.
92. Hart, D.J. and T.D. Spector, *Radiographic criteria for epidemiologic studies of osteoarthritis*. J Rheumatol Suppl, 1995. **43**: p. 46-8.
93. Brandt, K.D., et al., *Radiographic grading of the severity of knee osteoarthritis: relation of the Kellgren and Lawrence grade to a grade based on joint space narrowing, and correlation with arthroscopic evidence of articular cartilage degeneration*. Arthritis Rheum, 1991. **34**(11): p. 1381-6.
94. Galli, M., V. De Santis, and L. Tafuro, *Reliability of the Ahlback classification of knee osteoarthritis*. Osteoarthritis Cartilage, 2003. **11**(8): p. 580-4.
95. Zhang, W., A. Jones, and M. Doherty, *Does paracetamol (acetaminophen) reduce the pain of osteoarthritis? A meta-analysis of randomised controlled trials*. Ann Rheum Dis, 2004. **63**(8): p. 901-7.
96. 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.
97. Deeks, J.J., L.A. Smith, and M.D. Bradley, *Efficacy, tolerability, and upper gastrointestinal safety of celecoxib for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis: systematic review of randomised controlled trials*. BMJ, 2002. **325**(7365): p. 619.
98. Rostom, A., et al., *The prevention of chronic NSAID induced upper gastrointestinal toxicity: a Cochrane collaboration metaanalysis of randomized controlled trials*. J Rheumatol, 2000. **27**(9): p. 2203-14.
99. Plant, M.J., et al., *Radiographic patterns and response to corticosteroid hip injection*. Ann Rheum Dis, 1997. **56**(8): p. 476-80.
100. AkdÄ, *Empfehlungen zur Therapie von degenerativen Gelenkerkrankungen*, in AVP-Sonderheft, A.d.d. Ärzteschaft, Editor. 2001.
101. 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.
102. Fransen, M. and S. McConnell, *Land-based exercise for osteoarthritis of the knee: a metaanalysis of randomized controlled trials*. J Rheumatol, 2009. **36**(6): p. 1109-17.

103. Maistrelli, G.L., et al., *Valgus-extension osteotomy for osteoarthritis of the hip. Indications and long-term results*. J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(4): p. 653-7.
104. Helenius, I., et al., *Hip arthroscopy in osteoarthritis. A review of 68 patients*. Ann Chir Gynaecol, 2001. **90**(1): p. 28-31.
105. 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.
106. 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.
107. Beck, M., et al., *Anterior femoroacetabular impingement: part II. Midterm results of surgical treatment*. Clin Orthop Relat Res, 2004(418): p. 67-73.
108. Ganz, R., et al., *Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis*. J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(8): p. 1119-24.
109. Wagner, M. and H. Wagner, *[Hip joint arthrodesis using the cobra plate. Indication, technique, outcome]*. Orthopade, 1996. **25**(2): p. 129-39.
110. Malchau, H., et al., *The Swedish Total Hip Replacement Register*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A Suppl 2**: p. 2-20.
111. Merx, H., et al., *International variation in hip replacement rates*. Ann Rheum Dis, 2003. **62**(3): p. 222-6.
112. Patientensicherheit, I.F.Q. *BQS Qualitätsreport. Hüft-Endoprothesen-Erstimplantation 2008*; Available from: [http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft\\_endo\\_erst/datengrundlage](http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft_endo_erst/datengrundlage).
113. 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.
114. 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.
115. Chang, R.W., J.M. Pellisier, and G.B. Hazen, *A cost-effectiveness analysis of total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip*. JAMA, 1996. **275**(11): p. 858-65.
116. 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.
117. Sendtner, E., D. Boluki, and J. Grifka, *[Current state of doing minimal invasive total hip replacement in Germany, the use of new implants and navigation--results of a nation-wide survey]*. Z Orthop Unfall, 2007. **145**(3): p. 297-302.
118. McLaughlin, J.R. and K.R. Lee, *Total hip arthroplasty in young patients. 8- to 13-year results using an uncemented stem*. Clin Orthop Relat Res, 2000(373): p. 153-63.

119. Wroblewski, B.M., P.D. Siney, and P.A. Fleming, *Charnley low-frictional torque arthroplasty in patients under the age of 51 years. Follow-up to 33 years.* J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(4): p. 540-3.
120. Schulte, K.R., et al., *The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon.* J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(7): p. 961-75.
121. Aesculap, *Aesculap Excia- Hüftprothesenschaft*, in *Orthopaedic catalogue*, A. AG, Editor. 2011: Tuttlingen.
122. Aesculap, *Aesculap Plasmacup- zementfreies Hüftpfannensystem*, in *Orthopaedic catalogue*, A. AG, Editor. 2011: Tuttlingen.
123. Bauer, R., et al., *The transgluteal approach to the hip joint.* Arch Orthop Trauma Surg, 1979. **95**(1-2): p. 47-9.
124. Hardinge, K., *The direct lateral approach to the hip.* J Bone Joint Surg Br, 1982. **64**(1): p. 17-9.
125. Ipach, I., *Die Einflüsse der Therapie von Arthrosen und ligamentären Verletzungen der unteren Extremitäten auf die Fahrtauglichkeit*, in *Orthopädie Tübingen*. 2013, Habilitationsschrift Universitätsklinikum Tübingen: Tübingen. p. 19-22.
126. Felson, D.T., et al., *Osteoarthritis: new insights. Part 2: treatment approaches.* Ann Intern Med, 2000. **133**(9): p. 726-37.
127. Rasanen, P., et al., *Effectiveness of hip or knee replacement surgery in terms of quality-adjusted life years and costs.* Acta Orthop, 2007. **78**(1): p. 108-15.
128. 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.
129. Shih, C.H., et al., *Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1994(302): p. 115-20.
130. Vaz, M.D., et al., *Isometric hip abductor strength following total hip replacement and its relationship to functional assessments.* J Orthop Sports Phys Ther, 1993. **18**(4): p. 526-31.
131. Wilcock, G.K., *Benefits of total hip replacement to older patients and the community.* Br Med J, 1978. **2**(6129): p. 37-9.
132. Johnsson, R. and K.G. Thorngren, *Function after total hip replacement for primary osteoarthritis.* Int Orthop, 1989. **13**(4): p. 221-5.
133. Visuri, T. and R. Honkanen, *The influence of total hip replacement on selected activities of daily living and on the use of domestic aid.* Scand J Rehabil Med, 1978. **10**(4): p. 221-5.
134. Nilsson, A.K. and F. Isaksson, *Patient relevant outcome 7 years after total hip replacement for OA - a prospective study.* BMC Musculoskelet Disord, 2010. **11**: p. 47.
135. Trudelle-Jackson, E., R. Emerson, and S. Smith, *Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients one year postsurgery.* J Orthop Sports Phys Ther, 2002. **32**(6): p. 260-7.
136. Long, W.T., et al., *Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1993(288): p. 73-7.

137. Borja, F., et al., *Abductor muscle performance in total hip arthroplasty with and without trochanteric osteotomy. Radiographic and mechanical analyses.* Clin Orthop Relat Res, 1985(197): p. 181-90.
138. Frost, K.L., et al., *Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation.* J Rehabil Res Dev, 2006. **43**(4): p. 435-44.
139. Trudelle-Jackson, E. and S.S. Smith, *Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial.* Arch Phys Med Rehabil, 2004. **85**(7): p. 1056-62.
140. Sicard-Rosenbaum, L., K.E. Light, and A.L. Behrman, *Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after hip arthroplasty.* J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2002. **57**(1): p. M47-51.
141. Baker, A.S. and V.C. Bitounis, *Abductor function after total hip replacement. An electromyographic and clinical review.* J Bone Joint Surg Br, 1989. **71**(1): p. 47-50.
142. Downing, N.D., et al., *Hip abductor strength following total hip arthroplasty: a prospective comparison of the posterior and lateral approach in 100 patients.* Acta Orthop Scand, 2001. **72**(3): p. 215-20.
143. Reardon, K., et al., *Quadriceps muscle wasting persists 5 months after total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip: a pilot study.* Intern Med J, 2001. **31**(1): p. 7-14.
144. Bertocci, G.E., et al., *Isokinetic performance after total hip replacement.* Am J Phys Med Rehabil, 2004. **83**(1): p. 1-9.
145. Holm, B., et al., *Thigh and knee circumference, knee-extension strength, and functional performance after fast-track total hip arthroplasty.* PM R, 2011. **3**(2): p. 117-24; quiz 124.
146. Spalding, T.J., et al., *Driver reaction times after total knee replacement.* J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(5): p. 754-6.
147. Consiglio, W., et al., *Effect of cellular telephone conversations and other potential interference on reaction time in a braking response.* Accid Anal Prev, 2003. **35**(4): p. 495-500.
148. Burckhardt, M., *Reaktionszeit bei Notbremsvorgängen*, T. Rheinland, Editor. 1985: Köln.
149. *The Highway Code*, D.o.T.a.C.O.o. Information, Editor. 1978, Her Majesties Stationary Office: London.
150. Mortimer, R.G., *Foot brake pedal force capability of drivers.* Ergonomics, 1974. **17**(4): p. 509-13.
151. Ganz, S.B., et al., *Improvement in driving reaction time after total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 2003(413): p. 192-200.
152. Sivak, M., et al., *Driver responses to high-mounted brake lights in actual traffic.* Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 1981. **23**(2): p. 231-235.
153. Sivak, M., et al., *Reaction times to neon, LED, and fast incandescent brake lamps.* Ergonomics, 1994. **37**(6): p. 989-94.
154. Mortimer, R.G., *AUTOMOTIVE REAR LIGHTING AND SIGNALING RESEARCH: FINAL REPORT.* 1970.

155. Davies, B.T. and J.M. Watts, Jr., *Preliminary investigation of movement time between brake and accelerator pedals in automobiles*. Hum Factors, 1969. **11**(4): p. 407-9.
156. Morrison, R.W., J.G. Swope, and C.G. Halcomb, *Movement time and brake pedal placement*. Hum Factors, 1986. **28**(2): p. 241-6.
157. Hootman, J.M. and C.G. Helmick, *Projections of US prevalence of arthritis and associated activity limitations*. Arthritis Rheum, 2006. **54**(1): p. 226-9.
158. *Bevölkerung Deutschlands bis 2016*, S.B. Wiesbaden, Editor. 2009, Statistische Bundesamt: Wiesbaden.
159. Puolakka, T.J., et al., *The Finnish Arthroplasty Register: report of the hip register*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(5): p. 433-41.
160. Bohm, E.R., M.J. Dunbar, and R. Bourne, *The Canadian Joint Replacement Registry-what have we learned?* Acta Orthop, 2010. **81**(1): p. 119-21.
161. 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.
162. Gabriel, Z. and A. Bowling, *Quality of life from the perspectives of older people*. Ageing and Society, 2004. **24**(5): p. 675-691.
163. 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.
164. Karl-Heinz Dietsche, T.J., Robert Bosch GmbH, *Kraftfahrtechnisches Taschenbuch*. Vol. 25. 2003, Wiesbaden: Friedrich Vieweg & Sohn Verlag.
165. Richard, C.M., J.L. Campbell, and J.L. Brown, *Task analysis of intersection driving scenarios: Information processing bottlenecks*. 2006.
166. Gotlin, R.S., et al., *Measurement of brake response time after right anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2000. **16**(2): p. 151-5.
167. 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.
168. Abbas, G. and A. Waheed, *Resumption of car driving after total hip replacement*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2011. **19**(1): p. 54-6.
169. Goodwin, D., et al., *Driving after orthopedic surgery*. Orthopedics, 2013. **36**(6): p. 469-74.
170. Verster, J.C., D.S. Veldhuijzen, and E.R. Volkerts, *Effects of an opioid (oxycodone/paracetamol) and an NSAID (bromfenac) on driving ability, memory functioning, psychomotor performance, pupil size, and mood*. Clin J Pain, 2006. **22**(5): p. 499-504.
171. Engeland, A., S. Skurtveit, and J. Morland, *Risk of road traffic accidents associated with the prescription of drugs: a registry-based cohort study*. Ann Epidemiol, 2007. **17**(8): p. 597-602.

172. Mailis-Gagnon, A., et al., *Systematic review of the quality and generalizability of studies on the effects of opioids on driving and cognitive/psychomotor performance*. Clin J Pain, 2012. **28**(6): p. 542-55.
173. Inc, H.I. *Bremskraftverstärker*. Honeywell Friction Materials 2013 [cited 2013 19.08.2013]; Available from: <http://www.jurid-bendix-bremse.de/produkte/produkte-fuer-pkw-und-transporter/hydraulikteile/bremskraftverstaerker/>.
174. Stokes, M. and A. Young, *The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness*. Clin Sci (Lond), 1984. **67**(1): p. 7-14.
175. Hart, J.M., et al., *Quadriceps activation following knee injuries: a systematic review*. J Athl Train, 2010. **45**(1): p. 87-97.
176. Hurley, M.V., et al., *Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 1997. **56**(11): p. 641-8.
177. 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.
178. Demos, H.A., et al., *Instability in primary total hip arthroplasty with the direct lateral approach*. Clin Orthop Relat Res, 2001(393): p. 168-80.



## 8 Anhang

### 8.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Folgende Einschlusskriterien wurden festgelegt:

- Klinisch und radiologisch gesicherte Koxarthrose mit Indikation einer unilateralen HTP
- Implantation einer vollzementierten, zementfreien oder einer Hybridendoprothese
- Der Besitz eines gültigen Führerscheins sowie das regelmäßige, selbständige Führen eines Kraftfahrzeugs (mindestens einmal pro Woche)
- Klinischer Untersuchungsbericht vorhanden

Zu den Ausschlusskriterien zählten:

- Erkrankungen, die die Fahrtüchtigkeit nachhaltig beeinträchtigen (nach Fahrerlaubnis-Verordnung §§ 11,13 und 14 FeV)
- Eine pathologische oder infektiöse Ätiologie
- Eingeschränkte Beweglichkeit des Knie- und Sprunggelenks (z.B. Arthrodesse des oberen Sprunggelenkes)
- Affektionen des Rückenmarks (Bandscheibenvorfall, Spinalkanalstenose)
- Kraftdefizit kleiner 4/5 nach der British Medical Research Council Skala
- Neurologische Grunderkrankungen
- Medikamenteneinnahme die nachweislich die Fahrtauglichkeit beeinträchtigt

## **9 Erklärung zum Eigenanteil**

Die Akquirierung, Aufklärung, Betreuung und Messung der Patienten erfolgte durch Herrn Jordan. Herr Jordan hat die Ergebnisse ausgewertet, war an der Konzeption der Studie beteiligt und hat das Manuskript selbstständig verfasst.

Herr PD Dr. Ipach war an der Konzeption der Studie beteiligt, er hat die Arbeit betreut und das Manuskript korrigiert.

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich direkt oder indirekt bei der Fertigstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn PD. Dr. Ingmar Ipach für die Bereitstellung dieses interessanten Themas und für die gute Betreuung.

Für die methodische Beratung bin ich Herrn Prof. Dr. Gunar Blumenstock zu Dank verpflichtet.

Ganz herzlich möchte ich mich in diesem Zusammenhang bei Frau Dr. Julia Grünwald für die unermüdliche und geduldige Zusammenarbeit bedanken. Ihre Anregungen und objektive Kritik waren nicht nur hilfreich, sondern sorgten auch für die manchmal nötige Ablenkung.

Insbesondere danke ich Herrn Dr. Helmut Walz, auf dessen Anstoß ich mich für dieses Studium entschieden habe. Herr Prof. Dr. Stefan Kessler hatte stets ein offenes Ohr für meine Fragen und stand mir mit wertvollen Ratschlägen für die Zeit nach dem Studium hilfreich zur Seite.

Herzlich möchte ich meinen Freunden und Wegbestreitern Dr. Benedikt Battke, Dr. Tobias Marx, Dr. Leonard Grünwald, Dr. Florian Schimmele und Dr. Marcel Kopp danken. Zusammen fanden wir die nötige Abwechslung zum Studium und der Dissertation. Die gemeinsamen Gespräche, Diskussionen und Unternehmungen waren ein wertvoller Ausgleich.

Zu tiefstem Dank bin ich meinen Eltern verpflichtet, die mich stets auf meinem Weg bestärkt haben. Ihrer Unterstützung konnte ich immer sicher sein.

## Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Name: Maurice Jordan  
Geburtsdatum: 11. März 1985  
Geburtsort: Herrenberg  
Familienstand: ledig  
Nationalität: deutsch

### Ausbildung:

1995 – 2004 Schönbuch Gymnasium Holzgerlingen  
2004 – 2005 Zivildienst Universitätsklinikum Tübingen

### Studium:

2006 – 2008 Georgia State University, Atlanta, USA  
Seit 2009 Humanmedizin Universität Tübingen