

„Fahrtauglichkeit nach Implantation einer
Kniegelenktotalendoprothese –
Testung von Kraft und Brake Response Time“

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Glatzel, Christopher Alexander Ulrich

2016

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1.Berichterstatter: Privatdozent Dr. I. Ipach

2.Berichterstatter: Professor Dr. S. Joos

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
1.1 Einführung	1
1.2 Arthrose	2
1.2.1 Definition der Erkrankung Arthrose	2
1.2.2 Epidemiologie der Arthrose	3
1.2.3 Risikofaktoren	5
1.2.4 Pathophysiologie	8
1.3 Diagnostik	9
1.4 Therapie	11
1.4.1 Konservative Therapie	11
1.4.2 Operative Therapie bei Gonarthrose	13
1.5 Kniegelenkendoprothesen	14
1.5.1 Grundlagen der Kniegelenkendoprothetik	14
1.5.2 Prothesensysteme des Kniegelenks	14
1.5.3 Operationstechniken	16
1.5.4 Nachbehandlung einer Kniegelenktotalendoprothese	18
1.5.4.1 Rehabilitation im Allgemeinen	18
1.5.4.2 Kraft und Funktion nach Kniegelenktotalendoprothesenersatz	20
1.6 Fragestellung	21
2 Material und Methoden	22
2.1 Material	22
2.1.1 Technische Ausstattung	22
2.1.2 Software	22
2.2 Methoden	24
2.2.1 Versuchsaufbau	24
2.2.2 Messtechnik	26
2.2.3 Grundkalibrierung der Kraftmessdosen	30
2.2.4 Messsoftware	34
2.2.5 Visualisierung der Kraftwerte	34
2.2.6 Versuchsablauf	35
2.2.7 Population und Datenerhebung	36
2.2.8 Statistische Auswertung	38
3 Ergebnisse	39
3.1 Demographische Daten der Probanden	39
3.2 Auswirkung einer endgradigen Gonarthrose auf die Fahrtauglichkeit	41
3.2.1 Faktor Reaktionszeit	41
3.2.2 Faktor Transferzeit	42
3.2.3 Faktor Gesamtzeit	43
3.2.4 Faktor Bremskraft	44
3.3 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese	45
3.3.1 Kniegelenktotalendoprothese rechts (Gruppe 1)	45
3.3.1.1 Einfluss auf die Reaktionszeiten der Patienten	45
3.3.1.2 Einfluss auf die Transferzeiten der Patienten	47
3.3.1.3 Einfluss auf die Gesamtzeiten der Patienten	50
3.3.1.4 Einfluss auf die Bremskraft der Patienten	52
3.3.2 Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese links (Gruppe 2)	55

3.3.2.1	Einfluss auf die Reaktionszeiten der Patienten	55
3.3.2.2	Einfluss auf die Transferzeiten der Patienten.....	58
3.3.2.3	Einfluss auf die Gesamtzeiten der Patienten	60
3.3.2.4	Einfluss auf die Bremskraft der Patienten	62
3.4	Messwerte im Studienverlauf (Gruppenvergleich).....	65
3.4.1	Reaktionszeiten im Studienverlauf (Gruppenvergleich)	66
3.4.2	Transferzeiten im Studienverlauf (Gruppenvergleich)	67
3.4.3	Gesamtzeiten im Studienverlauf (Gruppenvergleich).....	69
3.4.4	Bremskraftwerte im Studienverlauf (Gruppenvergleich).....	70
4	Diskussion	72
5	Zusammenfassung	84
6	Quellen	86
7	Anhang	93
7.1	Abbildungsverzeichnis	93
7.2	Tabellenverzeichnis	94
7.3	Sonstiges	94
7.3.1	Technische Daten zu den Materialien	94
7.3.2	Zertifizierung der Kraftmessdosen.....	101
7.3.3	Auszug Benutzerhandbuch der FBRM Software (Ing. Büro Sawatzki) .	103
7.3.4	Zusatzbericht zur Grundkalibrierung	105
7.3.5	Ein- und Ausschlusskriterien	106
7.3.6	Aufklärungsbogen	107
7.3.7	Datenschutzbestimmung	110
7.3.8	Weitere Informationen	111

Abkürzungsverzeichnis

& – und

[m²] – Meter im Quadrat

[mm] – Millimeter

[ms] – Millisekunde

[N] – Newton

Abb. – Abbildung

ACT – Autologe Chondrozyten Transplantation

AG – Aktiengesellschaft

BAR - Bundesarbeitsgemeinschaft für Rehabilitation

BMI – Body Mass Index (Körpermaß Index)

BNC – Bayonet Neill Concelman

BRK – Bremskraft

BRT – Brake Response Time (Gesamtzeit für die Vollbremsung)

bzw. – beziehungsweise

Co. Kg – Kommanditgesellschaft

d.h. – das heißt

DALYs – Disability adjusted life years (Beeinträchtigte Lebensjahre)

DIN – Deutsches Institut für Normung

E1 – Eingang 1

EMG – Elektromyographie

et al. – und andere

FBRM – Force and Brake Resonse Time Measurement

GmbH – Gesellschaft mit beschränkter Haftung

GZT – Gesamtzeit

HIV – Humanes Immundefizienz Virus

HTO – high tibia osteotomy (Hohe Schienbein Osteotomie)

Il-1 – Interleukin 1

Kg – Kilogramm

KTP – Knie totalendoprothese

LED – light emitting diode

MMPs – Matrix- Metalloproteasen

MRT – Magnetresonanztomograph

NSAR – Nicht steroidales Antirheumatikum

OECD – Organisation for Economic Cooperation and Development (Organisation für Fortschritt und wirtschaftliche Zusammenarbeit)

PKW – Personenkraftwagen

PU – Polyurethane

RKT – Reaktionszeit

S 1 – Sensor 1

Tab. – Tabelle

TFZ – Transferzeit

TNF – α – Tumornekrosefaktor α

UHMWP – Ultra-high-molecular-weight-polyethylen

USB – Universal serial bus

VW – Volkswagen

WHO – World Health Organization (Weltgesundheits Organisation)

1 Einleitung

1.1 Einführung

Die folgende Dissertation befasst sich mit dem Thema der Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese. Mit Hilfe einer Bremssimulation wird untersucht, inwiefern eine Kniegelenktotalendoprothese die Fahrtauglichkeit beeinflusst. Laut Schätzungen der Bundesanstalt für Straßenwesen haben derzeit in Deutschland ungefähr 54 Millionen Bürger einen zugelassenen Führerschein. Eine genaue Hochrechnung wird seit 1999 im Zentralen Fahrerlaubnisregister des Kraftfahrt Bundesamts ermittelt. Hier sind nur Führerscheine, die nach 1999 abgelegt wurden, aufgenommen. Zurzeit sind dort mehr als 32 Millionen Bürger mit einem Führerschein registriert. [1]. Durch den rasanten Anstieg des Verkehrsaufkommens auf den Straßen wird es immer wichtiger reaktionsschnell auf Gefahrensituationen adäquat zu reagieren. Um diese Thematik objektiv zu beurteilen, wird eine Vollbremsung als geeignete Untersuchungsmethode verwendet. Neben den technischen Voraussetzungen eines Kraftfahrzeuges sind auch die individuellen Fähigkeiten des Fahrzeugführers für eine adäquate Vollbremsung entscheidend.

In dieser Studie werden zwei Hauptkomponenten gemessen, die aus unserer Sicht für eine Vollbremsung ausschlaggebend sind.

Diese Komponenten bestehen aus folgenden Parametern:

BRK (Bremskraft) – Die maximale Bremskraft wird als maximale Krafteinwirkung auf das Bremspedal während eines Bremsvorgangs gemessen.

BRT (Brake Response Time) – Man spricht bei der Brake Response Time von der Gesamtzeit eines Bremsvorgangs. Die Gesamtzeit besteht aus zwei Zeitintervallen der Reaktionszeit und der Transferzeit [2]

- **RKT (Reaktionszeit)** – Die Aufnahme akustischer bzw. visueller Signale mit anschließender Verarbeitung im zentralen Nervensystem, das eine motorische Aktion auslöst [3].

- **TFZ (Transferzeit)** – Die Zeitmessung zwischen dem Abheben des rechten Fußes vom Gaspedal bis zum Auftreffen des rechten Fußes auf dem Bremspedal. Durch die verschiedenen technischen Innovationen im Maschinenbaubereich konnte man die Krafteinwirkung auf das Pedal durch verschiedene technische Hilfsmittel verbessern, unter anderem den Bremskraftverstärker. Die BRT konnte trotz rascher Entwicklung, zum Beispiel im Bereich der Biomechanik, noch nicht grundlegend durch technische Innovationen verbessert werden. Ein Grund hierfür ist möglicherweise die komplexe Verschaltung und Bewegung, welche bei einem Bremsmanöver durchgeführt werden muss. Die Komplexität des Bewegungsablaufs lässt sich anhand der unteren Extremität aufzeigen. Für das Abheben des Fußes vom Gaspedal werden im Sprunggelenk eine Dorsalextension, sowie eine Flexion im Knie- und Hüftgelenk durchgeführt. Daraufhin kommt es zu einer Rotationsbewegung im Hüftgelenk mit anschließender Extension im Hüft- und Kniegelenk. Das Bremspedal wird dann durch die Plantarflexion im Sprunggelenk durchgedrückt. Alle Bewegungsabläufe erfolgen durch ein Zusammenspiel verschiedenster Muskelgruppen, die über das zentrale Nervensystem funktionell gesteuert werden [4]

Aufgrund des stetigen Anstiegs des Lebensalters mit hierbei vermehrtem Auftreten von Erkrankungen wie z.B. der Arthrose, ist mit einer Beeinträchtigung dieses Zusammenspiels zu rechnen.

1.2 Arthrose

1.2.1 Definition der Erkrankung Arthrose

Der Begriff Arthrose (Arthrosis deformans) stammt aus dem Altgriechischen. Die Arthrose bezeichnet einen Verschleiß des Gelenkknorpels über den physiologischen Bereich hinaus. Sie ist weltweit die häufigste Gelenkerkrankung [5, 6]. Die kontinuierliche Abnutzung des Knorpels führt anschließend zu sekundären Veränderungen des Gelenks [7]. Dabei sind Veränderungen an den Bändern, dem Knochen und der Kapsel vorzufinden [8].

Der Begriff Arthrose beschreibt hierbei die morphologischen Veränderungen eines Gelenkes und nicht primär die Beschwerden eines Patienten.

1.2.2 Epidemiologie der Arthrose

Laut WHO (2000) wird die Arthrose an der vierten Stelle der DALYS (disability adjusted life years) Liste aufgeführt, davor rangierten noch die koronaren Herzerkrankungen, die zerebralen vaskulären Erkrankungen, sowie die allgemeinen Erkrankungen des Bewegungsapparats [9].

Tab. 1: Liste der Erkrankungen nach DALYs

Diese Tabelle zeigt die verschiedenen Erkrankungen, welche nach den sogenannten „disability adjusted life years“, kurz DALYs aufgelistet wurden. Diese „Erkrankungsjahre“ werden in dieser Abbildung in absoluten Zahlen ausgedrückt. Es wurden lediglich die Industrienationen untersucht, wie beispielsweise Nordamerika, Japan, West Europa, Australien und Neuseeland [9].

Erkrankungen sortiert nach den DALYs (WHO 2000)	
Koronare Gefäßerkrankungen	9401000
Zerebrale Gefäßerkrankungen	5166000
Erkrankungen des Bewegungsapparats	4484000
Gelenkarthrose	3043000
Infektionserkrankungen (HIV)	2690000
Chronisch Obstruktive Lungenerkrankungen	2564000
Leberzirrhose	1746000
Asthma	1201000
Rheumatoide Arthritis	1005000

Aus wirtschaftlicher Sicht besteht durch die Arthrose eine erhebliche finanzielle Belastung. Nach verschiedenen Untersuchungen in einigen Industrieländern wurde eine wirtschaftliche Belastung von 1% - 2,5% des Bruttoinlandsprodukts festgestellt [10].

Der Verlust an Lebensqualität spielt bei der Arthrose eine entscheidende Rolle, weil die Schmerzen sowie die Beeinträchtigung der Leistungsfähigkeit den täglichen Alltag erschweren [11, 12].

Es gibt viele Kriterien, die eine Arthrose definieren können. Hierzu zählen nicht nur radiologische Kriterien, sondern auch klinische Methoden. Dennoch werden in den meisten epidemiologischen Untersuchungen über die Arthrose die radiologischen

Kriterien nach Kellgren und Lawrence verwendet, um den Schweregrad einer Arthrose zu definieren [13-16].

Nach einer Studie aus dem Jahre 1995 betragen die Inzidenzraten für verschiedene Lokalisationen der Arthrose, beispielsweise der Gelenke an der Hand 100/100.000 Personen pro Jahr. Die Inzidenzrate bei den Hüftgelenken betrug 88/100.000 Personen pro Jahr, sowie bei den Kniegelenken 240/100.000 Personen pro Jahr [17].

Der Prävalenzanstieg der Arthrose ist auf das prozentuale Anwachsen der älteren Menschen in der Bevölkerung Westeuropas zurückzuführen, da die Prävalenz der Arthrose mit dem Alter ansteigt [18, 19]. Wie in Abb. 1 zu erkennen, steigt nicht nur mit dem Alter die Prävalenz der Arthrose, auch Frauen sind häufiger davon betroffen als Männer [20, 21].

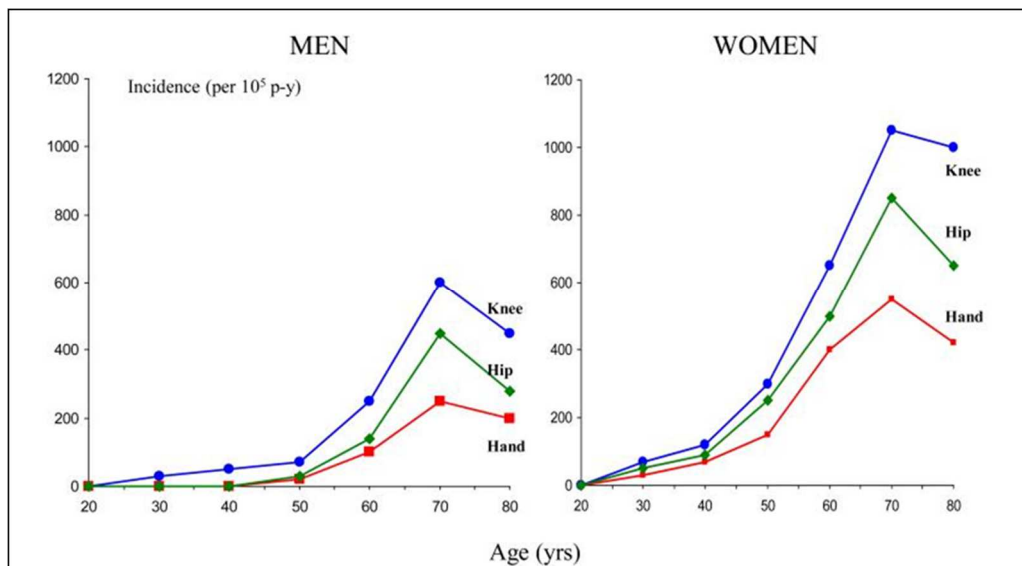


Abb. 1: Vergleich der Inzidenzraten einer Gelenksarthrose

Die Abbildung zeigt die unterschiedlichen Inzidenzen für eine Arthrose eines bestimmten Gelenkes. Dabei zeigt sich deutlich, dass die Inzidenzen mit dem Alter der Patienten ansteigen. Des Weiteren wurde die Abbildung aufgeteilt in eine ausschließlich männliche, sowie weibliche Gruppe. Dabei zeigt sich, dass die weiblichen Probanden eine deutlich höhere Inzidenz an Arthrose Erkrankungen haben als die Männer. [7].

Hieraus lässt sich auch in Zukunft eine weitere Belastung des Gesundheitssystems durch die Arthrose erwarten.

Grundsätzlich ist es relativ schwierig eine allgemeine Prävalenz in der Gesamtbevölkerung zu bestimmen, da es keine genauen Kriterien für die Arthrose gibt. Deshalb werden nur einzelne Studien über regionale Untersuchungen für die allgemeine Prävalenz der Arthrose herangezogen. Nach einer schwedischen Studie aus dem Jahr

1989 waren 8,5 % der Personen im Alter von 50-75 Jahren von einer klinisch manifesten Arthrose betroffen [22]. In anderen Studien werden sehr viel höhere Werte für die Prävalenz dieser Erkrankung angegeben. Dies liegt mit großer Sicherheit an den Definitionskriterien, an den unterschiedlich betroffenen Gelenken, sowie am Studiendesign. Für die Prävalenz der Cox- und Gonarthrose werden Werte von 0,5%-36% der Allgemeinbevölkerung angegeben [23]

Da das Kniegelenk im Zentrum dieser Dissertation steht und eine der Hauptlokalisationen der Arthrose ist, wird hier nochmals kurz explizit darauf eingegangen. Das Kniegelenk hat zwar weniger Freiheitsgrade als das Hüftgelenk, jedoch ist die knöcherne Führung des Kniegelenks deutlich limitiert im Gegensatz zum Kugelgelenk der Hüfte. So ist das Kniegelenk schon häufig im jungen Alter von Sportverletzungen geplagt. Hauptsächlich bei sogenannten Verdrehtraumata werden sowohl Bänder, als auch Menisken, oder knöcherne Bestandteile des Kniegelenks in Mitleidenschaft gezogen. Dies führt häufig zu einer vorzeitigen sekundären Kniegelenkarthrose. In epidemiologischen Studien zeigte sich, dass 13 % der Frauen und 10 % der Männer über 60 Jahren an einer symptomatischen Kniegelenksarthrose leiden [24, 25]. Die Prävalenzwerte der Gonarthrose liegt ab einem Alter von 60 Jahren bei 50 % für Männer und 75 % für Frauen [26]. Insgesamt lässt sich sagen, dass es vor allem in den Industrienationen zu einem stetigen Anstieg der Patienten mit einer Kniegelenkarthrose kommt, da mit einem weiteren Anstieg der älteren Bevölkerung zu rechnen ist.

1.2.3 Risikofaktoren

Der Erkrankung Arthrose liegt eine multifaktorielle Genese zu Grunde. Es spielen viele verschiedene Risikofaktoren eine Rolle. Im Allgemeinen wird aber immer wieder auf die gleichen Risikofaktoren hingewiesen:

- Alter
- Geschlecht
- Genetik (familiäre Disposition)
- Ethnische Herkunft
- Übergewicht (Adipositas)
- Ernährung, Genussmittel

- Verletzungen an Gelenken
- Fehlstellungen der Achsen des Bewegungsapparates
- Instabilitäten
- Extreme hohe Belastungen der Gelenke (Leistungssport bzw. Beruf)

Alle diese Faktoren erhöhen das Risiko für die Entstehung einer Arthrose. Aufgrund dessen wird in der Literatur die Entstehung der Arthrose als multifaktorielle Genese angesehen.

Als Hauptkriterium der Arthrose Entstehung wird der physiologische Alterungsprozess angesehen. Dieser ist nach heutigem medizinischem Kenntnisstand nur bedingt manipulierbar. Zusätzlich steigt die Lebenserwartung aufgrund verschiedener Faktoren weiter stetig an, was somit auch zu einem gleichzeitigen Anstieg der Arthrose in der Population führt [27-29].

In den meisten Fällen erkranken mehr Frauen an einer Arthrose. Zusätzlich verläuft die Erkrankung bei den Frauen zumeist schwerer [30]. Der eigentliche Anstieg der Arthrose bei der Frau beginnt mit der Menopause, die bei den meisten Frauen um das 50. Lebensjahr eintritt. Aus diesem Grund wurden Hypothesen aufgestellt, dass unterschiedliche Hormone die Entstehung der Arthrose mit beeinflussen können. So konnte gezeigt werden, dass die Einnahme von Östrogenpräparaten vor allem das Hüftarthrosrisiko senken [31-35].

Auch die ethnische Herkunft der betroffenen Person hat einen Einfluss auf die Entstehung der Arthrose. Bei der Framingham Studie konnte beispielsweise gezeigt werden, dass Hand- und Hüftarthrosen bei der asiatischen Bevölkerung seltener auftritt, als in der kaukasischen Bevölkerungsgruppe [36, 37]. Im Gegensatz hierzu konnte aber festgestellt werden, dass asiatische Frauen ein häufigeres Risiko haben an einer Kniearthrose zu erkranken als die zu vergleichenden weißen Amerikanerinnen [38].

Der wichtigste Risikofaktor bei der Entstehung einer Arthrose ist jedoch das Übergewicht. Hauptsächlich ist von diesem Risikofaktor das Kniegelenk betroffen [39, 40]. Dennoch konnten auch andere Studien belegen, dass alle Gelenke des Körpers mit der Entstehung der Arthrose bei Übergewicht bzw. Adipositas assoziiert sind [41]. Allgemein kann man davon ausgehen, dass durch den Faktor Übergewicht die Erkrankungshäufigkeit der Arthrose zunimmt, speziell ab einem BMI von 30 kg/m² [42].

Der Anstieg der Anzahl an übergewichtigen Personen in der Bevölkerung ist wie in Abb. 2 dargestellt länderspezifisch.

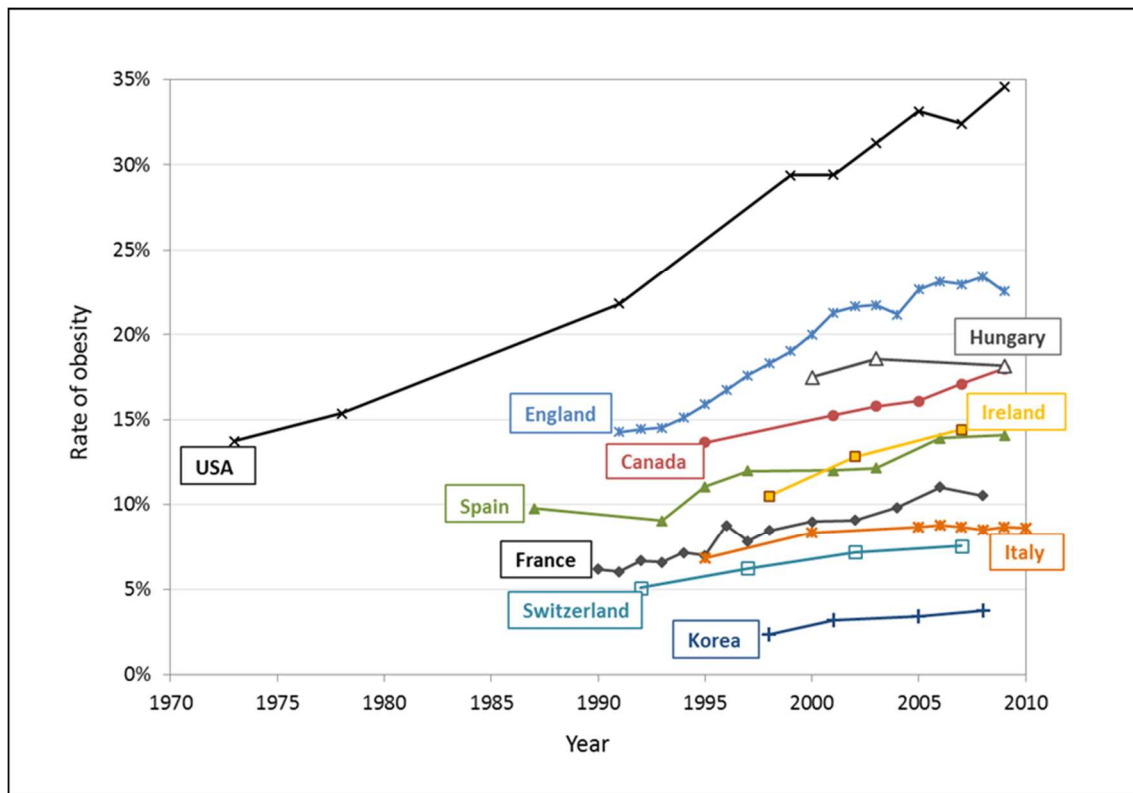


Abb. 2: Verlaufsdiagramm der schwer Übergewichtigen im Ländervergleich

In dieser Abbildung wird die Rate an Personen mit Adipositas gemessen verglichen mit der Gesamtbevölkerung. Dabei erkennt man deutlich den Anstieg der prozentualen Rate von schwer übergewichtigen Personen seit den letzten 40 Jahren. Gleichzeitig wurde in dieser Abbildung ein Ländervergleich durchgeführt, wobei die USA mit deutlichem Abstand die Spitze belegt, d.h. hier leben % die meisten schwer übergewichtigen Personen. Insgesamt lässt sich aber ein deutlicher Trend erkennen, da fast alle Länder einen Anstieg in den letzten Jahren aufweisen [43].

Des Weiteren wird debattiert, ob die Verwendung von Genussmitteln mit einem erhöhten Risiko für Arthrose korreliert. Den meisten Studien nach konnte man keine Erhöhung des Risikos von Arthrose durch Alkohol oder Zigaretten Konsum nachweisen [44]. Bei den meisten dieser Studien konnten sogar gegensätzliche Aussagen getroffen werden, bei denen Rauchen und Alkohol nämlich präventive Faktoren gegen die Arthrose besitzen sollen. [45].

Neben den Verletzungen im Bereich der Gelenke sind auch Fehlstellungen der Gelenke, Muskelschwäche oder ein instabiler Bandapparat als typischer Risikofaktor der Arthrose zu nennen [46-48]. Durch die Fehlstellungen und das dadurch resultierende

pathologische Kommunizieren der Gelenkflächen werden die Gelenke vermehrt belastet und es kommt zu einer erhöhten Abnutzung bestimmter Gelenkbereiche [49].

Zuletzt ist noch der Risikofaktor Belastung beziehungsweise Beanspruchung der Gelenke zu nennen. Es wurde eine Korrelation zwischen einer übermäßigen Beanspruchung der Gelenke wie zum Beispiel beim Leistungssport mit hohen Impulsbelastungen oder bei speziellen beruflichen Tätigkeiten und dem Risiko für eine Arthroseerkrankung untersucht [50]. Die Studien zeigten nahezu ohne Ausnahmen eine signifikante Risikoerhöhung für die Ausbildung einer Arthrose.

Bei expliziter Betrachtung des Kniegelenks zeigte sich, dass Übergewicht für die Entstehung einer Gonarthrose als einer der ausschlaggebenden Risikofaktoren anzusehen ist. Dementsprechend kann eine Reduzierung des Körpergewichts das Risiko für Kniegelenkarthrose signifikant verringern. In manchen Studien wurden Risikoreduktionen von bis zu 50 % aufgezeigt. Bei denen die Betroffenen im Durchschnitt mehr als 5 Kg des Körpergewichts abnahmen [51].

Verletzungen im Bereich des Kniegelenks haben einen großen Einfluss auf die Entstehung der Gonarthrose. Nach Kellgreen et al. und Davis et al. gehen hauptsächlich Verletzungen, die direkt das Kniegelenk betreffen mit einem erhöhten Risiko für Arthrose einher [52, 53].

Achsenfehlstellungen der Beine werden häufig als Risikofaktor der Gonarthrose benannt. In einigen Studien konnte dies belegt werden, andere Studien jedoch konnten keine signifikante Korrelation zwischen einer Achsenfehlstellung der Beine und einem erhöhten Risiko für Gonarthrose feststellen [54].

1.2.4 Pathophysiologie

Der hyaline Gelenkknorpel besteht aus mehreren Bestandteilen. Man unterscheidet zwischen den Knorpelzellen (Chondrozyten), sowie der Interzellulärsubstanz (Matrix). Diese Matrix wird unterteilt in geformte Komponenten, welche aus kollagenen beziehungsweise elastischen Fasern bestehen, sowie einer ungeformten Komponente deren Hauptbestandteil Wasser ist. [55, 56]. Nach Aigner et al. sieht die molekulare Zusammensetzung des Gelenkknorpels wie folgt aus:

- 3% Knorpelzellen
- 70-80% Wasser
- 15% Kollagene (verschiedene Typen)
- 9% Proteoglycans
- 3% Andere

Bei der Entstehung der Arthrose kommt es zu einer Synthesestörung der organischen Matrix des Gelenkknorpels. Dies führt zu einer Überexprimierung der katabolischen Enzyme und es bildet sich ein Ungleichgewicht zwischen dem Matrixanabolismus und – Katabolismus aus [56]. Einige Studien konnten zeigen, dass die ausschlaggebenden Enzyme für den Abbau von Knorpelgewebe die so genannten Metalloproteinasen (MMPs- wie Kollagenasen, Gelatinasen, Stromelysin) sind, welche unter physiologischen Bedingungen durch ihre Inhibitoren (wie beispielsweise α -2-Makroglobulin) in einem „Steady-State“ Gleichgewicht gehalten werden [57]. Durch die Synthesestörung wird die Permeabilität des Gewebes verringert, was eine Verschlechterung der nutritiven Situation herbeiführt und es kommt zum Absterben von Knorpelzellen. Durch den hinzukommenden initialen Verlust an Proteoglycanen in der Matrix, was eine Demaskierung der Kollagenfibrillen zufolge hat, verliert der Gelenkknorpel im Verlauf immer mehr an Stabilität und Elastizität.

Im späteren Verlauf können sich sekundäre Veränderungen am Knochen zeigen, welche dann in der radiologischen Bildgebung (zumeist Röntgen) sich als Geröllzysten, sowie Osteophyten darstellen.

Zusammengefasst lässt sich feststellen, dass die Entstehung der Arthrose auf einen komplizierten Pathomechanismus zurückzuführen ist. Bis jetzt sind noch keine adäquaten Therapiemöglichkeiten im Bereich der Knorpelregeneration, sowie dem Entgegenwirken des Knorpelabbaus entwickelt worden.

1.3 Diagnostik

Nach wie vor ist eine ausführliche Anamnese, sowie eine gründliche klinische Untersuchung des betroffenen Knies für die Diagnosestellung am aussagekräftigsten [58]. Dies zeigt sich aufgrund der eingeschränkten Beweglichkeit des Kniegelenks, sowie bewegungsabhängigen Schmerzen oder teilweisem Ruheschmerz. Die Beweglichkeit

kann nach Neutral-Null Methode bestimmt werden. Hierbei können bei Flexion des Kniegelenks sogenannte Krepitationen auftreten [59]. Ein weiterer Indikator ist verkürzte Gehstrecke, sowie die Einschränkung bei alltäglichen Aktivitäten. Des Weiteren kann bei reiner Inspektion oftmals ein Schonhinken oder eine Fehlstellung der Beinachse erkannt werden. Hierbei zeigen sich häufig Schwellungen, sowie Muskelatrophien im Bereich des Kniegelenks.

Die zweite große Säule der Diagnostik zur Kniegelenkarthrose ist die Bildgebung. Goldstandard hier ist die Röntgenaufnahme im Stehen in zwei Ebenen, wie in Abb. 3 zu erkennen [60].

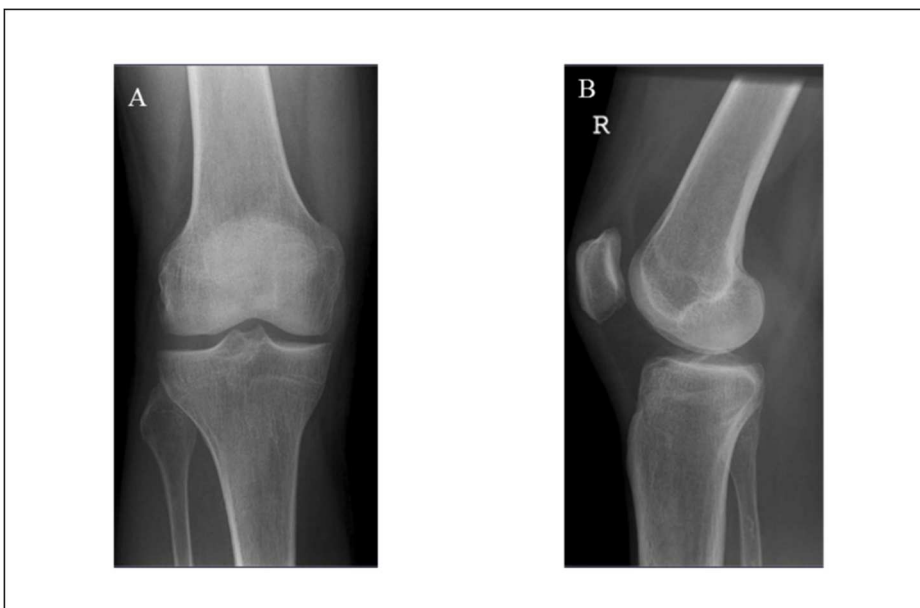


Abb. 3: Röntgendiagnostik eines Kniegelenks in zwei Ebenen.

In dieser Abbildung sind zwei Röntgenbilder eines rechten Kniegelenks in verschiedenen Projektionsrichtungen abgebildet. In Bild A ist der Strahlengang in Frontalebene zu erkennen, oder auch a.p. Projektion genannt. Bild B bildet das Kniegelenk durch einen seitlichen Strahlengang zum Kniegelenk ab, oder auch laterale Projektion genannt.

Die heute noch meist verbreitete radiologische Klassifikation zur Schweregradeinteilung einer Arthrose wurde bereits 1957 durch Kellgren und Lawrence formuliert. Im Verlauf wurde diese von Ahlbäck überarbeitet. Im Folgenden sehen Sie zwei Tabellen welche die Klassifikationskriterien abbilden [13, 61]

Tab. 2: Radiologische Einteilung der Arthrose nach Kellgren & Lawrence

Die Tabelle zeigt die radiologische Einteilung der Arthrose in 5 Stadien nach Kellgren & Lawrence

Kellgren & Lawrence Klassifikation	
Grad 0	Keine radiologischen Anzeichen einer Arthrose
Grad I	Mögliche Gelenkspaltverschmälerung, sowie mögliche osteophytäre Ausziehungen
Grad II	Erkennbarer Osteophyt, sowie mögliche Gelenkspaltverschmälerung
Grad III	Mehrere Osteophyten, Gelenkspaltverschmälerung, mögliche Knochendestruktion
Grad IV	Große Osteophyten, aufgehobener Gelenkspalt, deutliche Knochendestruktion

Tab. 3: Radiologische Einteilung der Arthrose nach Ahlbäck

Die Tabelle zeigt die radiologische Einteilung der Arthrose in 5 Stadien nach Ahlbäck

Ahlbäck Klassifikation	
Grad I	Gelenkspaltverschmälerung (weniger als 3 mm)
Grad II	Aufhebung des Gelenkspalts
Grad III	Geringe Knochendestruktion (0-5 mm)
Grad IV	Moderate Knochendestruktion (5-10 mm)
Grad V	Schwere Knochendestruktion (mehr als 10 mm)

Im Anfangsstadium einer Gonarthrose werden durch MRT-Aufnahmen die Strukturen des Kniegelenks besser erkannt, was zu einer genaueren Lokalisation der pathologischen Befunde beiträgt [62]. Bei speziellen Fragestellungen können die diagnostische Maßnahmen ergänzt werden, wie zum Beispiel durch eine Szintigraphie [63].

1.4 Therapie

1.4.1 Konservative Therapie

Je nach betroffenem Gelenk, sowie Ausmaß der degenerativen Schädigung können verschiedene Therapiemöglichkeiten versucht werden, die das Fortschreiten einer Arthrose vermindern sollen [64]. Hierbei stehen bei der Gonarthrose zu allererst die Veränderung des „Lifestyles“ eines Patienten im Vordergrund [65]. Die Reduzierung des Übergewichts, eine Ernährungsumstellung, sowie ein moderates Ausdauertraining stellen die Eckpfeiler der Prophylaxe beziehungsweise der sekundären Prävention dar. [66, 67]. Eine Möglichkeit zur Entlastung eines betroffenen Gelenkanteils stellt die Versorgung

mittels Schuheinlage dar. Hierbei können beispielsweise bei unikondylären Gelenkdegenerationen aufgrund von Achsenfehlstellungen eine Schuheinlage mit Randerhöhung hilfreich sein [68, 69]. Zusätzlich können noch Nahrungsergänzungsmittel eingenommen werden [70]. Deren Therapienutzen ist nach heutigem Kenntnisstand nicht nachgewiesen [71].

Ein weiterer Grundstein der konservativen Therapie ist das gezielte Training der verschiedenen Muskelgruppen. Hierbei spielt die Physiotherapie mit manuellem Training sowie die gezielte Kräftigung an Fitnessgeräten eine entscheidende Rolle [72, 73]. Das gezielte Training der verschiedenen Muskelgruppen bewirkt eine Stabilisierung des Kniegelenks mit dem Erfolg, dass die verschiedenen Gelenkkomponenten in sich korrekt artikulieren und es dabei zu einer möglichst geringen Abnutzung des Knorpels kommt [74].

Eine weitere Komponente der konservativen Therapie ist die medikamentöse Behandlung. Hauptsächlich werden hier NSAR (Nichtsteroidales Antirheumatikum), oder andere nicht-opioide Analgetika verwendet. Bestehen im Anschluss an solch einer Therapie noch weiterhin starke Beschwerden kann in selteneren Fällen auf Opioide zurückgegriffen werden. [75]. Die Behandlung ist allerdings nur symptomorientiert und besitzt keinen Einfluss auf die Erkrankungsursache [76].

Zusätzlich können verschiedene Präparate auch topisch angewendet werden [77]. Der Therapieeffekt hängt hierbei von der Lokalisation des erkrankten Bereichs ab. Aufgrund der geringen Eindringtiefe der topischen Medikamente ist ein positiver Effekt vor allem bei oberflächlichen arthritischen Erscheinungen zu erzielen [75]. Außer den Analgetika gibt es noch einige weitere Medikamente, wie die aus der Gruppe der Nahrungsergänzungsmittel, oder Hormone. Nach Einnahme dieser Präparate konnte jedoch keine klare Aussage über eine Verbesserung der Arthrose getroffen werden [76, 78, 79].

Als weiterer Baustein der konservativen Therapie werden die intraartikuläre Injektionen angesehen. Hierbei kommen wiederum verschiedenste Präparate zur Anwendung. Bereits in früheren Studien wurden intraartikuläre Injektionen mit Kortikosteroiden beschrieben, die einen entzündungshemmenden Effekt aufwiesen und somit zu einer Verbesserung der Arthrosebeschwerden führten [80, 81].

In den letzten Jahren wird ein besonderes Augenmerk auf die Therapie mit Hyaluronsäure gelegt [82]. Dabei zeigte sich aber in fast allen Studien eine geringere Wirksamkeit der Hyaluronsäure im Vergleich zur Therapie mit Kortikosteroiden [83]. Für die Behandlung mit Hyaluronsäure ist entscheidend inwieweit der Gelenkknorpel schon abgenutzt ist, da bei höherem Grad der Knorpelabnutzung nur eine geringe bis keine Wirksamkeiten erzielt werden kann [84-86].

1.4.2 Operative Therapie bei Gonarthrose

Je nach Schweregrad des Knorpelschadens, Lokalisation, sowie den beteiligten Gelenkstrukturen gibt es verschiedenste Operationsmöglichkeiten:

- Arthroskopien
- Umstellungsosteotomien (z.B. HTO - hohe Tibiaosteotomie)
- Knorpeltransplantationsverfahren (z.B. ACT - Autologe Chondrozytentransplantation)
- Endoprothetischer Gelenksersatz

Bei beginnender Knorpelabnutzung werden zuerst Arthroskopien des betroffenen Kniegelenks durchgeführt [87]. Bei fortgeschrittener Arthrose im Kniegelenk zeigen verschiedene Studien, dass eine rein arthroskopische Intervention keinen signifikanten Vorteil für den Patienten mit sich bringt [88, 89].

Eine weitere operative Möglichkeit zur Behandlung einer Gonarthrose besteht bei angeborenen, sowie posttraumatischen Achsenfehlstellungen mit Hilfe einer Umstellungsosteotomie, wie beispielsweise der hohen Tibiaosteotomie [90]. Dies ist gerade bei jüngeren Patienten ein sehr gutes Verfahren, um mehrere Jahre einen Kniegelenkersatz hinauszuzögern.

In speziellen Fällen kann auch auf Verfahren der Knorpeltransplantation zurückgegriffen werden, bei denen allerdings eine sehr geringe Indikationsbreite vorliegt. Zumeist können nur einzelne Knorpelareale wirksam ersetzt werden, welche fast ausschließlich aufgrund von traumatischen Ereignissen vorliegen [91]. Bei einer generalisierten Arthrose des Kniegelenks besteht keine Indikation für diese Verfahren.

Als letztes Verfahren steht der endoprothetische Gelenksersatz zu Verfügung.

1.5 Kniegelenkendoprothesen

1.5.1 Grundlagen der Kniegelenkendoprothetik

Unter einer Kniegelenktotalendoprothese versteht man einen kompletten beziehungsweise teilweisen Ersatz der Gelenkflächen, inklusive der patellaren Rückfläche [92]. Ziel der operativen Versorgung mittels künstlichem Gelenkersatz ist die Schmerzreduktion, die mit einer erhöhten Beweglichkeit, sowie Mobilität einhergeht. Aktuell werden verschiedenste Operationstechniken, sowie Prothesensysteme angewandt. Dabei spielen für die Auswahl des Prothesensystems, sowie dem hierzu verwendeten Operationsverfahren verschiedenste Faktoren eine Rolle.

1.5.2 Prothesensysteme des Kniegelenks

Allgemein kann man sagen, dass die Prothesensysteme in drei Kategorien eingeteilt werden können:

- Unikondylärer Oberflächenersatz
- ungekoppelter bikondylärer Oberflächenersatz
- gekoppelter bikondylärer Oberflächenersatz

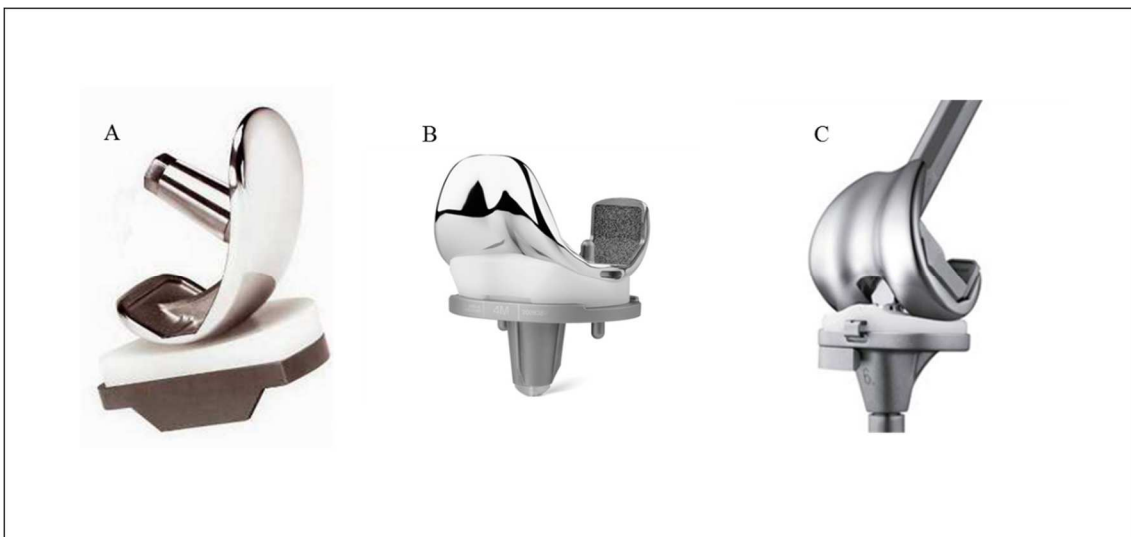


Abb. 4: Vergleich der drei Hauptgruppen von Prothesensystem

In Bild A ist eine unikondyläre Prothese (Schlittenprothese) abgebildet, Modell iUNi G2 Firma Confromis. Auf Bild B zeigt sich eine ungekoppelte bikondyläre Knieprothese, Modell LCS Firma Johnson & Johnson. Sie ist zurzeit die häufigste implantierte Knieprothese. Zuletzt zeigt Bild C eine gekoppelte Prothese, Modell RT-Plus Firma Smith Nephew

Nicht berücksichtigt in der Auflistung sind spezielle Tumorprothesen, welche bei kniegelenksnahen Tumoren verwendet werden.

Jede Knieprothese setzt sich aus mindestens 3 Komponenten zusammen:

- Femurkomponente
- Tibiakomponente
- Kunststoffauflage, welche der Tibiakomponente aufliegt

Ein unikondylärer Oberflächenersatz setzt voraus, dass sich die Abnutzung des Gelenkknorpels nur auf eine Gelenksfläche medial oder lateral beschränkt. Bei fortgeschrittenen Kniegelenksarthrosen, sowie deutliche Fehlstellungen der Beinachse ist dieser Oberflächenersatz nicht geeignet. Auch müssen die Bandstrukturen des Kniegelenks vollständig intakt sein und es sollten keine größeren Beschwerden unter der Kniescheibe vorliegen, weil es bei einem unikondylären Oberflächenersatz zu keiner Verbesserung der Kniescheibensymptomatik kommt [93].

In dieser Dissertation wurden nur Patienten mit einem bikondylären Oberflächenersatz untersucht. Im Universitätsklinikum Tübingen wird hierbei standardisiert das Prothesensystem Genesis II vom Smith & Nephew verwendet (siehe Methodikteil).



Abb. 5: Kniegelenktotalendoprothese vom Typ Genesis II

In der Abbildung ist eine komplette Kniegelenktotalendoprothese mit allen Komponenten abgebildet. Das Prothesensystem Genesis II von der Firma Smith & Nephew ist ein bikondyläres Prothesensystem mit drei Hauptkomponenten.

Diese Endoprothese besitzt eine Femurkomponente aus einer Kobalt-Chrom Legierung. Durch eine in das Implantat eingearbeitete 3° Außenrotation wird die Gelenkspaltgeometrie, sowie die femorotibiale Ausrichtung der Rotation optimiert. Durch die lateralisierte s-förmige Trochleagrube des Implantats wird die Rekonstruktion des femoropatellaen Gleitlagers verbessert.

Die Tibiakomponente besteht aus einer Titanlegierung. Dabei wurde ein Slope von 3° integriert. Aufgrund der asymmetrischen Basisplatte des Tibiaplateaus kommt es zu einer verbesserten kortikalen Abstützung an der proximalen Tibia. Zusätzlich wird durch einen anatomisch medialisierten Schaft die Stabilität verbessert.

Um eine optimale Gleitfähigkeit zwischen den beiden Implantatkomponenten zu gewährleisten wird ein Kunststoff-Inlay eingebracht. Dieses liegt dem Tibiaimplantat direkt auf. Als Kunststoff-Inlay wird in den meisten Fällen ein UHMWP (ultra-high-molecular-weight-polyethylen) verwendet, der mit den anderen artikulierenden Materialien fast keinen Abrieb erzeugt.

Als dritte Möglichkeit der Prothesenversorgung wird die achsgeführte Knieprothese verwendet. Hierbei müssen im Gegensatz zu den nicht achsgeführten binkondylären Gelenksversorgungen die Bandstrukturen nicht mehr intakt sein. [94].

1.5.3 Operationstechniken

Für die Verankerung der Prothesen stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung:

- zementierte Knieprothese
- zementfreie Knieprothese (Press Fit Methode)
- Hybrid-Knieprothese (teilyementierte Versorgung)

Es werden verschiedene Operationstechniken zur Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese in der Literatur beschrieben. Sie unterscheiden sich hauptsächlich aufgrund ihrer unterschiedlichen Zugangswege [95]. Immer mehr in den Fokus geraten die Operationsverfahren mit computergestützter Ausmessung der Lage, sowie der Winkel für die korrekte Positionierung der Implantate.

In der Uniklinik Tübingen werden die Endprothesen des Genesis II Typs ohne computergestützte Vermessung implantiert.

Noch vor Beginn der Operation wird der narkotisierte Patient auf den Rücken gelagert und eine Oberschenkelblutleere mit 180 mmHg an das zu operierende Bein angelegt. Nach dem sterilen Abwaschen des Operationsgebiets, sowie der Befestigung der Abdeckung wird ein Längsschnitt ausgehend von der Tuberositas tibia über die Mitte der Patella durchgeführt. Der Schnitt wird ungefähr bis 10 cm proximal der Patella verlängert. Danach arbeitet sich man bis auf das Ligamentum patellae und die Quadrizepssehne vor. Im Anschluss erfolgt eine Arthrotomie des Kniegelenks nach Payr [96]. Hierbei wird die Quadrizepssehne einige Millimeter lateral der Insertion des Musculus vastus medialis gespalten. Des Weiteren wird die Patella medial umschnitten. Hierbei muss beachtet werden, dass man einen Abstand von einem Zentimeter zur Patella bewahrt, sodass später genügend Gewebe zur Refixation vorhanden ist. Die Gelenkkapsel wird über den gesamten Hautschnittverlauf eröffnet. Im weiteren Verlauf der Operation wird die Kniescheibe nach lateral gehalten und um 180 ° evertiert. Dabei wird das Kniegelenk auf ca. 90° flektiert. Nun wird mittels eines Pfriems der Markraum des Femurs eröffnet, sodass der intramedulläre Guide mit dem ventralen Sägeblock eingebracht werden kann. Die Ausrichtung wird anhand der dorsalen Femurkondylen vollzogen. Zur Bestimmung der Prothesengröße wird ein spezieller Tasthaken verwendet. Mit dem Wechsel des Instrumentariums kann der distale Cut durchgeführt werden, worauf im Anschluss die endgültige Präparation des Femurs mit Hilfe der 4 in 1-Schablone vorgenommen werden kann.

Zur Bearbeitung der Tibiakomponente wird mit Hilfe eines extramedullären Guides ebenfalls ein Sägeblock ausgerichtet. Um die Seitenbänder zu schützen werden Hohmann-Hebel eingesetzt. Danach wird mit der oszillierenden Säge eine Osteotomie des Tibiaplateaus senkrecht zur Traglinie durchgeführt. Das Flexion-/Extensionsgap wird mit dem Spacer überprüft.

Die Probeimplantate werden eingebracht und das Kniegelenk mehrmals durchbewegt und auf die Stabilität hin untersucht. Nun kann das Operationsgebiet vollständig ausgespült werden und im Anschluss daran können die mit Zement versehenen Originalimplantate eingesetzt werden.

Zusätzlich werden nach Aushärtung des Zements Drainagen eingelegt, die ein größeres Hämatom im Kniegelenk, sowie Subkutan verhindern sollen. Zuletzt wird noch die

Arthrotomie, sowie das subkutane Gewebe durch Einzelknopfnähte mit Vicryl-Fäden fest verschlossen. Zum Hautverschluss wird eine Metalltackerung durchgeführt.

1.5.4 Nachbehandlung einer Kniegelenktotalendoprothese

Für gute Langzeitergebnisse ist es essentiell, dass eine sorgfältige postoperative Nachbehandlung erfolgt [97]. Nach Richtlinien der BAR (Bundesarbeitsgemeinschaft für Rehabilitation) [98] wird folgendes Rehabilitationsschema (A-F) angewendet:

- Akutbehandlung
- Frührehabilitation
- Weiterführende Rehabilitation (Anschlussheilbehandlung)
- Medizinische Rehabilitation
- Berufliche bzw. soziale Rehabilitation
- Langzeitrehabilitation

1.5.4.1 Rehabilitation im Allgemeinen

Unter Rehabilitation versteht man einen kontinuierlichen Aufbau von Körperstrukturen, um die gleiche körperliche Aktivität wie vor der Operation zu erlangen [99].

Um die Rehabilitationsphasen der WHO nochmals aufzugreifen, wird während der Akutbehandlung (A) die Erstversorgung mittels Diagnostik und Therapie, sowie die anschließende Überwachung der Patienten (Intensiv-/Normalstation) gewährleistet.

Im Anschluss daran wird noch während des stationären Aufenthalts mit der Frührehabilitation (B) begonnen.

Nach der Entlassung des Patienten aus der Klinik wird die Rehabilitation direkt durch eine weiterführende Rehabilitation (C) der sogenannten Anschlussheilbehandlung fortgesetzt.

Hierbei können zwei Rehabilitationsmöglichkeiten je nach Institutionsort unterschieden werden.

- Stationärer Aufenthalt in einer Rehaklinik
- Ambulante Rehabilitation bei niedergelassenen Physiotherapeuten oder ebenfalls in einer Tagesklinik

Der stationäre Aufenthalt verhält sich ähnlich zu einem Krankenhausaufenthalt, bei dem eine Generalversorgung vorliegt. Zusätzlich werden dabei verschiedene Anwendungen über den Tag verteilt praktiziert. Im Fall der Rehabilitation nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese zählen hierzu Anwendungen mit Fitnessgeräten zum allgemeinen Muskelaufbau, sowie spezielle manuelle Therapien zum gezielten Muskelaufbau, der hauptsächlich aufgrund der Operation geschwächten Muskelsysteme. Des Weiteren werden noch verschiedene andere Möglichkeiten wie beispielsweise Wassergymnastik, Thermoanwendungen oder spezielles Lauftraining angeboten. Ausschlaggebend hier ist der kontinuierliche Muskelaufbau, der essentiell für die Stabilität und Funktion des Kniegelenks ist [100].

Bei einer ambulanten Rehabilitation werden die Anwendungen in geeigneten physiotherapeutischen Institutionen vorgenommen. Außerhalb dieser Zeiten ist der Patient deutlich flexibler und kann dabei je nach Arbeitsplatz, Tätigkeiten durchführen, sowie zu Hause wohnen. Nachteilig hierbei ist, dass der Patient bei körperlicher Aktivität auf sich alleine gestellt ist. Dennoch zeigen verschiedene Studien, dass bei ausreichender ambulanter Nachbehandlung keine signifikanten Unterschiede zur stationären Rehabilitation festzustellen sind [101]. Davon ausgenommen sind allerdings ältere, multimorbide Patienten bei denen eine stationäre Reha fast immer sinnvoll ist [102].

Beim Großteil der Patienten, die eine Kniegelenkprothese implantiert bekommen, ist nach der Anschlussheilbehandlung eine Fortsetzung der Rehabilitation beim niedergelassenen Physiotherapeuten obligat. Darunter versteht man die sogenannte medizinische Rehabilitation (D). Nicht nur die Anschlussbehandlung mit den Anwendungen der spezialisierten Physiotherapeuten sind für die Langzeitergebnisse entscheidend, sondern auch die eigenständige Fortführung der muskelaufbauenden Übungen, sowie dem kontinuierlichem Ausdauertraining. In der Literatur gibt es einige Richtlinien zur Durchführung von postoperativen Behandlungsmöglichkeiten, welche sich über mehrere Monate bis Jahre hinziehen [103].

Diese Anwendungen sollten bis zur Wiedereingliederung in den Beruf, sowie in den sozialen Alltag, fortgeführt werden. Hierbei spricht man von der beruflichen/sozialen Rehabilitation (E).

Bei Beschwerdepersistenz oder Bewegungseinschränkungen kann in manchen Fällen auch eine Langzeitrehabilitation (F) notwendig werden.

1.5.4.2 Kraft und Funktion nach

Kniegelenktotalendoprothesenersatz

Verschiedene Studien beschäftigen sich mit dem Thema Kraft und Funktion des Bewegungsapparates nach Implantation eines künstlichen Kniegelenkes. So wurde gezeigt, dass über 80% der Patienten, die eine Knieprothese erhielten nach 5 Jahren mit dem Ergebnis zufrieden waren. In der Isokinetik zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Extensorenkräfte, sowie des Flexoren-Extensoren Verhältnis. Dabei erzielten Patienten mit vermehrter körperlicher Aktivität deutlich bessere Werte und waren mit dem Operationsergebnis zufriedener. Insgesamt zeigten sich als langfristige Resultate eine gute muskuläre Koordination, sowie Kraft und Beweglichkeit des künstlichen Kniegelenks und den zugehörigen Strukturen [104].

Des Weiteren wurden Untersuchungen durchgeführt, um eventuelle Unterschiede der Muskelkräfte zwischen Kniegesunden und Patienten mit einem künstlichen Kniegelenk aufzuzeigen. Dabei wurden Probanden mit Hilfe eines Dynamometers mit unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten untersucht. Bei den operierten Patienten war das durchschnittliche maximale Drehmoment im Vergleich zu den Kniegesunden signifikant geringer. Bei Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit wurde dieser Effekt sogar noch deutlicher. Hier erreichten die operierten Patienten nur 70 % der Kraftentwicklung verglichen zur Kontrollgruppe [105].

Zuletzt wird über den Zeitraum zur Wiederherstellung der Muskelkraft des Quadrizeps femoris diskutiert. Hierbei zeigte sich in den jüngsten Studien, dass die Erholungszeit der Muskelgruppen bis zum Erreichen ihres ursprünglichen Ausgangswerts deutlich kürzer ist als angenommen. Zusätzlich zeigte sich in den aktuellen Studien im Vergleich zu den älteren Studien bessere Langzeitergebnisse bezüglich der Muskelkraft des Quadizpes femoris [106].

Bei nahezu allen Studien in diesem Bereich zeigte sich, dass die Muskelkräfte, sowie die Beweglichkeit und Koordination durch die Implantation eines künstlichen Kniegelenks im Vergleich zu Kniegesunden vorübergehend reduziert sind. Jedoch kann durch aktive Kraftübungen oder andere Trainingsmodalitäten eine signifikante Verbesserung erzielt werden, das im Allgemeinen zu einer großen Patientenzufriedenheit, sowie verbesserten Funktion des Kniegelenks führt.

1.6 Fragestellung

Laut Ärzteblatt erhielten Im Jahr 2010/2011 in Deutschland jährlich über 175.000 Personen eine Knieprothese [107]. Aufgrund des Anstiegs der Lebenserwartung und den höheren Ansprüchen an Mobilität und Flexibilität wird dieser Trend weiterhin bestehen bleiben. Dabei ist von den Patienten und deren Angehörigen eine der häufigsten gestellten Fragen, „zu welchem Zeitpunkt ein selbstständiges Autofahren wieder möglich ist“. Wie in den Abschnitten zuvor dargestellt, zeigen sich deutliche Funktionseinschränkungen nach Implantation einer KTP, die möglicherweise auch mit einer Beeinträchtigung der Fahrtauglichkeit einhergeht.

Um diese Hypothese weiter zu untersuchen, wurden folgende Fragestellungen in dieser Dissertation abgehandelt:

- Ist die Fahrtauglichkeit im Allgemeinen bei Personen mit einer III – IV gradigen Gonarthrose beeinträchtigt?
- Wann ist das sichere Führen eines PKWs nach der Implantation einer Kniegelenkttotalendoprothese wieder möglich bzw. wann werden präoperative Werte wieder erreicht?
- Zeigen sich Unterschiede der Messwerte bei Implantation einer Kniegelenkttotalendoprothese links im Vergleich zur rechten Seite?

2 Material und Methoden

2.1 Material

Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurde ein spezieller Fahrsimulator entwickelt (siehe Abb. 6) Dieser bestand aus zwei Komponenten. Zum einen aus der Fahrgastzelle mit integriertem Gas und Bremspedalsystem, zum anderen aus einer speziellen Software, die hierfür extra konzipiert wurde, um die Ergebnisse der einzelnen Messungen zu visualisieren.

2.1.1 Technische Ausstattung

Tab. 4: Auflistung der verwendeten technischen Geräte

Die Tabelle zeigt die unterschiedlichen verwendeten Instrumente für den Versuchsaufbau. Des Weiteren wurden die Firmengruppen in der anderen Tabellenspalte zum zugehörigen Instrument dargestellt.

Instrument	Unternehmen
Fahrgastzelle VW Golf 1	Volkswagen AG
Mephisto Scope 1 UM202	Meilhaus Electronics GmbH
Signalmessverstärker Typ DMS 2410 F202-00	Megatron Electronics AG
Kraftmessdose KMB 31 K	Megatron Electronics AG
Signalgeber	Ing. Büro Sawatzki
LED-Lampe	Ing. Büro Sawatzki
Mehrfachsteckdose	Skyland Eastech SETH GmbH
Lifebook T4220 + Ladegerät	Fujitsu Siemens Computers GmbH
USB Revision 2.0 Shielded	LINDY Elektronik GmbH
Unitronic LiYY Kabel	U.I. Lapp GmbH
Stromgerät Adapter Model HNP 12-240	HN Electronic Components GmbH & Co. Kg

2.1.2 Software

Die Entwicklung der Software (Force and Brake Resonse Time Measurement – FBRM Program) der Versuchsreihe erfolgte in enger Zusammenarbeit mit dem Ing. Büro Sawatzki

Folgende Programme wurden in diese Software integriert:

- Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond USA)
- Visualisierungsprogramm in Form einer Image-Datei (Microsoft Corporation)

Ansonsten waren ausschließlich ein handelsüblicher Laptop genutzt worden mit den Minimalanforderungen, die in Tab. 5 kurz dargestellt werden.

Tab. 5: Minimalanforderungen an den Versuchsrechner

Tabellarische Darstellung der Minimalanforderungen eines Computers, um ein optimales Ablaufen des Messprogramms zu garantieren.

Eigenschaft	Minimalanforderungen
PC-CPU	Intel Pentium mit 2 GHz
Speicher-RAM	2 GB
Videoauflösung	1024x768
Festplattenkapazität	500 MB
USB-Anschluss	USB 2.0
Betriebssystem	Windows XP

2.2 Methoden

2.2.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau befand sich in den Räumlichkeiten der Physiotherapie der Universitätsklinik Tübingen. Um Störfaktoren zu vermeiden, wurden die Versuche in einem abgeschlossenen Raum durchgeführt. Die Erreichbarkeit des Versuchsraums war ohne Treppensteigen möglich.

Der Fahrsimulator wie in Abb. 6 dargestellt, bestand aus einer herkömmlichen Fahrgastzelle vom Typ VW Golf 1. In diese Fahrgastzelle wurde eine eigens angefertigte Messvorrichtung integriert. Die Fahrgastzelle wurde von ehemaligen Zivildienstleistenden des Uniklinikum Tübingens so umkonstruiert, dass nur noch die Karosserie, sowie das Interieur des ehemaligen Mittelklassewagens bestehen blieb. Vor dem Beginn der Studie wurde die umgebaute Karosserie als Trainingsobjekt für das Ein- und Aussteigen von den Kollegen der Physiotherapie verwendet. Hierbei wurden noch keine Veränderungen an den Pedalen vorgenommen (siehe Abb. 7 A). Der Fahrersitz war manuell verstellbar, sodass der optimale Abstand zu den Pedalen gewährleistet war. Die Messvorrichtung wurde im Anschluss an die Pedale montiert.



Abb. 6: Fahrsimulator

Die Abbildung zeigt den Fahrsimulator in Form einer Fahrgastzelle. In unserem Versuchsaufbau entspricht dieser dem Fahrzeugtyp eines Volkswagen Golf 1. In Bild A ist die äußere Karosserie des Simulators abgebildet. Hierbei lässt sich erkennen, dass die Fahrgastzelle so modifiziert wurde, dass nur noch ein Teil der Grundkarosserie, sowie das gesamte Interieur des Kraftfahrzeugs bestehen. Im Bild B zeigt sich das Interieur, das ohne Veränderungen blieb. Hierbei war es möglich den Fahrersitz manuell einzustellen, um einen idealen Abstand zu den Pedalen zu ermöglichen.

Die Messvorrichtung wurde am Gaspedal sowie am Bremspedal integriert, wie in Abb. 7 B zu erkennen. Hierzu verwendeten wir zwei Kraftmessdosen.

Die erste Kraftmessdose wurde direkt auf dem Gaspedal fixiert, sodass sie bei der Krafteinwirkung nicht mehr vom Fixierungspunkt abweichen konnte. Die Kraftmessdose des Gaspedals wurde so konstruiert, dass ein spezielles Kupferblech auf den Druckknopf der Messdose auftrifft und somit die exakte Krafteinwirkung gemessen werden konnte.

Die zweite Kraftmessdose wurde unter dem Bremspedal fixiert und nicht, wie im vorigen Fall, direkt auf ihm, da bei schnellerem Wechseln und stärkerer Krafteinwirkung der Druckknopf der Messdose sonst nicht im optimalen Punkt getroffen werden konnte. Die Kraftmessdose wurde so unter das Bremspedal angebracht, dass die Stahlaufhängung des Bremspedals genau auf den Druckknopf der Messdose traf. Diese Konstruktion ergab eine optimale Kraftübertragung von dem Bremspedal auf die Messdose. Zur besseren Verständlichkeit ist dies in Abb. 11 nochmals dargestellt.

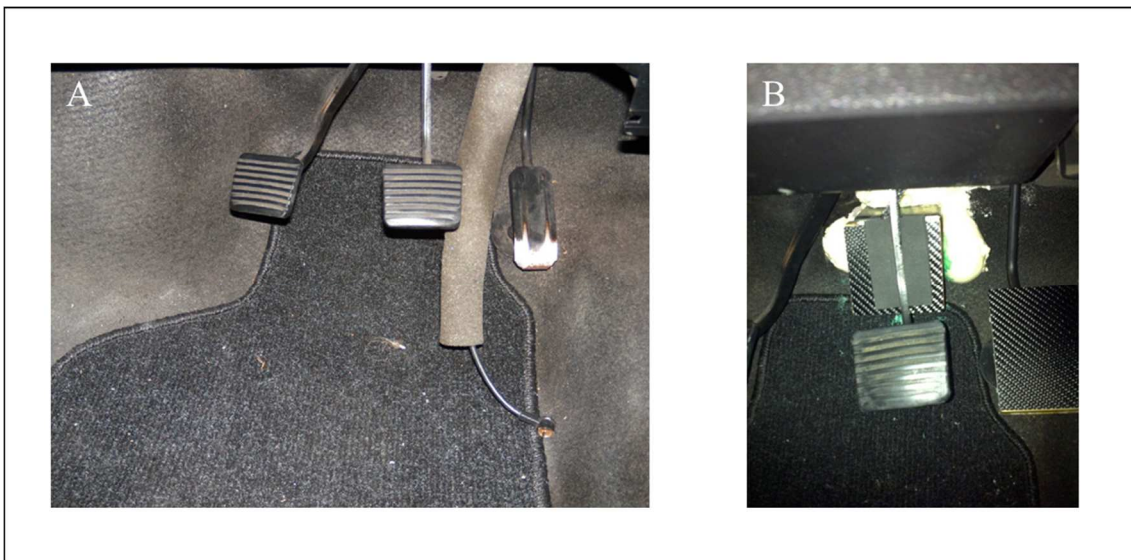


Abb. 7: Pedalvorrichtung

Die Abbildungen zeigen die Pedalvorrichtungen des Fahrersimulators vor und nach der Modifizierung. Im Bild A sieht man die Pedalanordnung - vor der Modifizierung mit den Kraftsensoren. Hierbei war die Gaspedalaufhängung lose und es war keine Feder vorhanden. Das Pedal lag somit in Vollgasstellung auf. Das Bremspedal lag ohne Bremszylinder vor, damit war keine Krafteinleitung vorhanden. Bild B zeigt die Anordnung der Pedale mit den Sensoren nach der Modifikationen. Hierbei wurde eine zwei stufige Gummifeder unter dem Bremspedal angebracht, welche eine Kraftleitung ermöglichte. Zusätzlich wurde der Bremsblock mit Gummifeder mit PU-Schaum seitlich fixiert. Zwischen Bremspedal und Sensor wurde noch ein Moosgummi zur Dämpfung angebracht. Beim Gaspedal wurde lediglich die Sensorplatte auf das Pedal fest fixiert und mit Hilfe einer Moosgummifeder hinter dem Gaspedal konnte ein Pedaldruck erzeugt werden.

Die einzelnen Kraftmessdosen wurden durch zweiadrige Kabel mit der Schaltdose verbunden.

Außerhalb der Frontscheibe wurde eine LED-Lampe angebracht, die ein rotes Licht erzeugte und somit als Warn bzw. Bremssignal fungierte.

Die LED-Lampe konnte vom Versuchsleiter manuell betätigt werden. Die Schaltstation war ebenfalls außerhalb des Fahrsimulators angebracht und mit dem Taktgeber (Mephisto Scope 1, Meilhaus Electronic GmbH) verbunden (siehe Abb. 8).

Die einzelnen Komponenten des Versuchsaufbaus wurden mit einem Laptop verbunden.

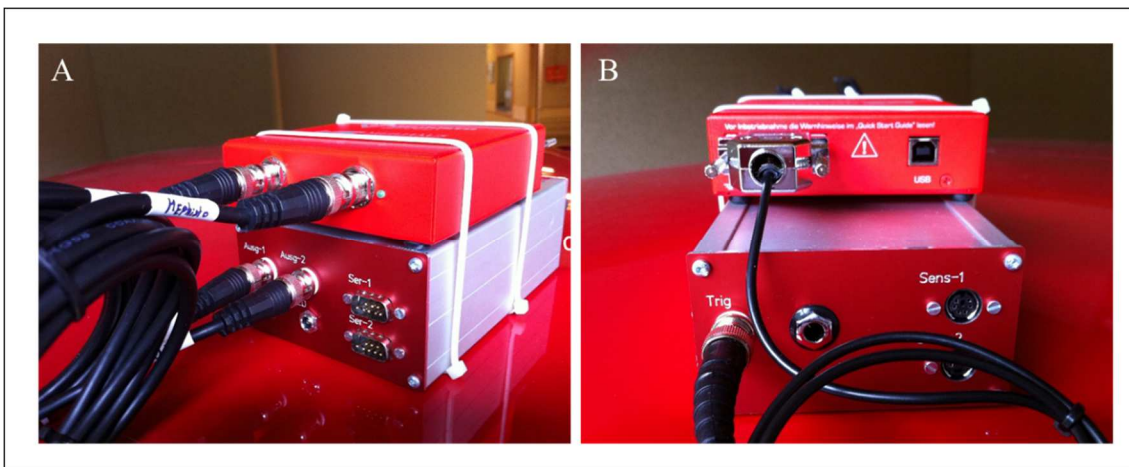


Abb. 8: Messverteiler mit Taktgeber (Mephisto Scope)

Bild A zeigt die Boxenfront des Verteilers mit dem aufliegenden Taktgeber, dem Mephisto Scope. Dieser ist durch zwei Koaxkabeln mit BNC Steckern überkreuz verbunden. Im rechten Bild B ist die Boxen Rückseite zu erkennen. Hier ist zunächst die Triggerleitung des Mephisto Scope (oben) zum Verteiler zu erkennen. Beim Verteiler ist hier ein Cannon-Stecker zur Triggerübertragung verwendet worden. Der USB Anschluss befindet sich im Taktgeber in B rechts oben. Zuletzt sind im Verteiler (unten) noch der Eingang des Signalauslösers, sowie die beiden Sensoreingänge der Kraftsensoren zu sehen. Hier wird unterschieden zwischen dem Bremspedalsystem mit Mini-DIN 6-Pol im Vergleich zum Gaspedal Mini-DIN 4 Pol.

2.2.2 Messtechnik

Der Fahrsimulator wurde mit zwei hochsensiblen Kraftmessdosen (Megatron Electronic AG) versehen. Bei dieser Art von Kraftmessdosen (siehe Abb. 9) handelte es sich um universell einsetzbare Aufnehmer vom Typ KMB 31 mit geringen Abmessungen und variablen Einbaumöglichkeiten, die mit einem Ausgangssignal von 2mV/V arbeiteten.



Abb. 9: Kraftmessdose

Hier sehen Sie eine Kraftmessdose ohne Modifizierung von der Firma Megatron Electronics AG

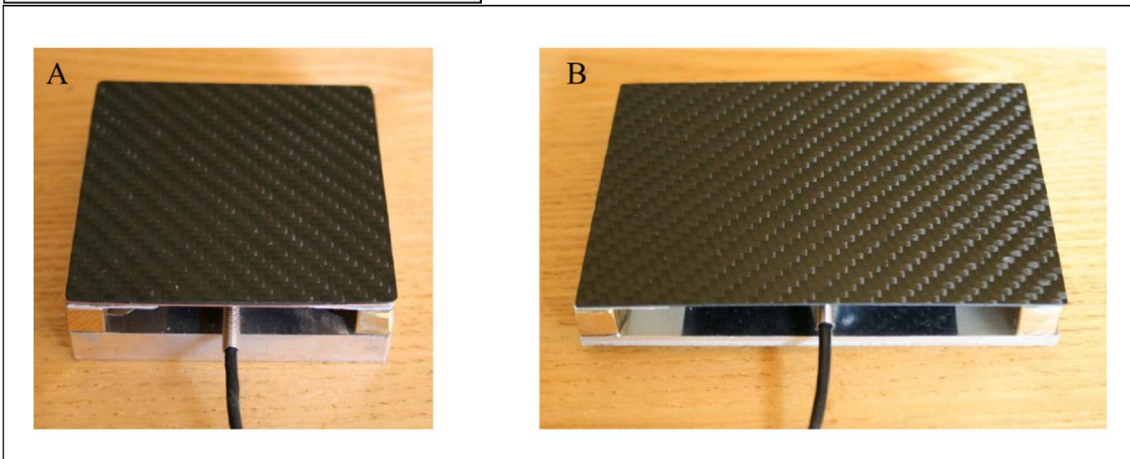


Abb. 10: Kraftsensoren

Die Abbildung zeigt die beiden Kraftsensorplatten. In A ist der Bremspedalsensor zusehen, der einen maximalen Kraftwert von 2000 N erfassen kann. Der Gaspedalsensor ist in B zu sehen, der nur Kräfteinflüsse bis 400 N aufnehmen kann

Die Druckmessdose des Gaspedals wurde auf der Vorderfläche des Pedals fest fixiert und für ihren Sensor wurde eine Nennlast von 0,4 KN gewählt (siehe Abb. 10 A). Die Messtechnik des Bremspedals wurde mit Hilfe einer speziellen Konstruktion in den Fahrsimulator integriert. Die Kraftmessdose des Bremspedals wurde hinter das Bremspedal in das Metallgehäuse integriert und deren Fixierung so gewählt, dass die Stahlaufhängung des Bremspedals den Druckknopf der Kraftmessdose immer zentral berührt. Die Nennlast des Sensors der Druckmessdose des Bremspedals lag bei 2 KN. Des Weiteren war die Grundfläche der modifizierten Messdose beim Bremspedal größer, wie in Abb. 10 B zu erkennen. Die höhere Nennlast für das Bremspedal verglichen mit dem Gaspedal wurde aufgrund der größeren Kräfteinwirkungen zum Zeitpunkt der Vollbremsung gewählt.

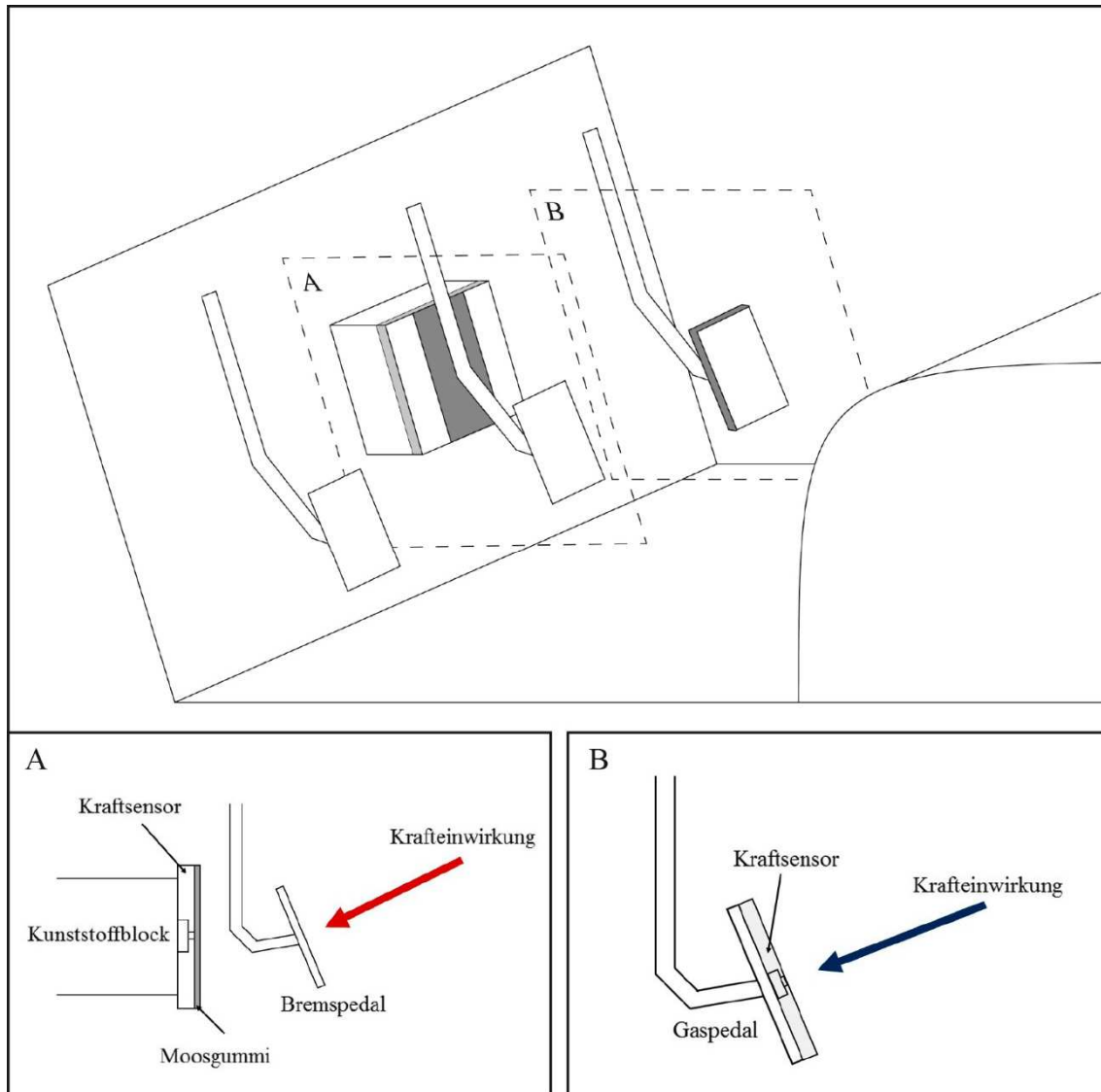


Abb. 11: Schematische Darstellung der Brems- bzw. Gaspedalvorrichtung

Im oberen Bildabschnitt ist eine schematische Darstellung der modifizierten Pedalvorrichtung zu erkennen. Dabei zeigt sich das sowohl am Gaspedal, als auch am Bremspedal Kraftsensoren angebracht wurden. Zur besseren Darstellung wurden aus der oberen Übersicht zwei kleinere Abbildungen für das Bremspedal bzw. Gaspedal angefertigt. Die detaillierte Abbildung des Bremspedals wurde mit dem Buchstaben A markiert, die Abbildung mit dem Gaspedal analog mit dem Buchstaben B. In A lässt sich dann nochmals detaillierter die Konstruktion der Bremspedalvorrichtung erkennen. Hier wurde ein Kunststoffblock verwendet, der mit einem speziellen Hartschaum angebracht wurde. Auf den Block wurde der Kraftsensor angebracht und mit einem Moosgummi überzogen. Diese Vorrichtung wurde so konzipiert, dass der Hebel des Bremspedals nach Krafteinwirkung direkt auf die Kraftmessdose auftreffen konnte. Das Moosgummi diente nur zur Abfederung, sodass der Sensor nicht beschädigt wurde. Zur Berechnung der Kraft nach der Modifizierung wird im Abschnitt Grundkalibrierung der Kraftmessdosen eingegangen. In Bild B zeigt sich der deutlich einfachere Umbau des Gaspedals. Hier wurde lediglich die Kraftmessdose auf das Gaspedal angebracht und somit gleich die einwirkende Kraft auf das Gaspedal messen.

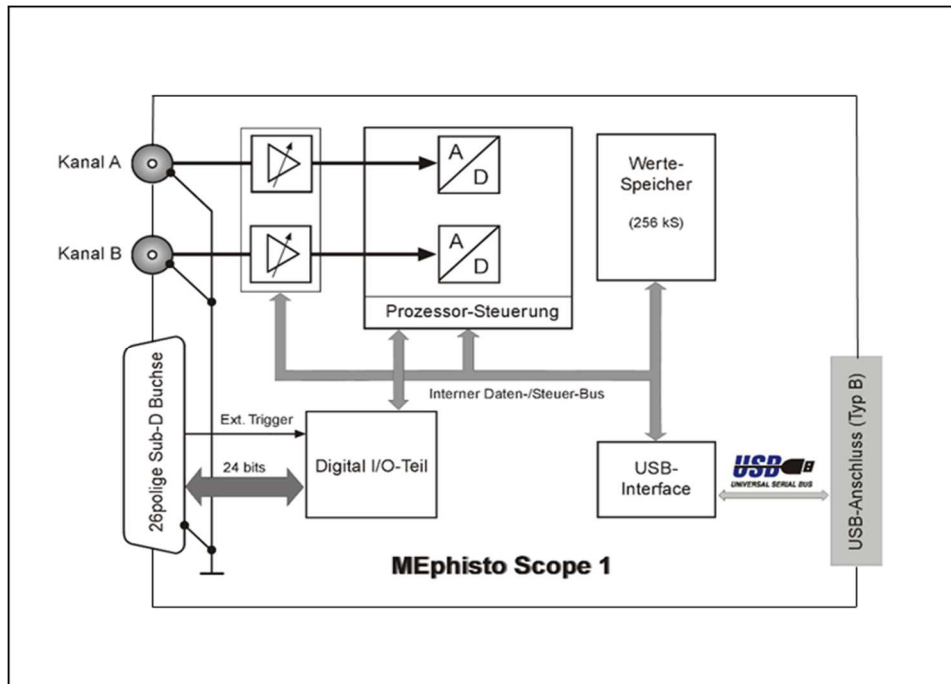


Abb. 12: Funktionsschaltbild Mephisto Scope

In dieser Abbildung ist das Funktionsschaltbild des Taktgebers (Mephisto Scope) dargestellt. Diese Schaltskizze wurde hauptsächlich aus den technischen Daten des Produkts Mephisto Scope 1 von der Firma Meilhaus übernommen.

Die Ausgangssignale der Druckmessdosen wurden über einen zwischengeschalteten Messverstärker in das Mephisto Scope eingespeist. Bei dem Mephisto Scope handelte es sich um ein 2 Kanal Multifunktionsinstrument mit integriertem Voltmeter sowie verschiedenen Analysatoren. Ein detailliertes Funktionsschaltbild des Mephisto Scope ist in Abb. 12 dargestellt. Das Multifunktionsinstrument war mit Hilfe der verschiedenen integrierten Geräte in der Lage das Ausgangssignal der Kraftsensoren aufzuzeichnen. Die aufgezeichneten Signale wurden direkt per USB in das auf dem Laptop installierte Messprogramm eingespeist. Die Messung wurde durch das Drücken des Signalschalters gestartet. Gleichzeitig begann die rote LED-Lampe zu leuchten an, um den Vollbremsungsvorgang auszulösen. Mit Betätigung des Signalschalters startete die Zeitmessung. Nach wenigen Sekunden war die Messung abgeschlossen und die Informationen wurden via USB-Schnittstelle auf dem Messprogramm visualisiert dargestellt.

Diese komplexe Messvorrichtung wurde in Abb. 13 schematisch dargestellt.

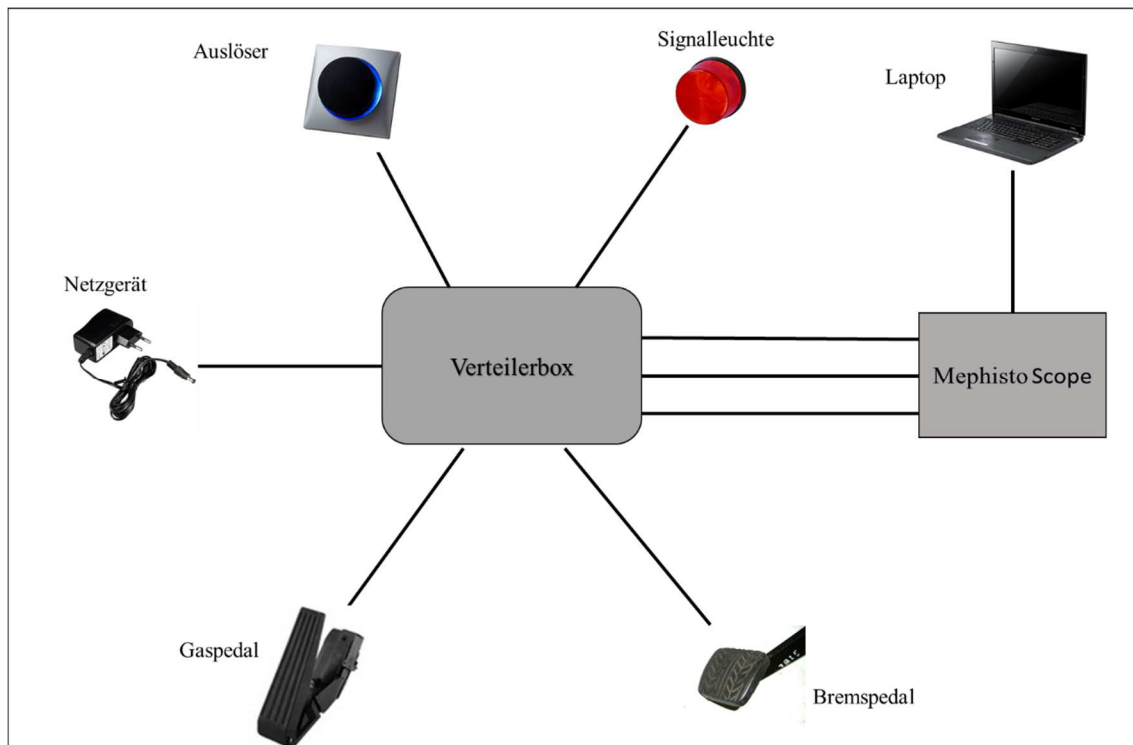


Abb. 13: Komplexe Messvorrichtung des Versuchsaufbaus

In dieser Abbildung wird vereinfacht die Messvorrichtung des Versuchsaufbaus dargestellt. Die einzelnen schwarzen Striche sollen hierbei Verbindungsstücke zwischen den Instrumenten darstellen, hauptsächlich in Form eines Kabels. Hierbei wurden unterschiedlichste Kabel verwendet, die im Einzelnen in früheren Abschnitten erwähnt wurden.

2.2.3 Grundkalibrierung der Kraftmessdosen

Die Kraftmessdosen, sowie auch die Messverstärker wurden von der Firma TESTO Industrial Services in einem nach ISO/IEC 1705 akkreditierten Kalibrierungslabor geprüft. Diese wurden nach nationalen Normen der PTB Deutschlands kalibriert. Die Prüfung der Kraftmessdosen, sowie der Messverstärker wurde durch eine Akkreditierungsurkunde beglaubigt, welche im Anhang zu finden sind.

Die Kraftmessdose, die die Kraftwerte des Gaspedals widerspiegeln sollte, musste nach der Grundkalibrierung nicht mehr verändert werden, da die Messdose direkt auf dem Gaspedal befestigt wurde.

Beim Bremspedal konnte man die Kraft, die auf die Messdose wirkte nicht direkt darstellen, weil diese sich hinter der Aufhängung des Bremspedals befand. Nun musste

eine komplizierte Messkette zur Bremskraftmessung entwickelt werden, die man in eine mechanische, sowie eine elektrische Komponente unterteilen konnte.

Zur Grundkalibrierung wurde eine Testkraft F_1 senkrecht, über einem zusätzlich angebrachten und kalibrierten „Sensor 1“ am Ende des Bremshebels, eingeleitet. Der zweite Kraftsensor „Sensor 2“ wurde bei der Konstruktion der Messtechnik fest in die Messvorrichtung eingebaut. Über diesen Kraftsensor 2 erfolgte somit auch die spätere Registrierung der Bremsverläufe. Durch diese spezielle Anordnung der beiden Sensoren am fixierten Bremshebel ergab sich folgende Umsetzungsformel zur Bremskraft:

$$F_2 = S_1/S_2 * F_1$$

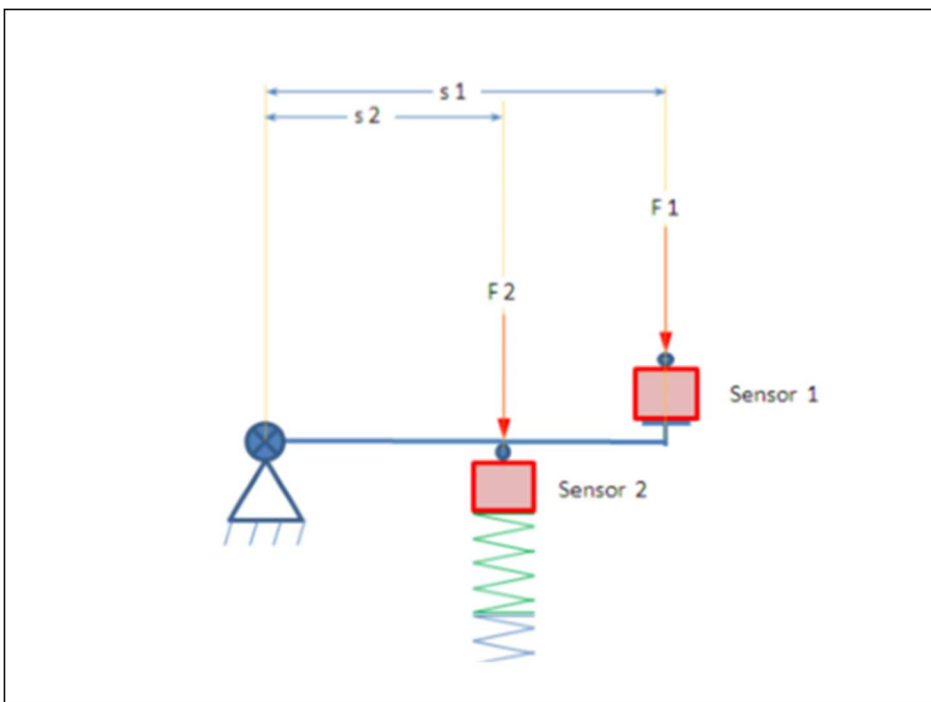


Abb. 14: Schematische Abbildung zur Grundkalibrierung

In dieser Abbildung wird schematisch das Vorgehen der Grundkalibrierung mit Hilfe von Kraftvektoren gekennzeichnet. Zusätzlich zu den Kraftvektoren F_1 und F_2 sind die beiden Strecken s_1 und s_2 abgebildet. Grafische Darstellung in Zusammenarbeit mit Ing. Büro Sawatzki

Die Federkonstanten, der in Reihe geschalteten Federn, waren im eingeleiteten Zustand gleich. Das heißt zum Zeitpunkt als sich Feder 1 im Anschlag befand, war die Federkonstante von Feder 2 identisch mit der von Feder 1. Durch die große Federkonstante blieb der Weg der Krafteinleitung relativ klein und die Geometrie veränderte sich nur wenig. Die Betrachtung der vektoriellen Kräfte wurde bei den Versuchen bewusst vernachlässigt, ohne den Winkel des Krafteintritts vollständig außer Acht zu lassen. Aus Vorversuchen wurde eine gute Reproduzierbarkeit der Kraftverläufe

belegt, sodass die vereinfachte Messmethode (1-D) in der Praxis angewendet werden konnte. Zur Systemkalibrierung wurde das Umsetzungsverhältnis des Hebels mit berücksichtigt. Als Referenz wurde der Sensor 1 verwendet, der gemeinsam mit dem zugehörigen Messverstärker 1 kalibriert wurde.

Die elektrischen Komponenten wurden in den Taktgeber (Mephisto Scope 1), sowie in den Kraftsensoren mit ihren Messverstärkern unterteilt. Das Mephisto Scope 1 war das genaueste Gerät der Messkette und brauchte daher nicht kalibriert werden (0,1% für Spannung und 100ppm für Zeit, siehe Anlage). Zur weiteren Sicherheit wurde noch eine Vergleichsmessung mit einem kalibrierten Agilent 34411A DVM bei IBMS durchgeführt.

Sowohl die Messverstärker, als auch die Kraftsensoren wurden auswärtig durch eine kalibrierte Referenz abgeglichen und daraufhin bei uns angeliefert. Wie im Abschnitt zuvor berichtet, wurde hierbei Unsicherheitsfaktor „Hebel“ berücksichtigt.

Die Systemkalibrierung der Messeinrichtung erfolgte mit einer speziell modifizierten Version der Systemsoftware FBRM.

- Zuerst wurde eine Nullung des Messverstärkers vorgenommen, das eine Messung ohne Last voraussetze. Auf beiden Kanälen wurde simultan mit einer Abtastrate von 1000/sec eine Messreihe von 2000 Werten aufgenommen. Dies entsprach einer Messdauer von 2 Sekunden. Es wurden jeweils die Mittelwerte der Messreihen beider Kanäle erfasst und diese wurden als Nullpunkte registriert.

- Anschließend wurde eine konstante Kraft von 300N-500N auf Sensor 1 eingeleitet, welche mit Hilfe eines Hebels und einer Klemmvorrichtung durchgeführt wurde.

- Danach erfasste man simultan auf beiden Kanälen mit einer Abtastrate von 1000/sec 20 mal 2000 Messwerte. Damit lag eine Messdauer von 40 Sekunden vor. Nun wurden wiederum die Mittelwerte auf beiden Kanälen bestimmt.

- Man führte noch weitere 10 solcher Messreihen durch mit jeweils unterschiedlichen Lasten. Aus den erhaltenen Messwerten wurde jeweils der Mittelwert gebildet.

Mittels dieser Messreihen wurde die Charakteristik der Bremskraft-Messkette gebildet und eine Funktionskurve (siehe Abb. 14) erstellt. Mit Hilfe der Software ergab sich folgende Formel:

$$F = 159,842 \text{ N/V} * U$$

Mit Hilfe dieses Faktors und dessen Einarbeitung in das Softwareprogramm konnte man die reellen Kraftwerte im Versuch bestimmen.

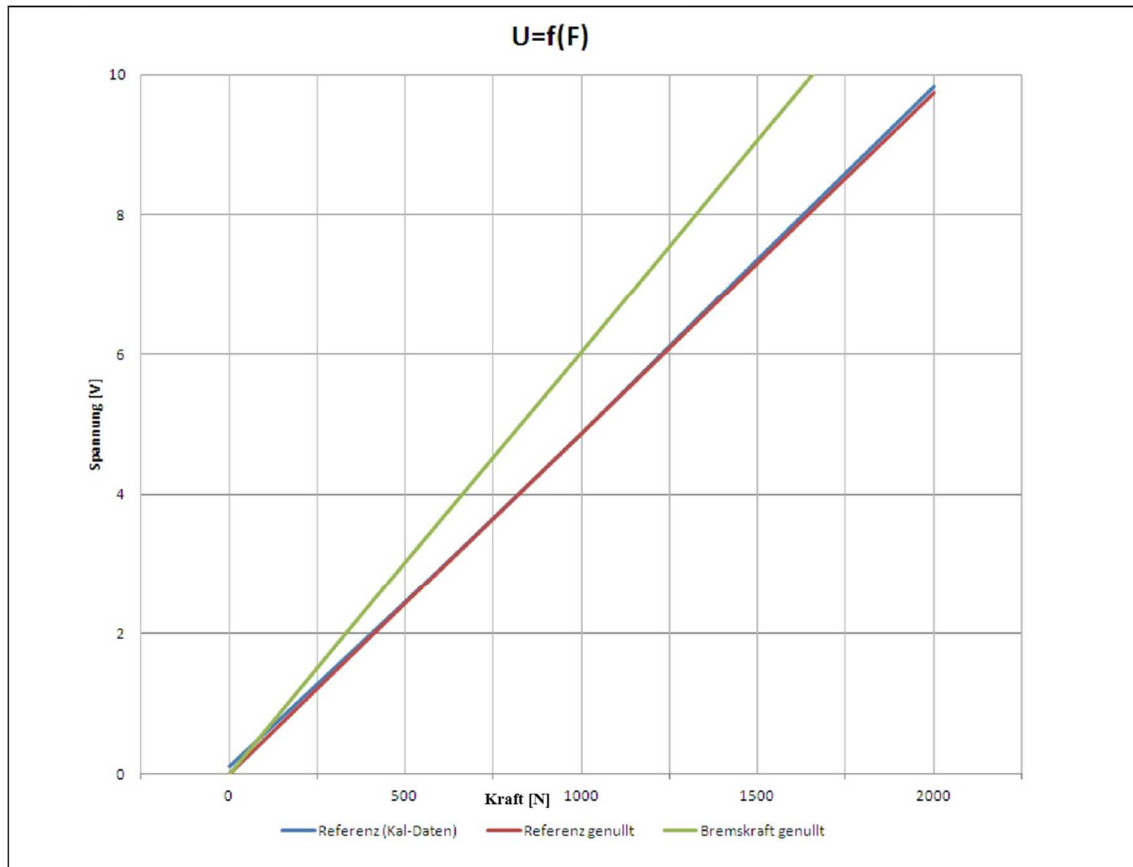


Abb. 15: Funktionskurve

Hier ist die inverse Funktion (Spannung als Funktion der Kraft) im Vergleich zur Referenz dargestellt. Die unterschiedlichen Steigungen der Geraden sind aufgrund der unterschiedlichen Hebel zu erklären. Mit Hilfe dieser Funktionskurve konnte der Faktor zur Umrechnung in die Messsoftware eingearbeitet werden. Dieses Schaubild der Messkurve zur Kalibrierung des Bremssimulators wurde in Zusammenarbeit mit dem Ing. Büro Sawatzki erstellt.

2.2.4 Messsoftware

Die Software für die Bremsversuche wurde in enger Zusammenarbeit mit dem Ingenieurbüro Sawatzki entwickelt.

Es wurden verschiedene Anforderungen an das Messprogramm gestellt:

1. Genaue Darstellung/Berechnung der Krafteinwirkungen auf die Pedale
2. Exakte Zeitmessung des Bremsverlaufs und deren Teilzeiten
3. Darstellung von Krafteinwirkung in Kombination mit dem Zeitverlauf mittels einer Grafik
4. Einfaches Exportieren der Daten in eine Excel-Datei

2.2.5 Visualisierung der Kraftwerte

Die Messsoftware visualisierte die Kraftwerte in einem Zeit/Kraft Diagramm. Auf der Ordinate wurden die Kraftwerte in [N] aufgetragen, die von den Sensoren der Pedale aufgenommen worden waren. Die Abszisse spiegelte den zeitlichen Verlauf in Sekunden wieder.

Da das Gaspedal bei Messbeginn durchgedrückt werden sollte, startete jede Messkurve im Zeitpunkt $t = 0s$ mit einem positiven Kraftwert. Nach einer gewissen Zeit wurde der Startschalter vom Versuchsleiter gedrückt, dass zum Aufleuchten der roten LED Lampe führte. Dieser Zeitpunkt wurde im Kraft/Zeit Diagramm durch einen grünen vertikalen Strich gekennzeichnet. Die Kraftkurve des Gaspedals verlief weiterhin dann meist parallel zur Abszisse bis die Testperson den Fuß vom Gaspedal nahm. Dieser Zeitpunkt wurde auf dem Diagramm mit Hilfe eines kurzen blauen vertikalen Strichs markiert. Das Zeitintervall von der Betätigung des Startschalters (grüner Strich) bis zur Abnahme des Drucks vom Gaspedal (blauer Strich) bezeichneten wir als Reaktionszeit. Das zweite Zeitintervall verlief von der Abnahme der Gaspedalkurve (blau) bis zum Anstieg der Bremskurve (rot). Bei der Messung wurde dieses Intervall als Transferzeit definiert. Somit konnte die Gesamtzeit des Bremsvorgangs leicht bestimmt werden, indem man die Reaktionszeit und die Transferzeit addierte. Die maximale Bremskraft wird ebenfalls durch eine Markierung im Diagramm angezeigt. Dieser Punkt zeigte den größten Kraftwert der Bremskurve (rot) an, der sich als kleines, schwarzes Kreuz darstellte (siehe Abb. 16).

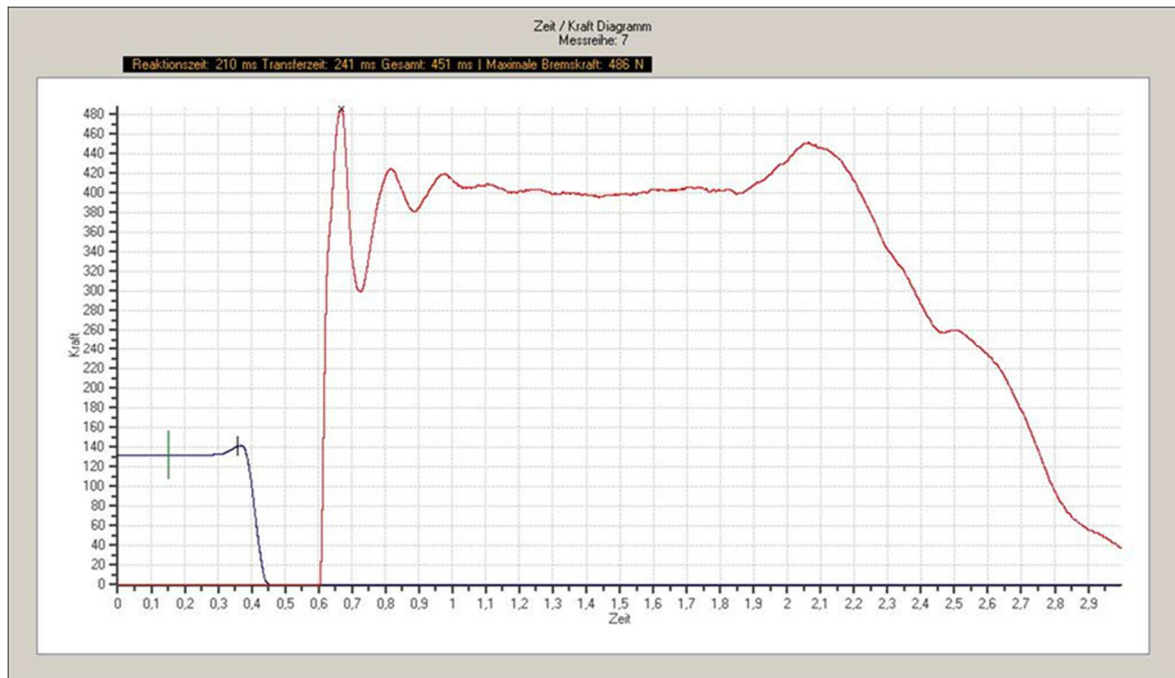


Abb. 16: Graphische Darstellung der Messwerte einer einzelnen Bremssimulation

Die Grafik zeigt ein Diagramm auf dem eine einzelne Bremssimulation auf dem PC dargestellt wurde. Hierbei sind verschiedene Linien sowie eine X- und Y-Achse zu erkennen. Die X-Achse spiegelt die Zeit in Sekunden wieder. Die Y-Achse weist die Kraft in Newton auf, welche auf die Pedale abgeben wird. Die Grüne Vertikale Linie – Start der Messung (Druck auf Auslöser). Die blaue Linie zeigt den Druck auf das Gaspedal. Die rote Linie zeigt die Kraftwerte, die auf dem Bremspedal gemessen wurden. Über der Grafik sind noch kurze Informationen über die digitalen Messwerte gegeben, sowie die Nummer des Messversuchs.

2.2.6 Versuchsablauf

Der Proband wurde vom Versuchsleiter in den Versuchsraum geführt und gebeten in den Fahr Simulator einzusteigen. Im sitzenden Zustand konnte der Proband seinen individuellen Abstand des Fahrersitzes zu den Pedalen manuell einstellen. Nun wurde die Testperson mit den genauen Instruktionen des Testes vertraut gemacht:

- Die Testperson wurde aufgefordert das Gaspedal voll durchzudrücken.
- Sobald das rote Licht aufleuchtete, wurde die Testperson aufgefordert so schnell und kraftvoll wie möglich auf die Bremse zu treten (Vollbremsung).
- Außerdem sollte das Bremspedal so lange durchgedrückt bleiben bis vom Versuchsleiter das Zeichen kam, den Bremsvorgang zu beenden.

Wenn keine Fehlmessung vorlag, wurde der Messwert gespeichert, und die Messung weitere neunmal wiederholt.

Nach Beendigung der Messreihe wurde der Proband gebeten auszusteigen und ein neuer weiterer Follow-Up Termin ausgemacht.

Die gespeicherten Daten wurden mit Hilfe einer Exportfunktion des Bremsprogramms in ein Microsoft Excel Format umgewandelt. Sie wurden unter dem Namen der Testperson abgespeichert, um zu einem späteren Zeitpunkt darauf zurückgreifen zu können.

2.2.7 Population und Datenerhebung

Die Studie umfasste insgesamt 82 Probanden, die in zwei Gruppen aufgeteilt waren. Die Unterteilung der verschiedenen Messgruppen kann Abb. 16 entnommen werden.

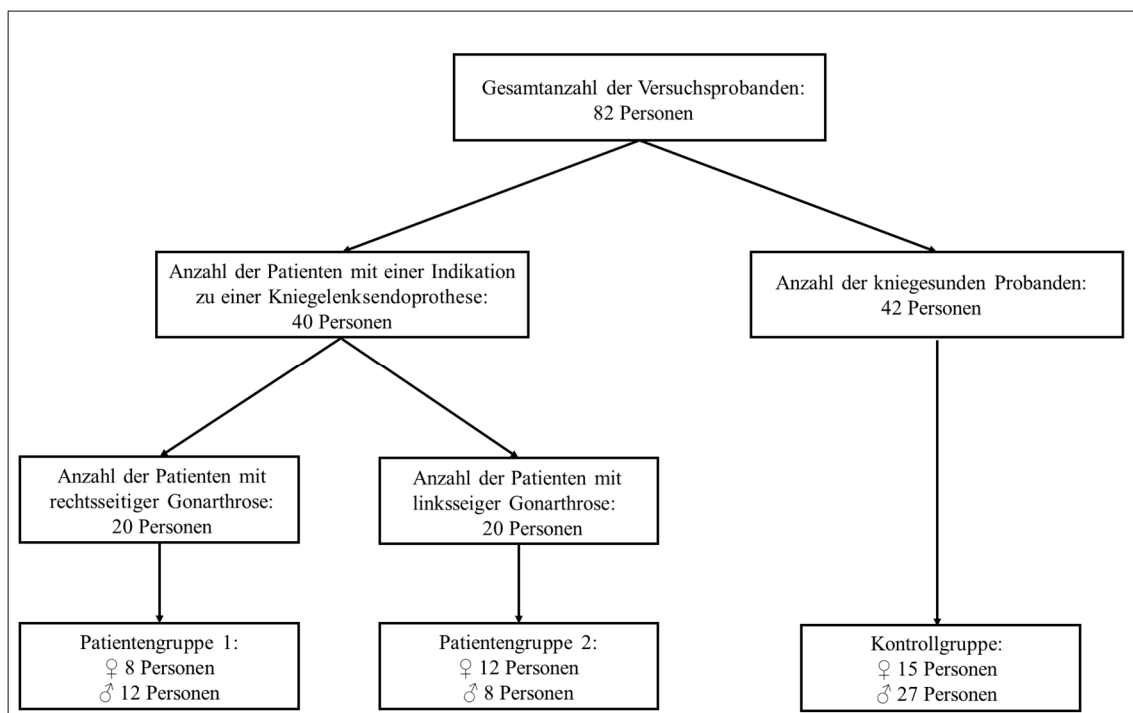


Abb. 17: Aufteilung der Gesamtprobanden in die einzelnen Fallgruppen

In der Abbildung ist die Aufgliederung der gesamten Probandenanzahl in die einzelnen Patientengruppen zu sehen. Im letzten Schritt der Aufgliederung wurden zusätzlich noch nach männlichen und weiblichen Probanden unterschieden. Diese wurden mit dem typischen Symbol (♀♂) gekennzeichnet.

Die jeweilige Indikation zur Kniegelenkttotalendoprothese wurde in der Ambulanz der Orthopädie des Universitätsklinikums Tübingen gestellt. Alle Testpersonen mussten einen gültigen Führerschein besitzen.

Die Ein- und Ausschlusskriterien für die Probandengruppen sind im Anhang unter Abschnitt 7.3.5 detailliert aufgelistet.

Bei der Kontrollgruppe wurde ein Mindestalter von 30 Jahren als Einschlusskriterium vorausgesetzt. Die Testpersonen der Kontrollgruppe durften keine Anzeichen einer Arthrose der unteren Extremitäten zeigen.

Die Messungen erfolgten zu verschiedenen Messzeitpunkten (siehe Tab. 6). Die Kontrollgruppe wurde nur zu einem Messpunkt untersucht.

Tab. 6: Tabellarische Darstellung der Messzeitpunkte

In der folgenden Tabelle sind die unterschiedlichen Messzeitpunkte bei denen eine Versuchsreihe im Bremssimulator durchgeführt wurde, aufgelistet. In der rechten Spalte sind die Patienteninformationen zu den jeweiligen Messzeitpunkten dargestellt.

Versuchsreihe	Messzeitpunkt	Informationen zum Messzeitpunkt
1	Präoperativer Tag	Tag vor der Operation
2	10 Tage postoperativ	Tag der Entlassung aus der Klinik
3	6 Wochen postoperativ	Klinisch, radiologische Kontrolle nach Reha
4	3 Monate postoperativ	Bisherige Empfehlung zur Führung eines PKWs
5	1 Jahr postoperativ	Abschlusskontrolle

Die Auswahl der Patienten mit Gonarthrose erfolgte nach einem bestimmten Verfahren. Der Patient erschien einen Tag vor seiner geplanten Operation in der Universitätsklinik Tübingen zur letzten Untersuchung. Sofern der Patient alle Kriterien erfüllte, wurde ihm die Studie vorgestellt. Nach der genauen Erläuterung des Studienablaufs und dem zeitlichen Aufwand wurde der Patient, um seine Zustimmung gebeten, die er in Form einer schriftlichen Zustimmungserklärung erteilte (siehe Anhang). Trotzdem konnte der Proband jederzeit ohne Angabe von Gründen die Studie abbrechen. Nach Unterzeichnung der Formalitäten wurde der Patient gebeten sich zum Fahrsimulator zu begeben. Beim Abschluss der ersten Messreihe wurde der Patient informiert, dass am Tage seiner Entlassung die zweite Versuchsreihe durchgeführt würde. Daraufhin wurden der „6 Wochen“ und der „3 Monats“ Messtermin mit dem Versuchsleiter und der Sekretärin aus der Abteilung Orthopädie vereinbart. Der „ein Jahr postoperativ“ Termin klärten die Patienten selbstständig mit dem Sekretariat der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Tübingen ab.

Die Testpersonen der Kontrollgruppe wurden vom Versuchsleiter direkt angesprochen und nur mit einer einzelnen Messreihe getestet.

2.2.8 Statistische Auswertung

Alle erhobenen Daten wurden mit dem PC-Programm Microsoft Office Excel 2003 verwaltet und mit PASW SPSS 22 statistisch ausgewertet.

Als Grundlage für multiple Tests wurde ein Signifikanzniveau von ($p \leq 0.05$) festgesetzt und als signifikant bezeichnet. Bei einem Signifikanzniveau von $p < 0.001$ konnte man den Vergleich als hoch signifikant bewerten. Die Normalverteilung der Daten wurde mittels Quantile-Quantile-Plot und Kolomogorov-Smirnov-Anpassungstest überprüft. Zum Vergleich des Patientenalters zwischen den einzelnen Patientengruppen wurde ein üblicher Zweistichproben t-Test unter der Annahme gleicher Varianzen verwendet.

Beim Vergleich der Messwerte zwischen den Messzeitpunkten innerhalb einer Gruppe wurden nichtparametrische Verfahren verwendet, da Ausreißer den Mittelwert beeinflussen würden. Dem Friedman-Test (Rangvarianzanalyse) für den verteilungsunabhängigen Vergleich mehrerer verbundener Stichproben von Messwerten hinsichtlich ihrer Tendenz liegt die Hypothese zugrunde, dass die Messzeitpunkte keinen Einfluss auf die Verteilung der Messwerte haben. Ist dieser Test signifikant, können danach paarweise Vergleiche nach Wilcoxon und Wilcox durchgeführt werden. Dabei wird untersucht inwieweit sich die Messwerte zu den verschiedenen Zeitpunkten unterscheiden.

Zum Vergleich der einzelnen Patientengruppen mit der Kontrollgruppe wurde stets der Einzelvergleich nach Dunnett durchgeführt.

Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Box Plots und Punktdiagramme verwendet. Die Ergebnisse wurden in Form von Mittelwert, Standardabweichung, sowie der Minimal-/ Maximalwerte angegeben. Die Box-Plots enthielten Median, Quartilsabstand (Bereiche 25–50-75), Ausreißer und Extremwerte. Die Punktdiagramme zeigten für jeden Messzeitpunkt alle Messwerte einer Gruppe auf. Zur Mittelung dieser Werte wurde eine graphische Linie eingefügt, um den durchschnittlichen postoperativen Messverlauf der Patientengruppe darzustellen.

3 Ergebnisse

Im Ergebnisteil werden die fünf verschiedenen Messzeitpunkte, wie folgt vereinfacht:

- Präoperativer Tag → Messzeitpunkt 1
- 10 Tage nach der Operation → Messzeitpunkt 2
- 6 Wochen nach der Operation → Messzeitpunkt 3
- 3 Monate nach der Operation → Messzeitpunkt 4
- 1 Jahr nach der Operation → Messzeitpunkt 5

3.1 Demographische Daten der Probanden

Die demographischen Daten der verschiedenen Probandengruppen sind der Tab. 7 zu entnehmen.

Tab. 7: Demographische Daten im Gruppenvergleich

Tabellarische Darstellung der demographischen Daten aller Probandengruppen. Gruppe 1 stellt die Patienten mit der Arthrose am rechten Kniegelenk dar. Gruppe 2 beinhaltet die Patienten mit linker Gonarthrose. Die Probanden aus der 3 Gruppen bilden ein kniegesundes Kollektiv

			Mittelw.	Standardabw.	Median	Min.	Max.	Fehlend	Gültige N	Gesamtanzahl
Größe	Gruppe	1	172	8	171	160	188	0	20	20
		2	166	9	167	150	178	0	20	20
		3	168	9	166	155	180	26	16	42
		Gesamt	168	9	168	150	188	26	56	82
Gewicht	Gruppe	1	93	23	91	55	165	0	20	20
		2	86	17	86	50	127	0	20	20
		3	73	14	70	55	110	26	16	42
		Gesamt	85	20	82	50	165	26	56	82
Alter	Gruppe	1	66	9	69	36	76	0	20	20
		2	72	9	73	55	86	0	20	20
		3	63	11	63	33	85	0	42	42
		Gesamt	66	10	67	33	86	0	82	82

Im Hinblick auf den Faktor Alter ließen sich zwischen der Kontrollgruppe und den Patienten aus Gruppe 1 (Gonarthrose rechts) keine statistisch signifikante Unterschiede erkennen ($p=0.254$). Beim Vergleich von Patientengruppe 2 (Gonarthrose links) mit der Kontrollgruppe zeigte sich allerdings ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich des Patientenalters ($p<0.001$). Zuletzt wurden noch die beiden Patientengruppen

miteinander verglichen, auch hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Patientenalters ($p=0.054$).

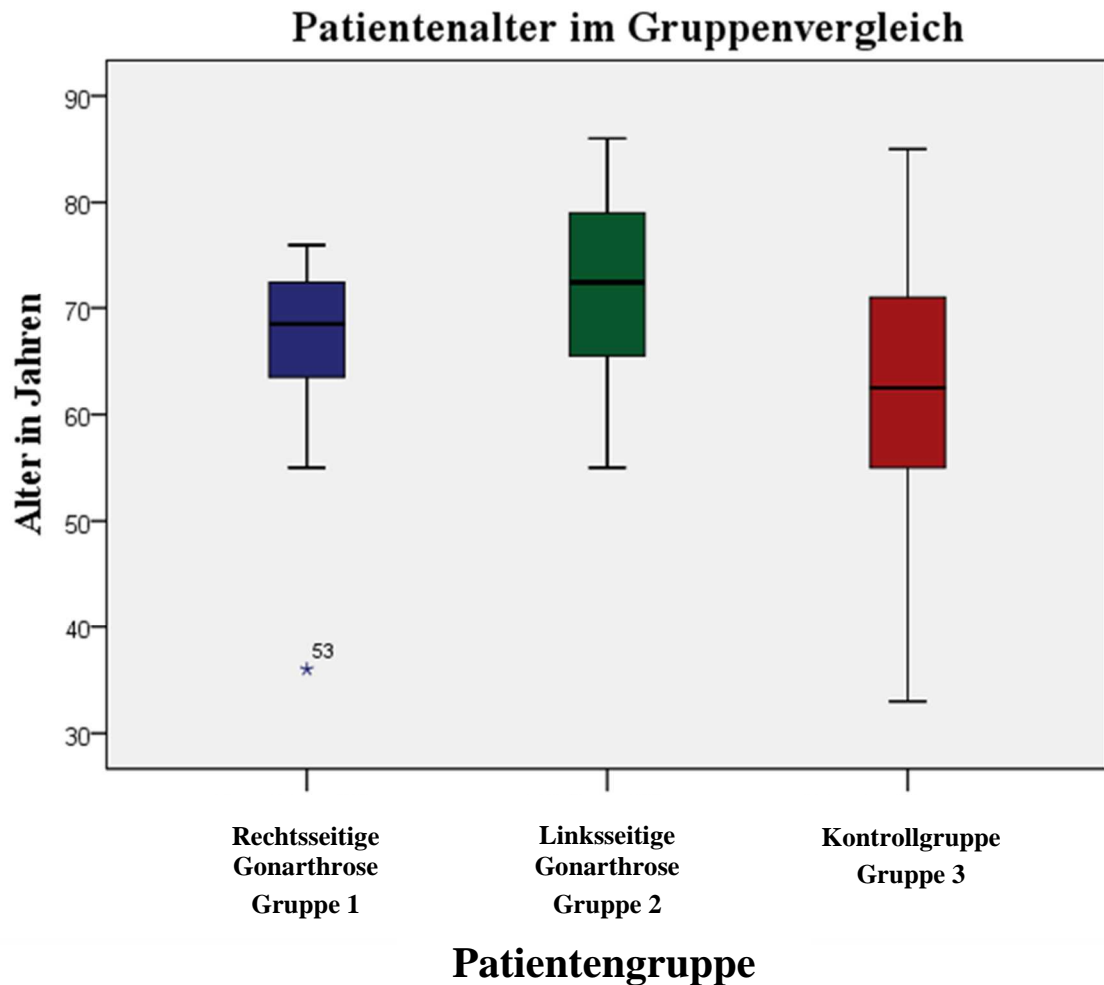


Abb. 18: Patientenalter im Gruppenvergleich

Box-Plot-Darstellung des Patientenalters für jede untersuchte Gruppe. Patientengruppe 1 bilden die Personen mit einer rechtsseitigen Gonarthrose (blau). Die Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose werden in Patientengruppe 2 (grün) abgebildet. Die Kontrollgruppe mit den kniegesunden Probanden stellen Gruppe 3 dar (rot).

3.2 Auswirkung einer endgradigen Gonarthrose auf die Fahrtauglichkeit

3.2.1 Faktor Reaktionszeit

Der Mittelwert der Reaktionszeiten aus Gruppe 1 betrug 261 ± 84 (170-525) ms, für die Gruppe 2 lag er bei 251 ± 51 (195-370) ms. Die Kontrollgruppe erreichte im Mittel Reaktionszeiten von 201 ± 43 (136-371) ms. Sowohl Gruppe 1, als auch Gruppe 2 zeigten statistisch signifikant schlechtere Reaktionswerte als die Kontrollgruppe. Im Vergleich zur Kontrollgruppe lag die Signifikanz der Reaktionszeit bei Gruppe 1 bei $p < 0.001$, die der Gruppe 2 bei $p < 0.001$.

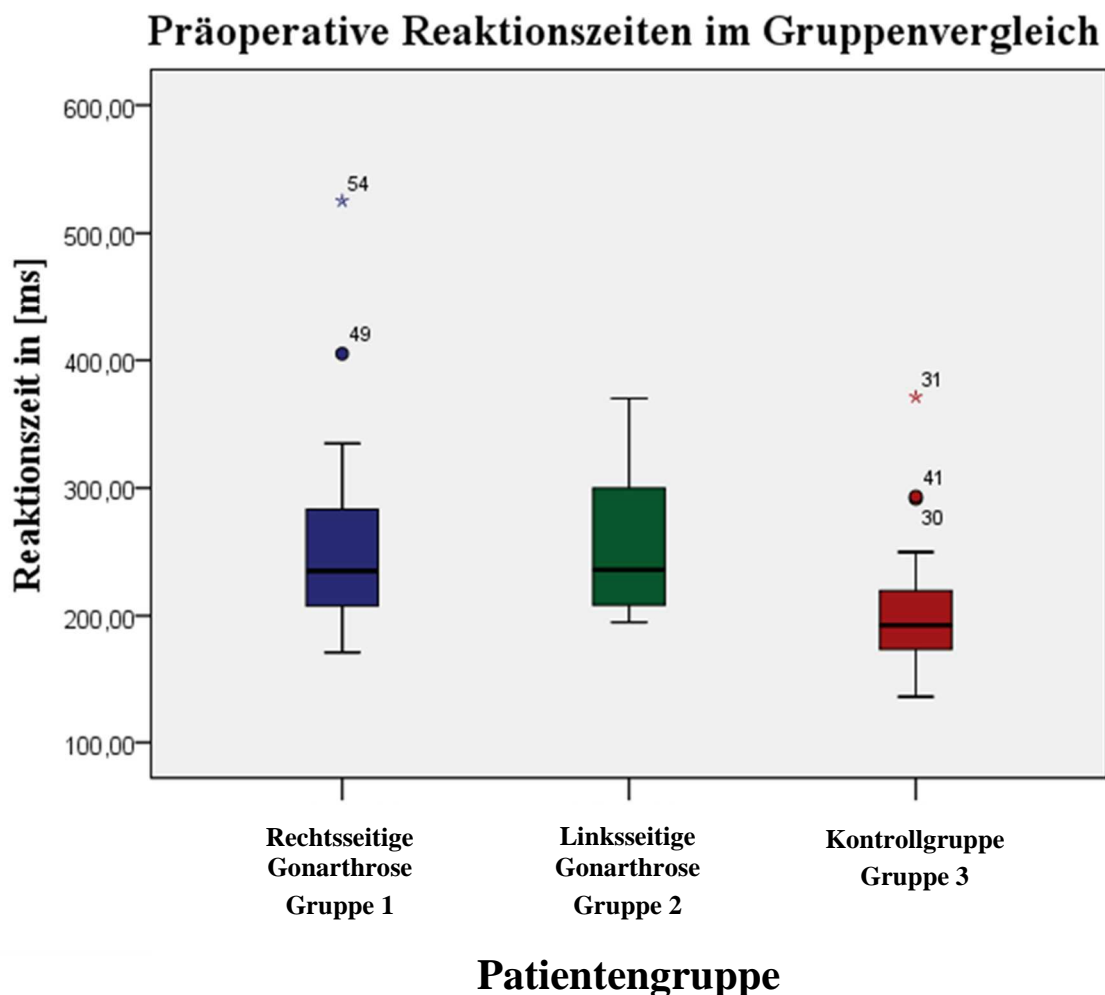


Abb. 19: Reaktionszeit im Gruppenvergleich

Box-Plot-Darstellung der Reaktionszeit (in ms) im Gruppenvergleich zum präoperativen Zeitpunkt.

3.2.2 Faktor Transferzeit

Bei den Transferzeiten von Patientengruppe 1 betrug der Mittelwert 345 ± 92 (218-588) ms, der bei Patientengruppe 2 lag bei 389 ± 88 (267-611) ms. Die Kontrollgruppe erzielte einen Mittelwert der Transferzeiten von 315 ± 91 (202-653) ms. Wie schon bei den Reaktionszeiten ergaben sich im Vergleich zur Kontrollgruppe statistisch schlechtere Messwerte für die Patientengruppen. Dabei lag die Signifikanz von Gruppe 1 bei $p=0.046$, sowie die der Gruppe 2 bei $p<0.001$ verglichen zur Kontrollgruppe.

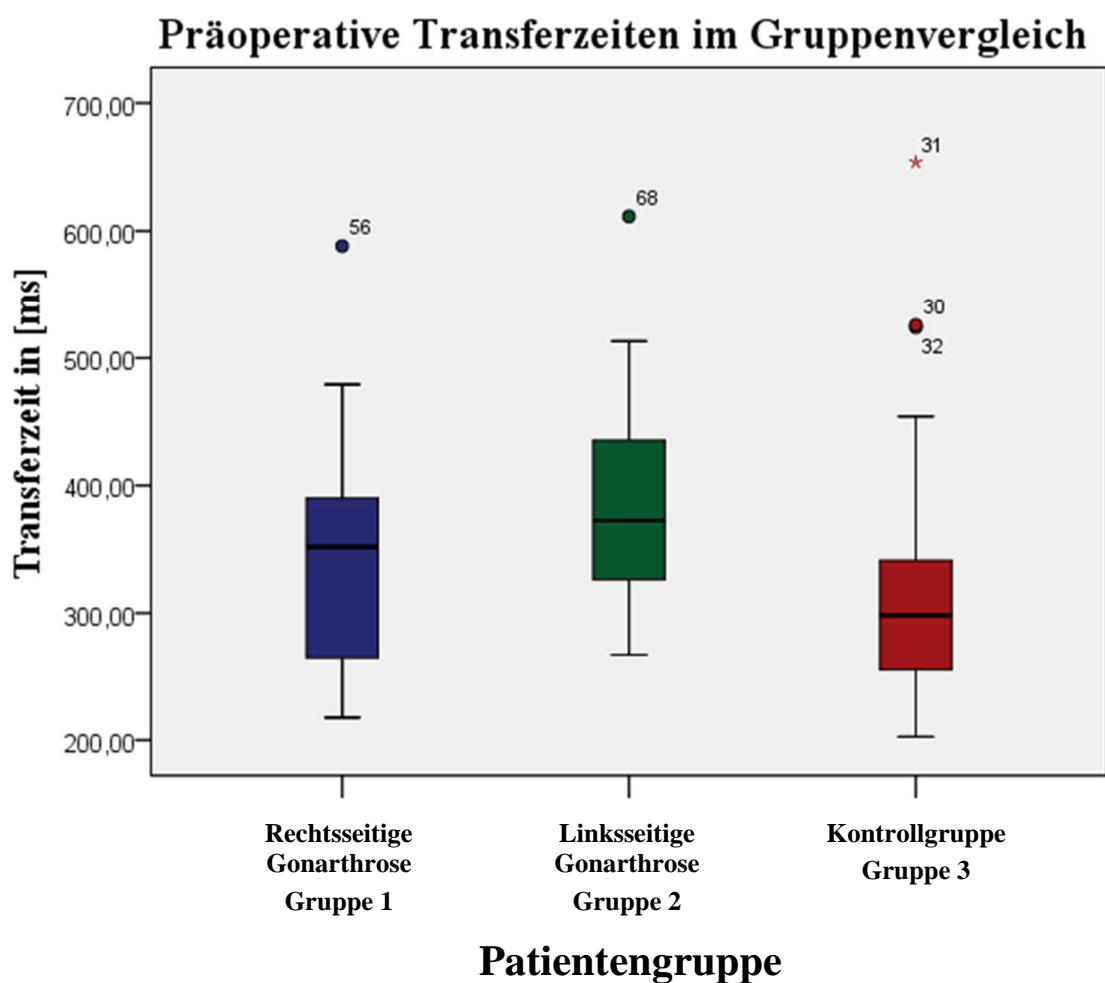


Abb. 20: Transferzeit im Gruppenvergleich

Box-Plot-Darstellung der Transferzeit (in ms) im Gruppenvergleich zum präoperativen Zeitpunkt.

3.2.3 Faktor Gesamtzeit

Die Mittelwerte der Gesamtzeiten wurden für jede Gruppe aus den zwei Einzelkomponenten (Reaktionszeit + Transferzeit) gebildet. Die Patienten der Gruppe 1 (rechtsseitige Gonarthrose) lieferten hierbei einen Mittelwert von 606 ± 137 (404-899) ms und die Patientengruppe 2 (linksseitige Gonarthrose) einen Mittelwert von 639 ± 122 (488-868) ms. Bei der Kontrollgruppe ergab sich ein Mittelwert von 516 ± 121 (378-1025) ms. Patientengruppe 1 erzielte mit einer Signifikanz von $p=0.002$ schlechtere Messwerte im Vergleich zur Kontrollgruppe. Ähnlich verhielte es sich mit Patientengruppe 2. Hierbei erzielten die Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose deutlich signifikant schlechtere Messwerte ($p<0.001$) im Vergleich zur Kontrollgruppe.

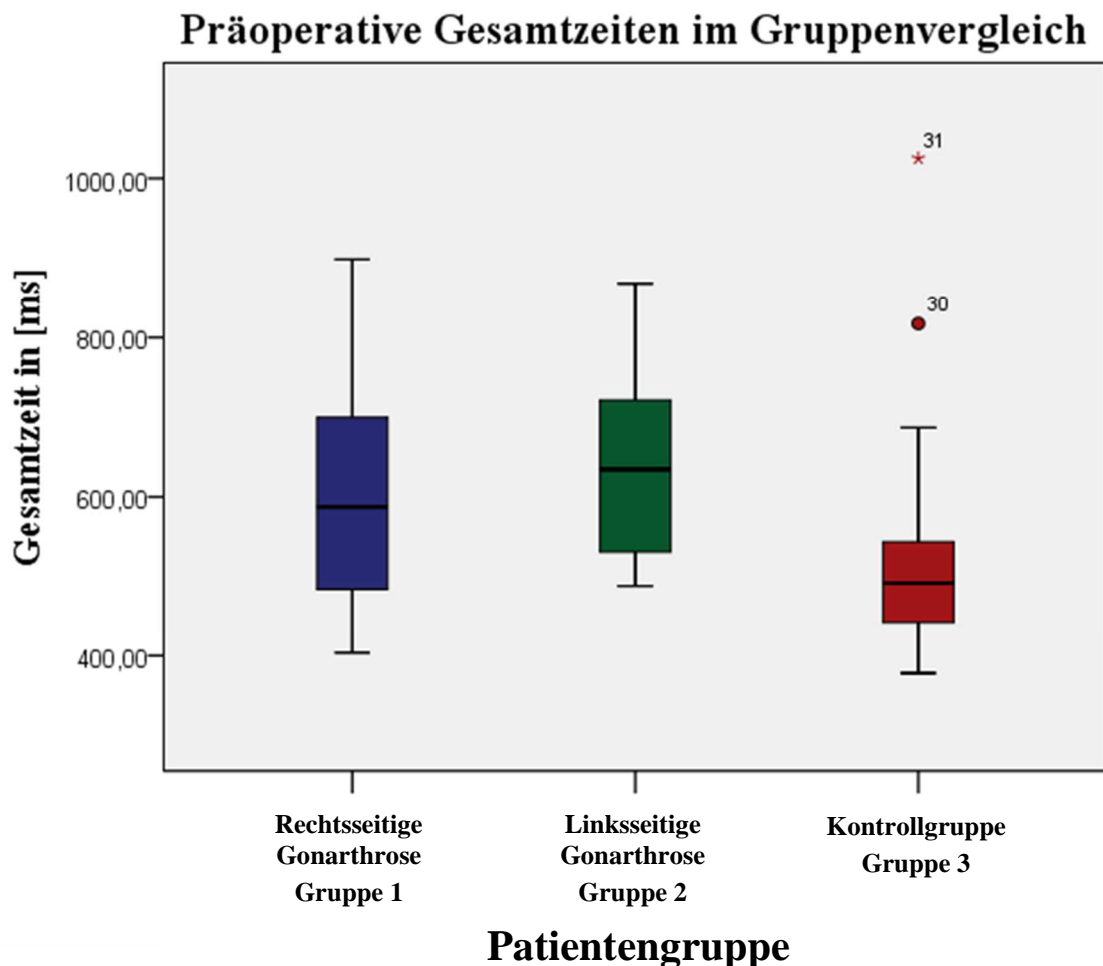


Abb. 21: Gesamtzeit im Gruppenvergleich

Box-Plot-Darstellung der Gesamtzeit (in ms) im Gruppenvergleich (präoperativer Zeitpunkt)

3.2.4 Faktor Bremskraft

Als letzter Faktor wurde die Bremskraft zum präoperativen Zeitpunkt in den einzelnen Patientengruppen untersucht. Hier zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen 1 und 2 im Vergleich zur Kontrollgruppe. Der Mittelwert für die Bremskraft in der Gruppe mit rechtsseitiger Gonarthrose lag bei 553 ± 246 (184-956) N und die der Patientengruppe mit linksseitiger Gonarthrose bei 582 ± 371 (173-1533) N. Die Kontrollgruppe erzielte beim Faktor Bremskraft einen Mittelwert von 456 ± 240 (127-1256) N. Für die Bremskraft der Patientengruppe 1 im Vergleich zur Kontrollgruppe ergab sich keine statistische Signifikanz ($p=0.167$). Das gleiche galt beim Vergleich der Bremskraftmittelwerte von Patientengruppe 2 und der Kontrollgruppe. Die hier ermittelte Signifikanz von ($p=0.402$) kann ebenfalls nicht als statistisch signifikant bewertet werden

Präoperative Bremskraftwerte im Gruppenvergleich

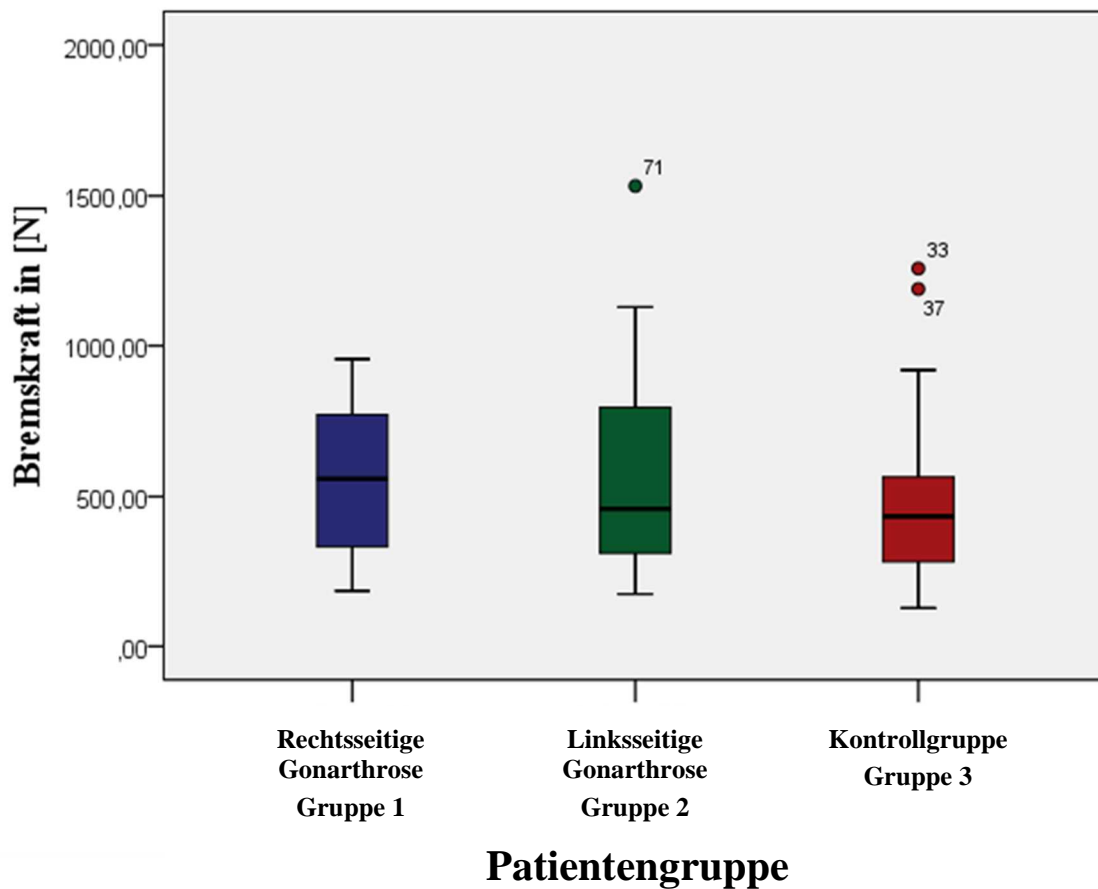


Abb. 22: Bremskraft im Gruppenvergleich

Box-Plot-Darstellung der Bremskraft (in ms) im Gruppenvergleich zum präoperativen Zeitpunkt.

3.3 Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese

In diesem Abschnitt wurden innerhalb der einzelnen Patientengruppen die Messwerte zu den jeweiligen Messzeitpunkten verglichen. Wie im Abschnitt Methoden beschrieben wurden fünf feste Zeitpunkte untersucht.

Messpunkt 1 → Präoperativ

Messpunkt 2 → 10 Tage postoperativ

Messpunkt 3 → 6 Wochen postoperativ

Messpunkt 4 → 3 Monate postoperativ

Messpunkt 5 → 1 Jahr postoperativ

3.3.1 Kniegelenktotalendoprothese rechts (Gruppe 1)

In folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der einzelnen Messzeitpunkte von Patientengruppe 1, vor und nach der Implantation einer künstlichen Knieprothese, veranschaulicht.

3.3.1.1 Einfluss auf die Reaktionszeiten der Patienten

In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte der Reaktionszeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten tabellarisch dargestellt.

Tab. 8: Mittelwerte der Reaktionszeiten Gruppe 1

Die Tabelle zeigt die Reaktionszeiten in [ms] der Patientengruppe 1 zu den verschiedenen Messzeitpunkten.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	261	84	171	525
10 Tage postop.	247	70	165	440
6 Wochen postop.	204	34	144	260
3 Monate postop.	213	38	142	299
1 Jahr postop.	203	20	165	234

Zudem werden deren Reaktionszeiten im Zeitverlauf betrachtet.

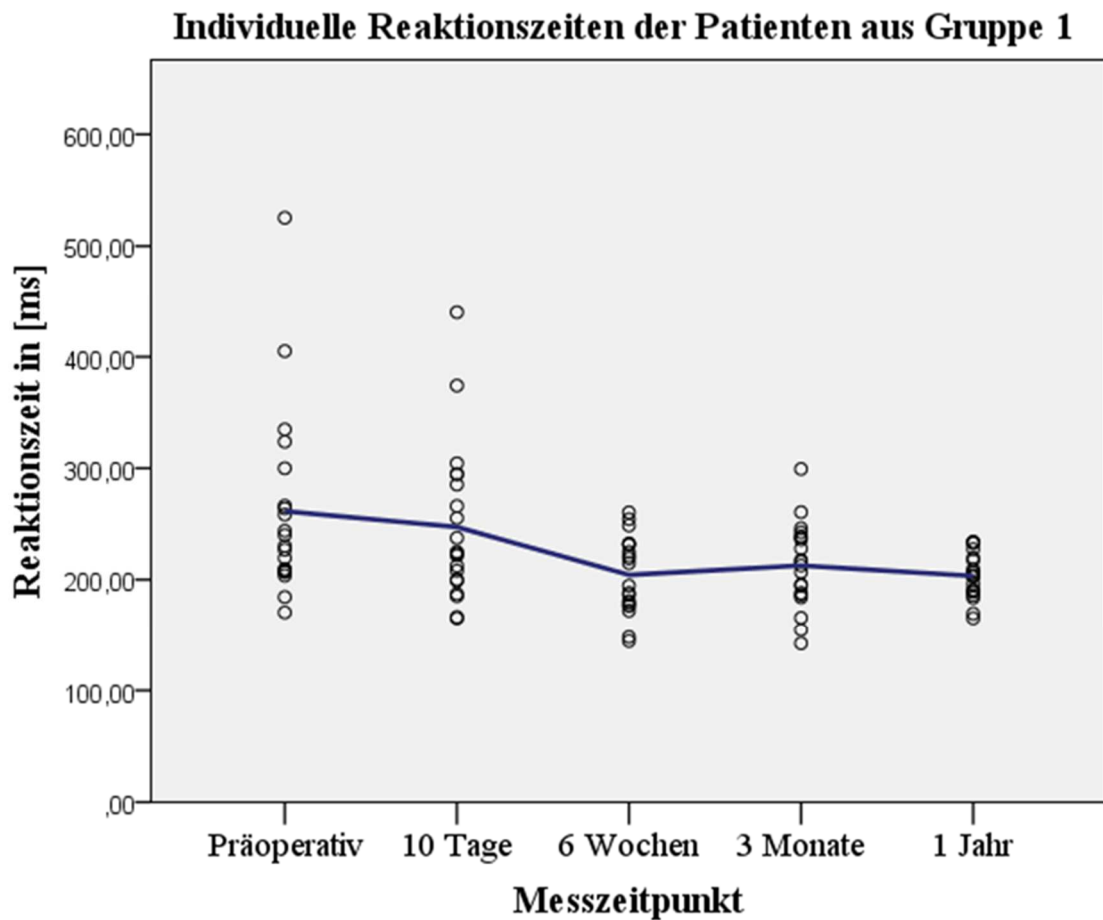


Abb. 23: Mittelwerte der Reaktionszeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1)

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Reaktionszeit jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 1 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zum gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Dies lässt eine Tendenz der Reaktionszeit im Studienverlauf erkennen.

Bei Betrachtung der Messwerte im Verlauf der Studie stellt man schnell fest, dass die Reaktionszeiten nach der Operation im Vergleich zu den präoperativen Werten, kürzer sind. Nur zu den Zeitpunkten 6 Wochen postoperativ, sowie 3 Monate postoperativ, kam es zu einer Verlängerung der Reaktionszeit. Bei der statistischen Auswertung lässt sich ermitteln, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Messzeitpunkten 1 und 2 besteht ($p=0.934$). Genauso wenig ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Werten präoperativ verglichen mit den Werten zum Messzeitpunkt 4 ($p=0.128$). Sowohl zwischen den präoperativen Werten und den Messergebnissen zum Zeitpunkt 3 ($p=0.011$), als auch denen zwischen präoperativen Werten und Zeitpunkt 5

($p=0.005$), ergaben sich signifikant verbesserte Reaktionszeiten. Beim statistischen Vergleich der Reaktionszeitmittelwerte der anderen Messzeitpunkte konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. In der anschließenden Abbildung wird dies mit Hilfe einer Box-Plot Darstellung verdeutlicht.

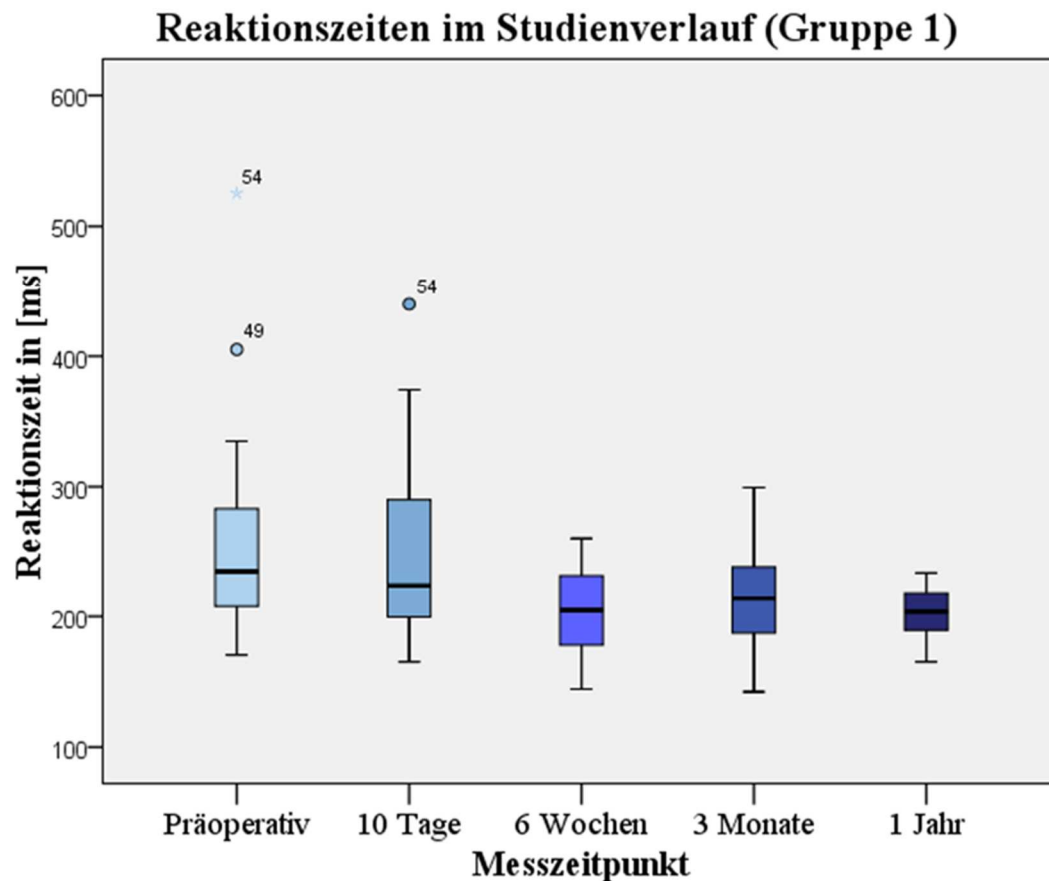


Abb. 24: Darstellung der Reaktionszeiten aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf

Box-Plot-Darstellung der Reaktionszeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.1.2 Einfluss auf die Transferzeiten der Patienten

Es wurde die Transferzeit im Verlauf der verschiedenen Messzeitpunkte bestimmt und dargestellt.

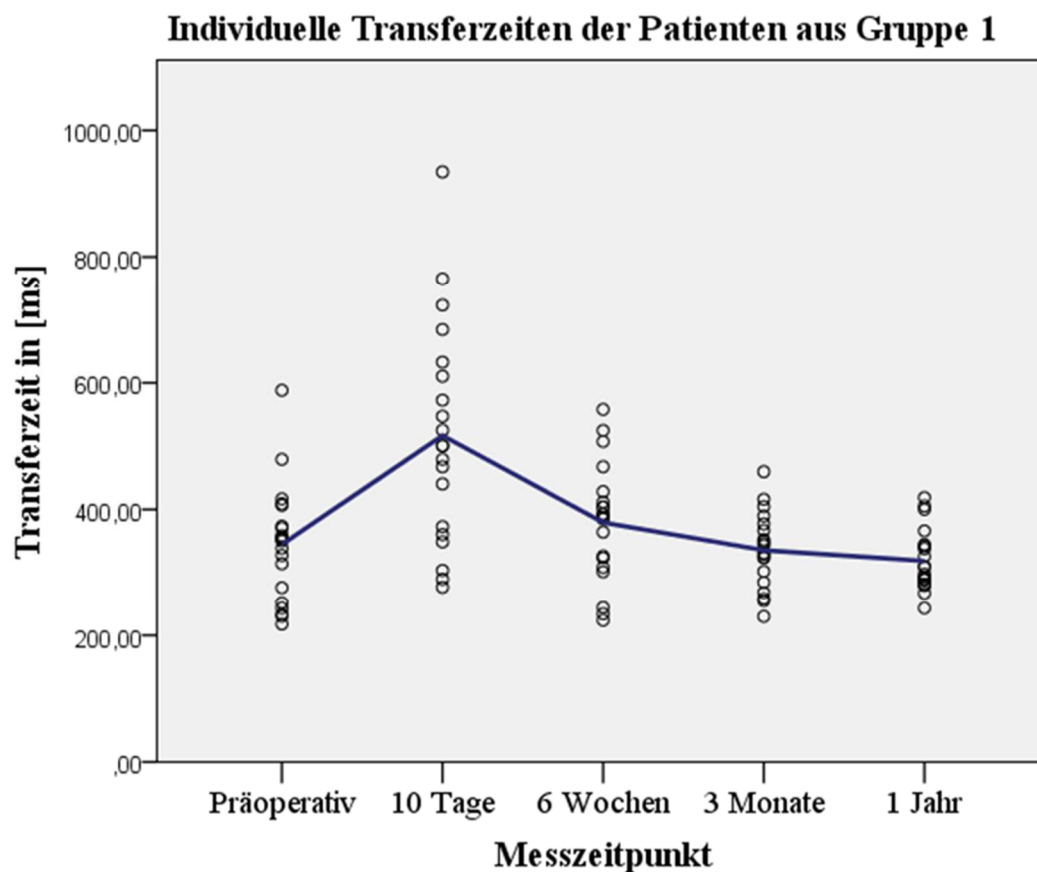
Folgende Tabelle stellt die Mittelwerte der Transferzeiten aller Patienten von Gruppe 1 dar.

Tab. 9: Mittelwerte der Transferzeiten Gruppe 1

Die Tabelle zeigt die Transferzeiten in [ms] zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte von Patienten der Gruppe 1 (Gonarthrose rechts) eingegangen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	345	92	218	588
10 Tage postop.	517	173	277	935
6 Wochen postop.	379	93	224	558
3 Monate postop.	336	59	230	460
1 Jahr postop.	319	48	243	419

Zusätzlich wurden für jeden Patienten aus Gruppe 1 die Transferzeiten für jeden einzelnen Messzeitpunkt bestimmt und in einem Verlaufsdiagramm dargestellt (Abb.24).

**Abb. 25: Mittelwerte der Transferzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1)**

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Transferzeit jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 1 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zu gewünschten Messzeitpunkt anzeigt. Dies lässt die Tendenz der Transferzeit im Studienverlauf erkennen.

Wie bereits in Abb. 24 zu erkennen ist, kommt es bei den Mittelwerten der Transferzeit im zeitlichen Verlauf zu einem Anstieg der Transferzeit zum Messzeitpunkt 2 (10 Tage post.). Im Verlauf nehmen die Transferzeiten dann wieder kontinuierlich ab. Bei Gruppe 1 sind die Mittelwerte der Transferzeiten nach 6 Wochen wieder im Bereich der präoperativen Werte und werden im Verlauf immer kürzer.

Statistisch gesehen, ergaben sich hier vor allem hoch signifikant schlechtere Werte in der Transferzeit zum Messzeitpunkt 10 Tage postoperativ verglichen mit den präoperativen Werten ($p < 0.001$). Zu den späteren Messzeitpunkten im Verlauf ließen sich keine signifikanten Unterschiede zu den präoperativen Werten ermitteln.

Des Weiteren zeigten sich für die Transferzeit signifikante Unterschiede zwischen dem Messzeitpunkt 2 und den folgenden postoperativen Messungen. So liegen zum Messzeitpunkt 3 verglichen mit Messzeitpunkt 2 signifikant bessere Transferzeitwerte vor ($p = 0.045$). Hoch signifikante Verbesserungen liegen im Messzeitpunkt 4 ($p < 0.001$) und 5 ($p < 0.001$) verglichen zu den 10 Tage postoperativen Werten vor.

Zuletzt liegt noch ein signifikanter Unterschied zwischen den 6 Wochen postoperativen Werten verglichen zu den 1 Jahr postoperativen Werten vor. Hier sind die ein Jahreswerte ($p = 0.042$) signifikant besser.

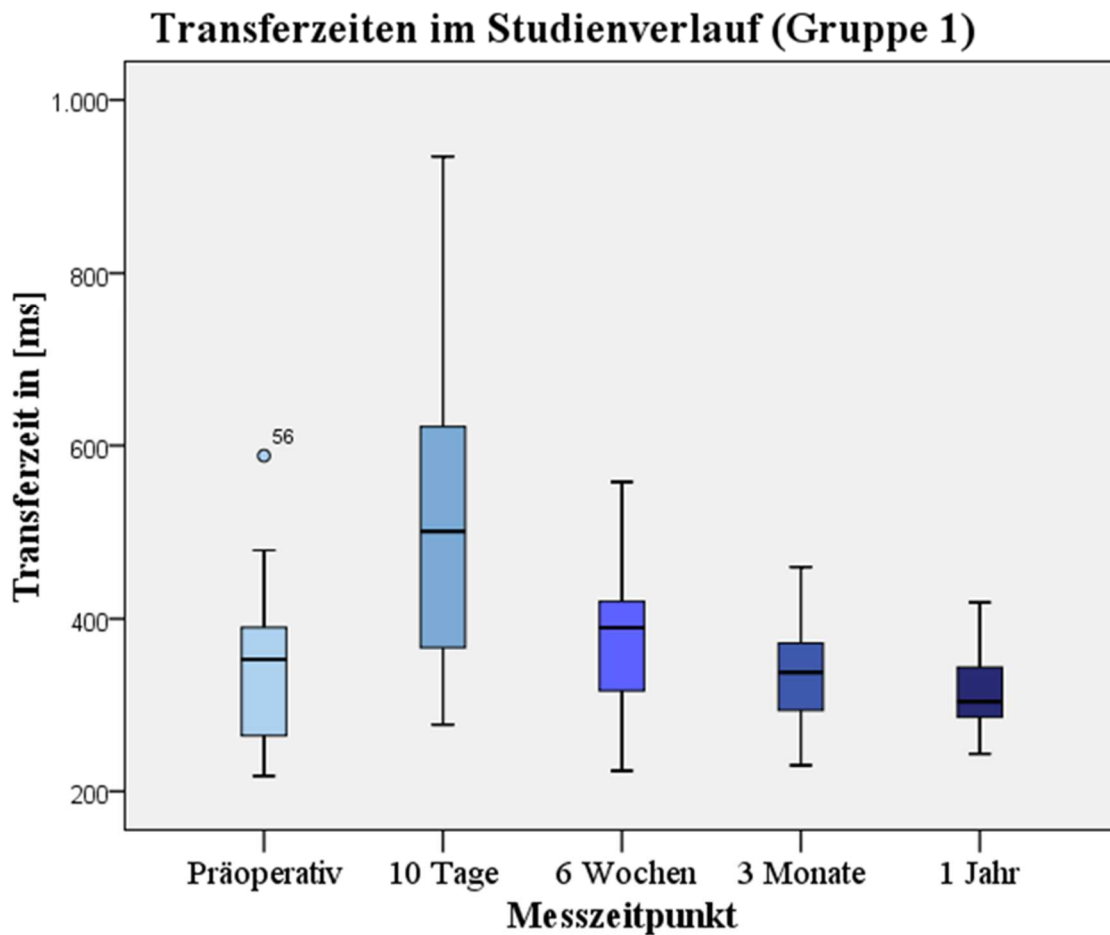


Abb. 26: Darstellung der Transferzeiten aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf

Box-Plot-Darstellung der Transferzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.1.3 Einfluss auf die Gesamtzeiten der Patienten

Die Mittelwerte der Gesamtzeit von Gruppe 1 sind in Tab. 10 dargestellt

Tab. 10: Mittelwerte der Gesamtzeit Gruppe 1

Die Tabelle zeigt die Gesamtzeiten in [ms] zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte von Patienten der Gruppe 1 eingegangen, welche eine Gonarthrose rechtsseitig aufwiesen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	606	137	404	899
10 Tage postop.	764	213	443	1239
6 Wochen postop.	584	110	382	790
3 Monate postop.	548	89	372	702
1 Jahr postop.	522	63	432	646

Die nächsten beiden Abbildungen wurden zur besseren Veranschaulichung erstellt.

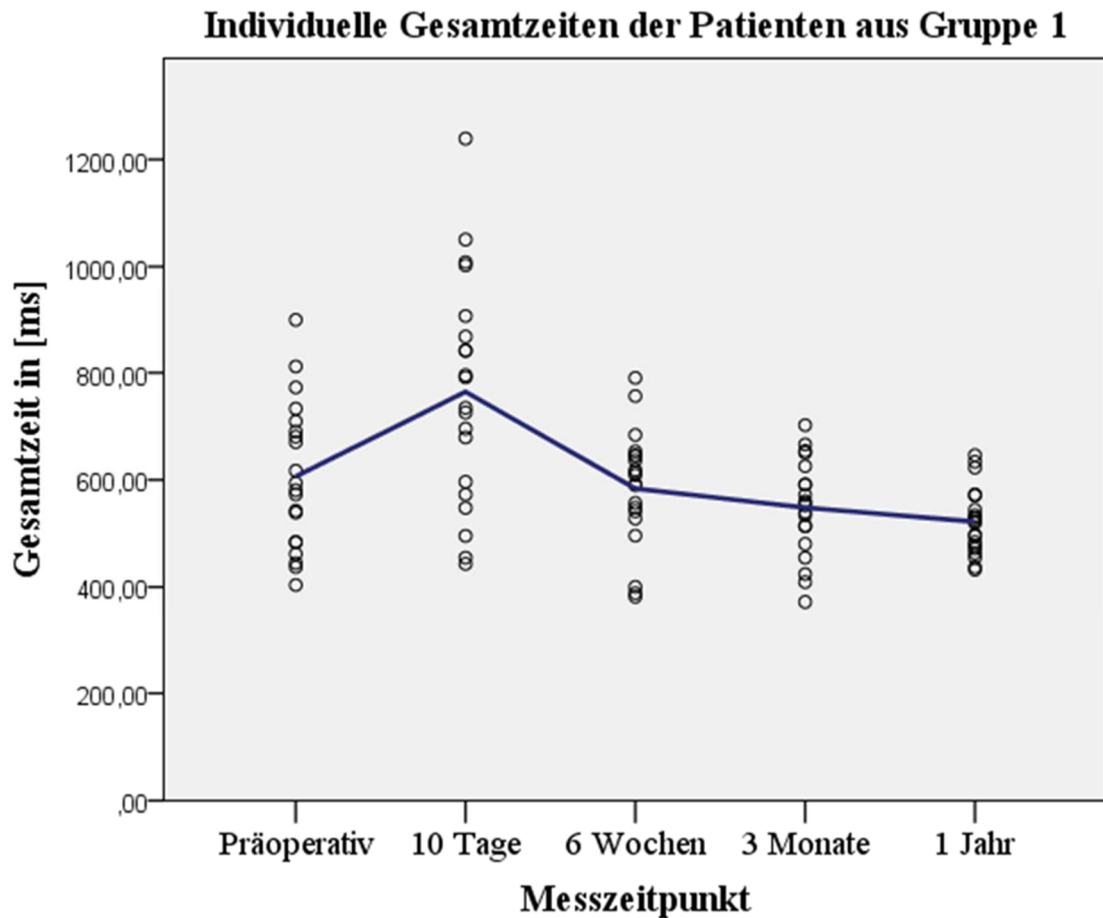


Abb. 27 : Mittelwerte der Gesamtzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1)

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Gesamtzeit jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 1 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zum gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Dies lässt die Tendenz der Gesamtzeit im Studienverlauf erkennen.

Wie bereits vermutet stellen sich hier ähnliche Verläufe wie bei den Transferzeiten zuvor dar. Die Gesamtzeit wird deutlich länger zum Messzeitpunkt 10 Tage postoperativ und verbessert sich im Verlauf der anderen Messzeitpunkte kontinuierlich.

Statistisch lassen sich im Vergleich mit den präoperativen Werten zwei signifikante Unterschiede bestimmen. Zum einen eine signifikante Verschlechterung der Gesamtzeit zum Messzeitpunkt 10 Tage postoperativ ($p=0.032$), sowie eine Verbesserung der Gesamtzeit ein Jahr nach Operation ($p=0.045$). Ansonsten lagen nur signifikante Unterschiede zwischen den Messwerten vom Messzeitpunkt 2 verglichen mit den Gesamtzeiten der darauffolgenden Messzeitpunkte vor. Beim Vergleich mit den Messwerten zum Messzeitpunkt 3 lag eine signifikante Verbesserung vor ($p=0.014$). Des

Weiteren waren sowohl die 3 Monatswerte ($p < 0.001$), als auch die Jahreswerte ($p < 0.001$) hoch signifikant besser, verglichen mit den Werten zum Messzeitpunkt 2.

Auch hier wurde zur besseren Verdeutlichung eine Abbildung mittels Box-Plot erstellt.

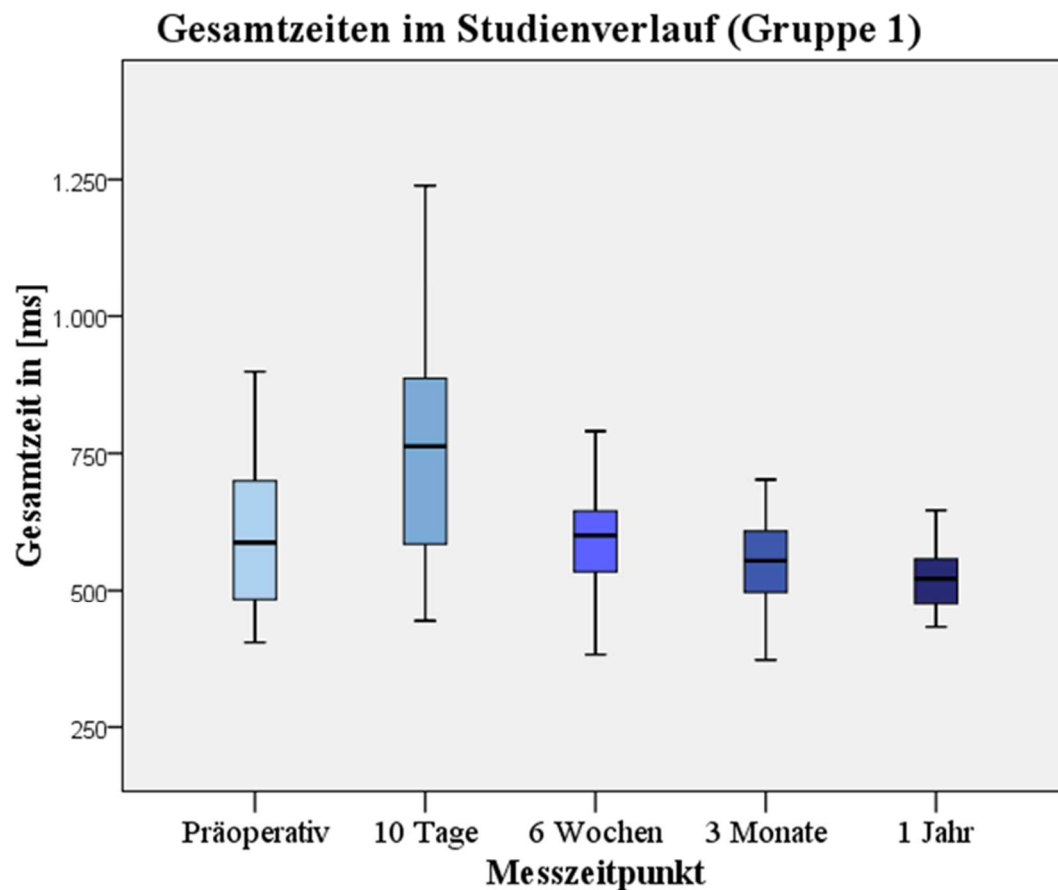


Abb. 28: Darstellung der Gesamtzeiten aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf

Box-Plot-Darstellung der Gesamtzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.1.4 Einfluss auf die Bremskraft der Patienten

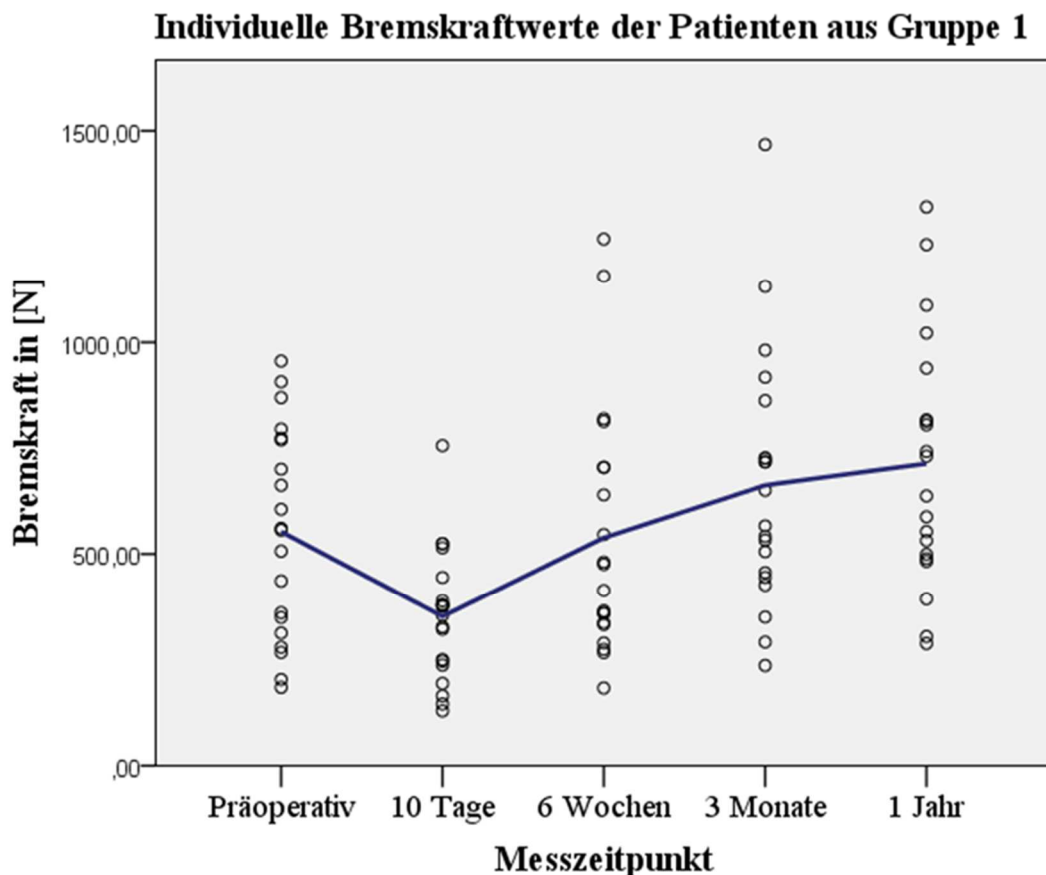
Als letzter Faktor wurde noch die Bremskraft in Gruppe 1 zu den jeweiligen Messzeitpunkten bestimmt. Auch hier wurden die Mittelwerte der Untersuchungsergebnisse tabellarisch dargestellt.

Tab. 11: Mittelwerte der Bremskraft Gruppe 1

Die Tabelle zeigt die Bremskraftwerte in Newton zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte von Patienten der Gruppe 1 eingegangen, die eine Gonarthrose rechtsseitig aufwiesen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	553	246	184	956
10 Tage postop.	351	154	129	756
6 Wochen postop.	538	294	183	1245
3 Monate postop.	663	301	236	1468
1 Jahr postop.	714	293	288	1321

Bei näherer Betrachtung der Mittelwerte für die Bremskraft lässt sich bereits ein ähnlicher Verlauf, wie in den vorigen Abschnitten erkennen. So ist eine deutliche Reduzierung der Bremskraft im Messzeitpunkt 2 zu sehen, die sich während des postoperativen Verlaufs wieder stetig erhöht.

**Abb. 29: Mittelwerte der Bremskraft (in N) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1)**

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Bremskraft jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 1 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zu dem gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Dies lässt die Tendenz der Bremskraft im Studienverlauf erkennen.

Wie die Abbildungen zeigen liegt im Messzeitpunkt 10 Tage postoperativ eine deutliche Reduzierung der Bremskraft vor. Diese erhöht sich dann aber wieder stetig und ist zuletzt deutlich größer als zum präoperativen Zeitpunkt.

Bei der statistischen Auswertung zeigte sich, dass verglichen mit den präoperativen Werten zwei signifikante Unterschiede bestehen. Es wird eine deutliche Verschlechterung der Bremskraft zum Messzeitpunkt 2 ermittelt ($p < 0.001$). Dagegen lässt sich zum Messzeitpunkt 5 eine Zunahme der Bremskraft verglichen mit den präoperativen Werten ($p = 0.065$) aufzeigen. Eine signifikante Verbesserung der Bremskraftwerte im Vergleich zu dem 10 Tage postoperativen Wert, lässt sich für alle späteren Messzeitpunkte ermitteln. 6 Wochen nach Operation ist die signifikante Verbesserung ($p = 0.007$) und bei den beiden späteren Messzeitpunkten 4 und 5 ($p < 0.001$). Dies stellt im Vergleich zu den 10 Tage postoperativen Werten eine deutliche Steigerung der Bremskraftverläufe dar. Außerdem wurde noch eine hoch signifikante Steigerung der Bremskraft zwischen dem Jahreswert und dem 6 Wochen postoperativen Messwert bestimmt ($p = 0.004$).

Diese Unterschiede werden in der nächsten Abbildung nochmals genau dargestellt.

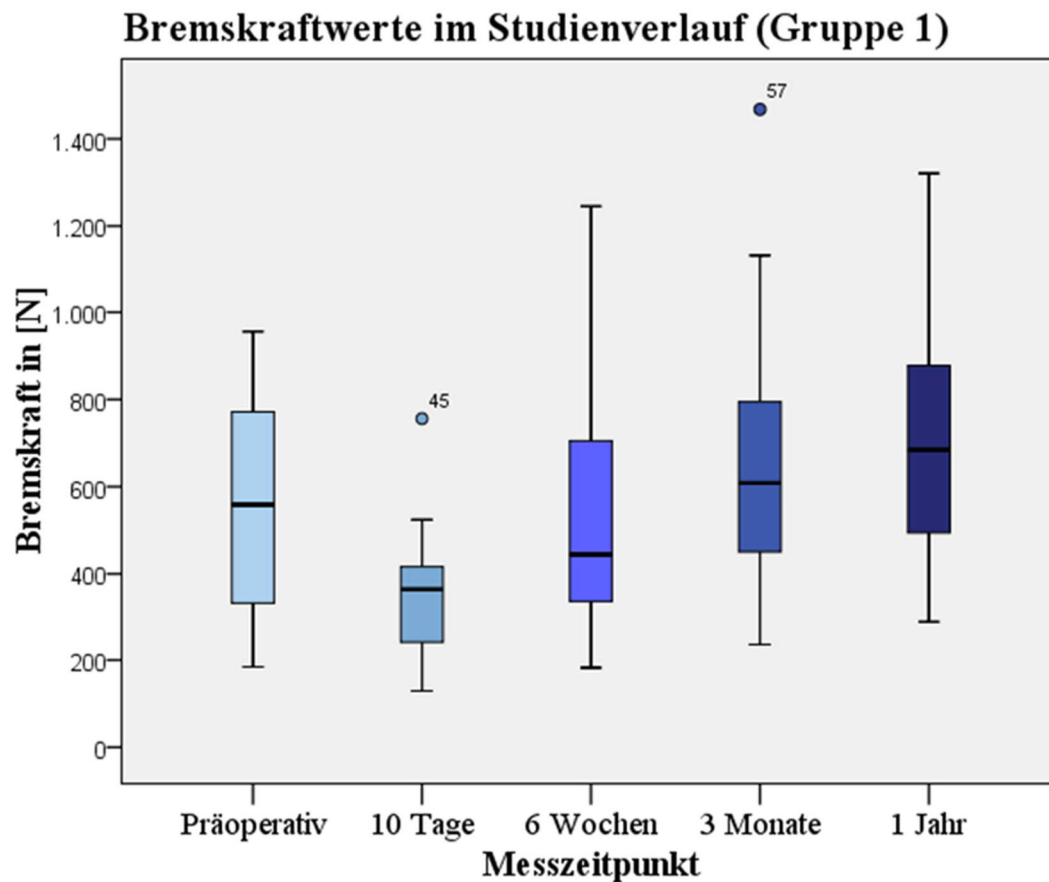


Abb. 30: Darstellung der Bremskraftwerte aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf
 Box-Plot-Darstellung der Bremskraftwerte zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.2 Implantation einer Kniegelenkttotalendoprothese links (Gruppe 2)

Analog zu Patientengruppe 1 wurden die Untersuchungsergebnisse auch für die der Patientengruppe 2 zu den verschiedenen Messzeitpunkten dargestellt.

3.3.2.1 Einfluss auf die Reaktionszeiten der Patienten

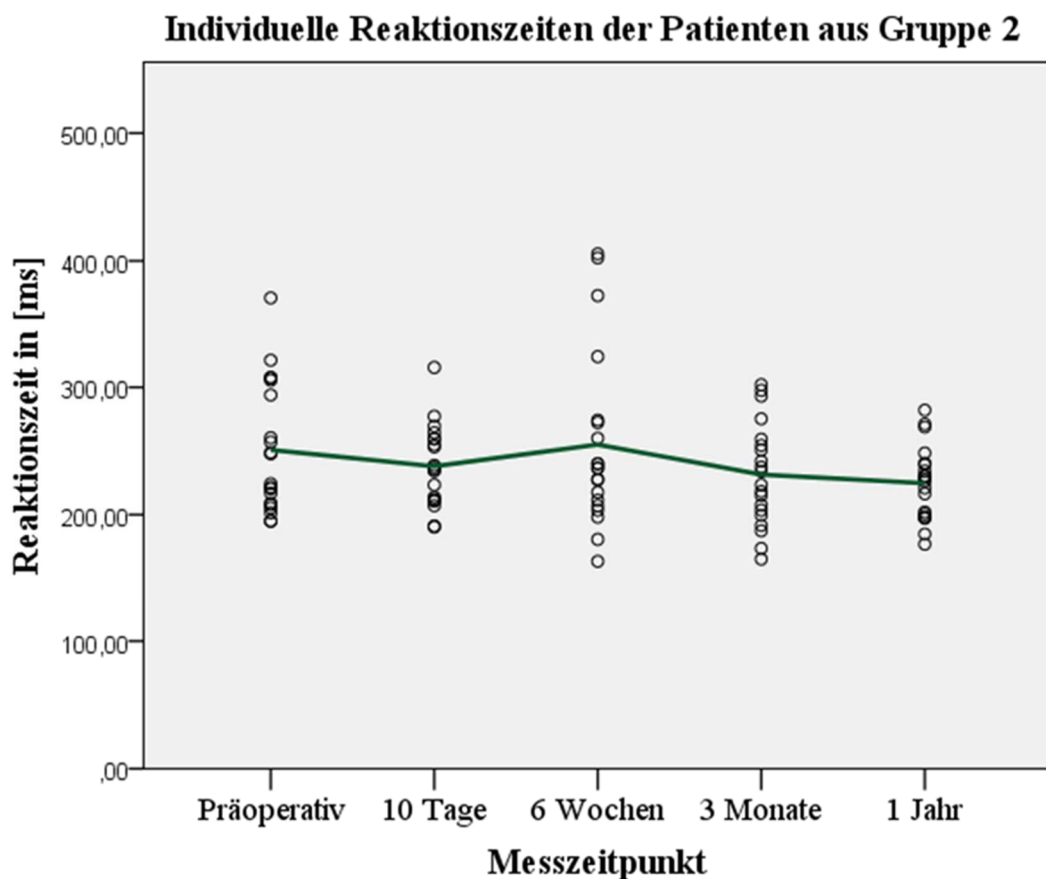
Zunächst wurden die Mittelwerte der Reaktionszeiten für Patientengruppe 2 tabellarisch dargestellt.

Tab. 12: Mittelwerte der Reaktionszeiten Gruppe 2

Die Tabelle zeigt die Reaktionszeiten in [ms] zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte der Patienten aus Gruppe 2 (Gonarthrose links) eingegangen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	251	51	195	370
10 Tage postop.	238	32	190	316
6 Wochen postop.	255	69	163	406
3 Monate postop.	232	40	165	302
1 Jahr postop.	225	29	177	282

Zusätzlich wurden die Untersuchungsergebnisse der Reaktionszeiten noch im Verlauf der verschiedenen Messzeitpunkte dargestellt. Es wurden Abbildungen erstellt, die sowohl die individuellen Reaktionswertverläufe jedes einzelnen Probanden, als auch die gemittelten Werte aller Patienten aus Gruppe 2 aufzeigen.

**Abb. 31: Mittelwerte der Reaktionszeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2)**

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Reaktionszeit jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 2 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zum gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Daraus lässt sich die Tendenz der Reaktionszeit im Studienverlauf erkennen.

Bei Betrachtung der Reaktionszeiten für die Patientengruppe 2 ließen sich Schwankungen der Messwerte im postoperativen Verlauf ermitteln. Im Mittel waren direkt postoperativ zum Messzeitpunkt 2 Verbesserungen der Reaktionszeiten zu erkennen. Diese stiegen dann im Verlauf beim Messzeitpunkt 3 wieder an. Zu den späteren Messzeitpunkten verbesserten sich die Reaktionszeiten dann wieder. Statistisch konnten allerdings keine signifikanten Unterschiede der Reaktionszeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten aufgezeigt werden. Der für die Statistik angewandte Friedman Test ergab ein p-Wert von 0,084. Dies zeigte für alle Reaktionszeiten keine signifikanten Unterschiede auf, somit konnte man auf Einzelvergleiche verzichten.

Zur Verdeutlichung der Messergebnisse wurde eine Box-Plot-Darstellung für die Reaktionszeiten erstellt.

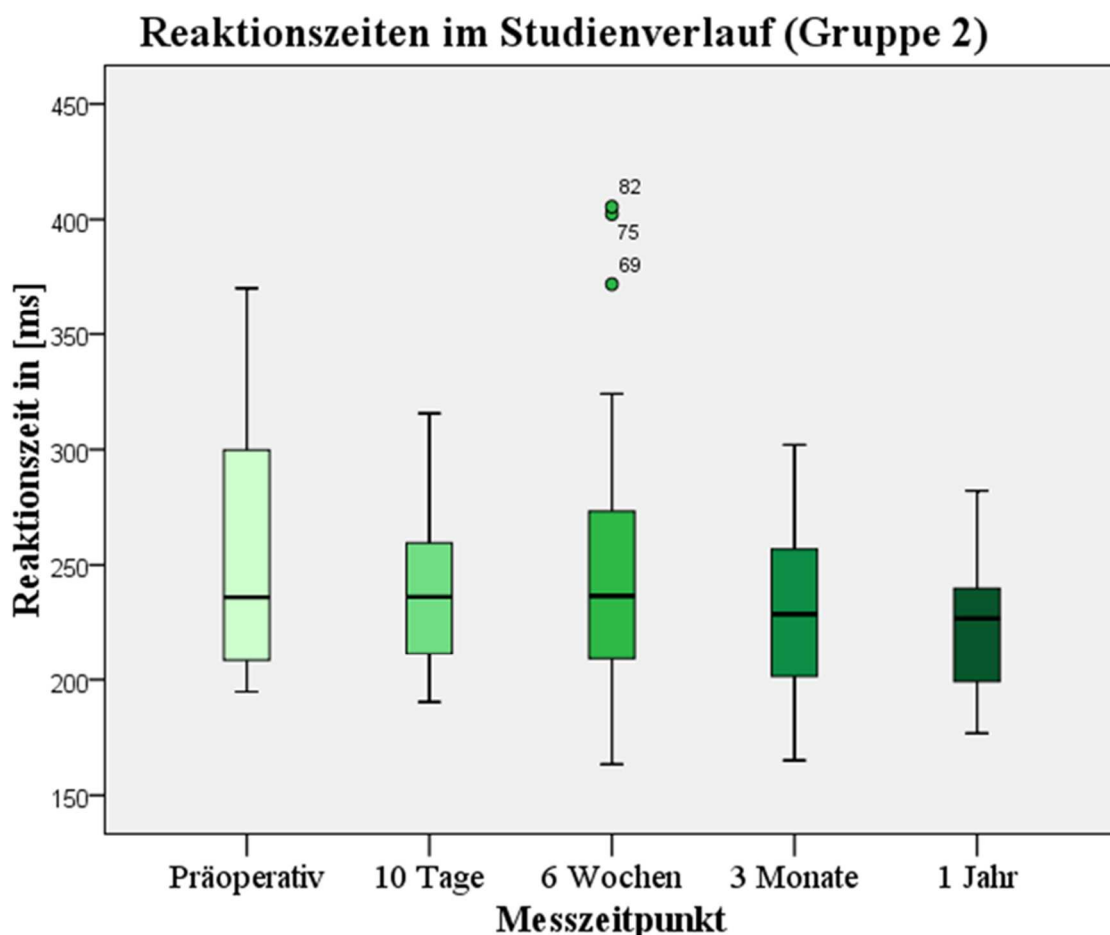


Abb. 32: Darstellung der Reaktionszeiten aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf

Box-Plot-Darstellung der Reaktionszeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.2.2 Einfluss auf die Transferzeiten der Patienten

Analog zu den Reaktionszeiten wurden die Transferzeiten ermittelt. Diese wurden ebenso in Form ihrer Mittelwerte für die bestimmten Messzeitpunkte tabellarisch dargestellt.

Tab. 13: Mittelwerte der Transferzeiten Gruppe 2

Die Tabelle zeigt die Transferzeiten in [ms] zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte der Patienten aus Gruppe 2 (Gonarthrose links) eingegangen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	389	88	267	611
10 Tage postop.	418	118	256	674
6 Wochen postop.	380	96	249	615
3 Monate postop.	383	90	247	551
1 Jahr postop.	351	58	262	444

Auch hier wurden wieder Abbildungen, sowohl von den individuellen Transferzeiten jedes einzelnen Patienten, als auch deren Mittelwerte zu den verschiedenen Messzeitpunkten aller Patienten von Gruppe 2, erstellt.

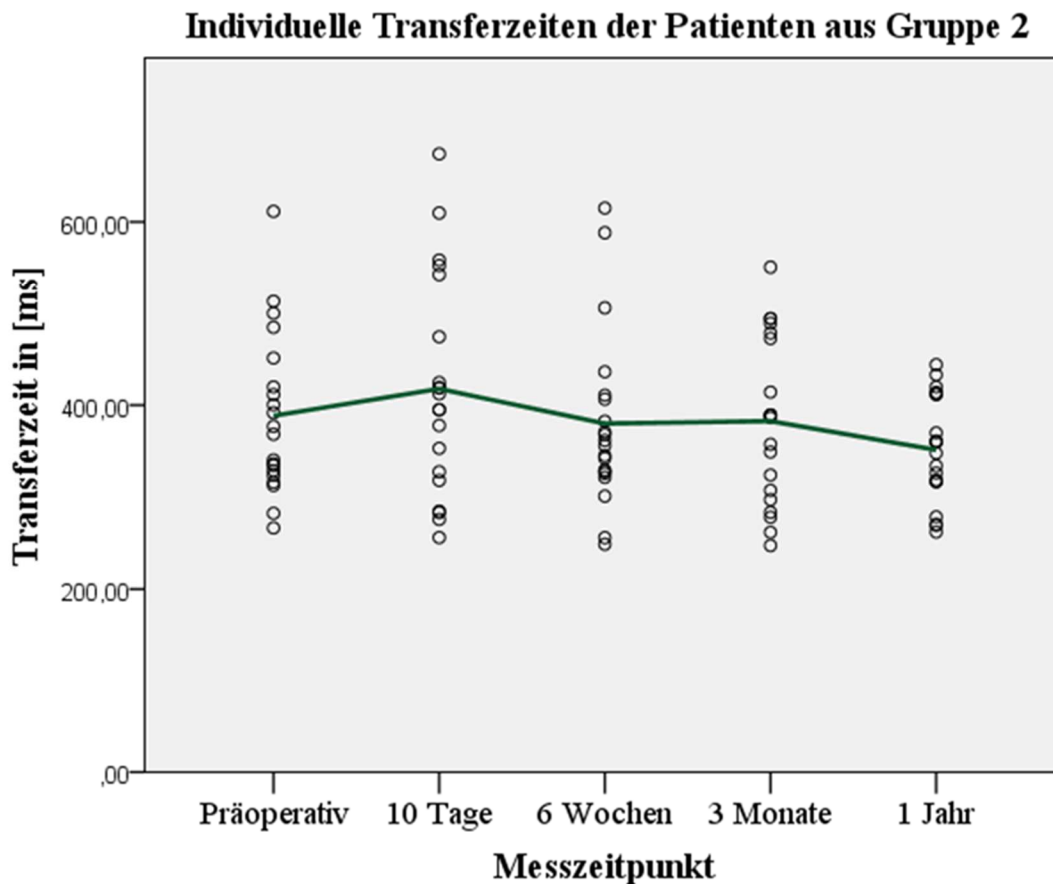


Abb. 33: Mittelwerte der Transferzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2)

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Transferzeit jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 2 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zum gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Daraus lässt sich die Tendenz der Transferzeit im Studienverlauf erkennen.

An Hand dieser Abbildungen ließen sich ebenfalls Tendenzen für den Verlauf der Transferzeiten zu den bestimmten Messzeitpunkten erkennen. Man konnte eine Verschlechterung der Transferzeit im Messzeitpunkt 10 Tage nach Operation feststellen. Danach glichen sich die Transferzeiten zu den Messzeitpunkten 3 und 4 wieder den präoperativen Werten an. Im letzten Messzeitpunkt wurden dann bessere Transferzeiten als in allen vorigen Messungen erreicht. Bei statistischer Betrachtung wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Transferzeiten ermittelt. Nach Friedman ergab sich ein p-Wert von 0.228, worauf man auch hier auf Einzelvergleiche verzichten konnte.

Trotz fehlender statistischer Signifikanz der Transferzeiten wurde eine Box-Plot-Darstellung durchgeführt, um die Tendenzen der Transferzeitverläufe nochmals abzubilden.

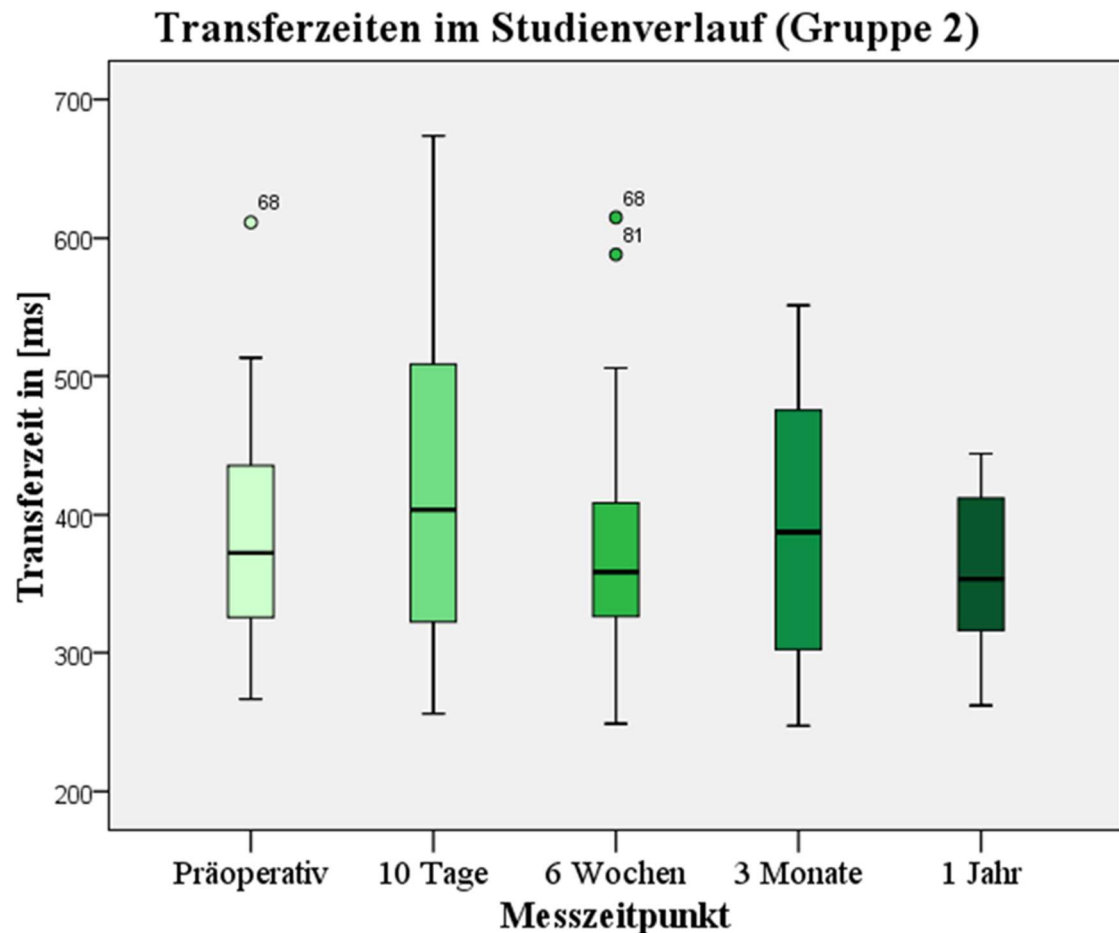


Abb. 34: Darstellung der Transferzeiten aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf
Box-Plot-Darstellung der Transferzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.2.3 Einfluss auf die Gesamtzeiten der Patienten

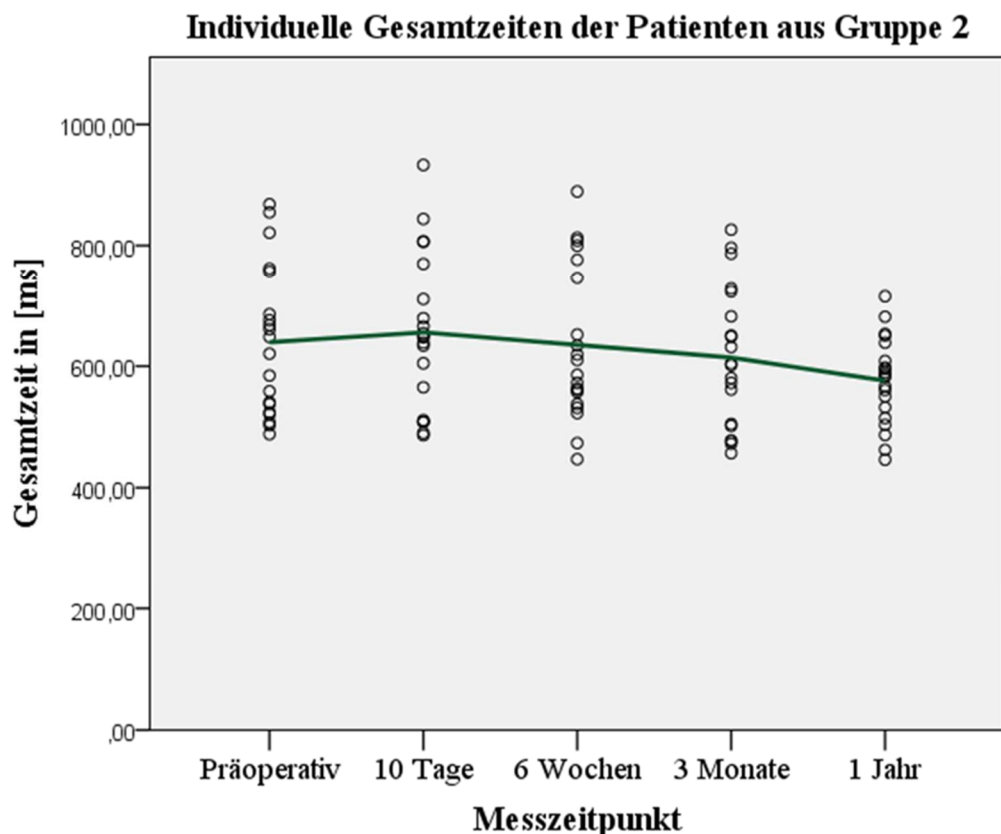
Es wurden auch noch die Mittelwerte der Gesamtzeit bestimmt, die wie im Abschnitt Einführung beschrieben, aus den beiden Komponenten Reaktionszeit und Transferzeit gebildet wird. Die Mittelwerte wurden auch hier tabellarisch aufgezeigt.

Tab. 14: Mittelwerte der Gesamtzeit Gruppe 2

Die Tabelle zeigt die Gesamtzeiten in [ms] zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte der Patienten aus Gruppe 2 (Gonarthrose links) eingegangen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	639	122	488	868
10 Tage postop.	656	127	486	933
6 Wochen postop.	635	127	447	889
3 Monate postop.	614	115	457	826
1 Jahr postop.	576	72	446	715

Die Tendenzen der postoperativen Messwerte sowohl jedes einzelnen Patienten, als auch der gesamten Patientengruppe, wurden in den nächsten Grafiken abgebildet. Hier zeigte sich, dass zum Messzeitpunkt kurz nach der Operation eine diskrete Verschlechterung der Gesamtzeit im Vergleich zu den präoperativen Werten vorlag. Dieser Wert verbesserte sich aber im Verlauf der späteren Messungen stetig.

**Abb. 35: Mittelwerte der Gesamtzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2)**

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Gesamtzeit jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 2 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zum gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Daraus lässt sich die Tendenz der Gesamtzeit im Studienverlauf erkennen.

Bei der statistischen Auswertung der Messwerte zeigte sich lediglich ein signifikanter Unterschied zwischen den Messzeitpunkten kurz nach der Operation (10Tage) und dem spätesten Messzeitpunkt der Versuchsreihe. Man sah hier eine deutliche Verbesserung der Gesamtzeit mit einem signifikanten Unterschied von ($p=0.009$).

Dies lässt sich mittels Box-Plot-Grafik klar veranschaulichen.

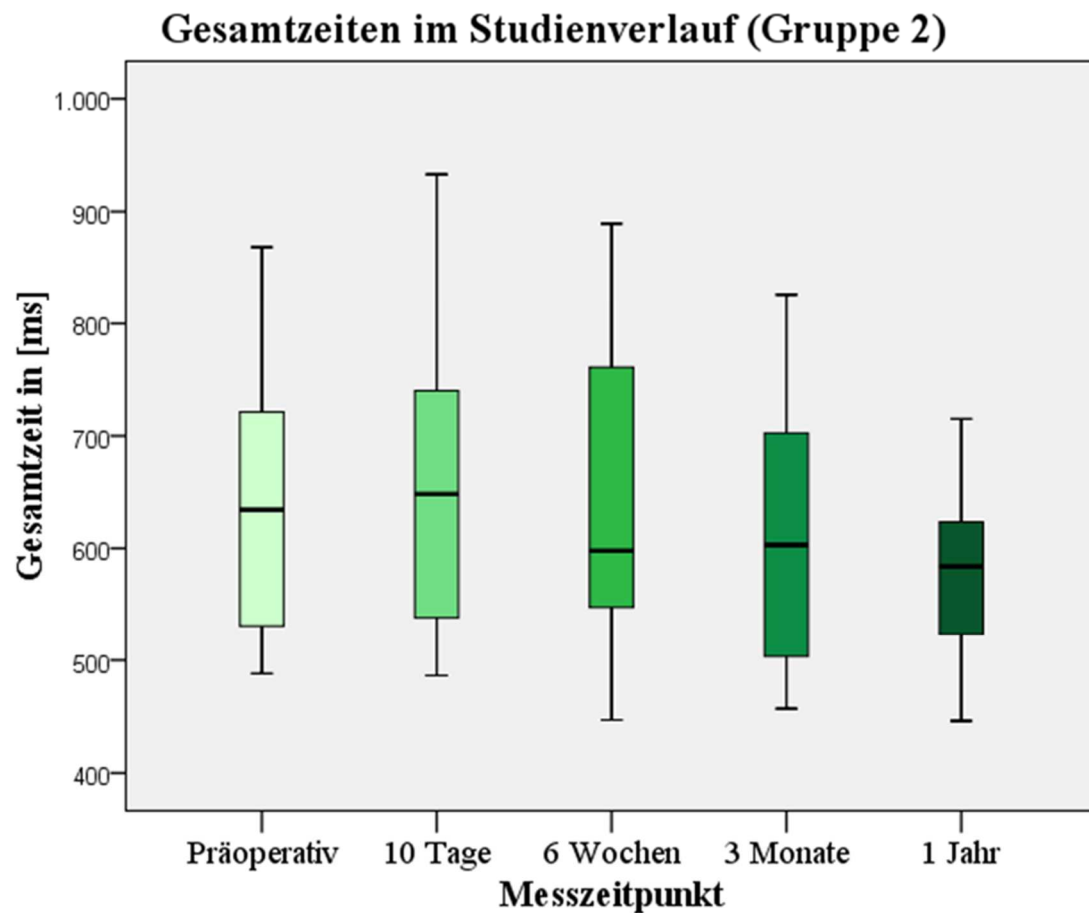


Abb. 36 Darstellung der Gesamtzeiten aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf

Box-Plot-Darstellung der Gesamtzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.3.2.4 Einfluss auf die Bremskraft der Patienten

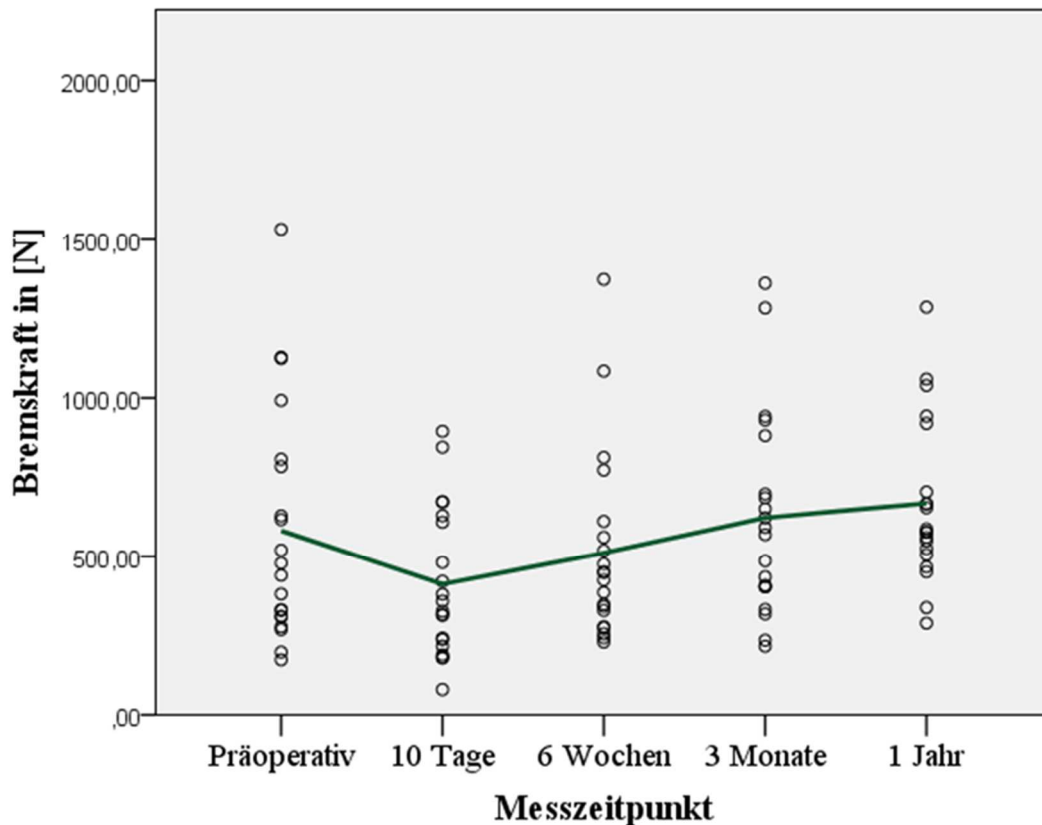
Als letztes wurden bei der Patientengruppe 2 noch die Einflüsse auf deren Bremskraft untersucht. Dabei ergaben sich folgende Mittelwerte zu den verschiedenen Messzeitpunkten.

Tab. 15: Mittelwerte der Bremskraft Gruppe 2

Die Tabelle zeigt die Bremskraftwerte in Newton zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Tabelle sind nur die Messwerte der Patienten aus Gruppe 2 (Gonarthrose links) eingegangen.

Messzeitpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Präoperativ	582	371	171	1532
10 Tage postop.	412	234	80	895
6 Wochen postop.	511	299	229	1373
3 Monate postop.	623	320	216	1361
1 Jahr postop.	668	256	289	1286

Außer in tabellarischer Form wurden die Mittelwerte und die Verlaufsergebnisse in Grafiken abgebildet.

Individuelle Bremskraftwerte der Patienten aus Gruppe 2**Abb. 37: Mittelwerte der Bremskraft (in N) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2)**

Die Abbildung zeigt den Mittelwert der Bremskraft jedes einzelnen Patienten aus Gruppe 2 auf. Diese Mittelwerte werden zu den verschiedenen Messzeitpunkten als postoperativer Verlauf dargestellt. Zusätzlich wurde in der Grafik noch eine Linie eingezeichnet, die den Mittelwert aller Patienten zum gewünschten Messzeitpunkt aufzeigt. Daraus lässt sich die Tendenz der Bremskraft im Studienverlauf erkennen.

Im Mittel lag die Bremskraft zum Messzeitpunkt 2 niedriger, sowohl im Vergleich zum präoperativen Zeitpunkt, als auch zu den späteren Messzeitpunkten.

Die statistische Auswertung bestätigte diese Tendenzen. Es zeigten sich signifikante Unterschiede in den Messzeitpunkten 10 Tage, sowie ein Jahr nach Operation verglichen zu den präoperativen Werten. Hierbei verminderte sich die Bremskraft 10 Tage nach der Operation deutlich verglichen zu den präoperativen Werten ($p=0.039$). Dagegen kam es zum Messzeitpunkt 5 zur einer deutlichen Steigerung der Bremskraft im Vergleich zu den präoperativen Werten ($p=0.014$). Des Weiteren fanden sich hoch signifikante Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten 10 Tage postoperativ und den Messwerten zu den Zeitpunkten 4 ($p<0.001$) und 5 ($p<0.001$). Außerdem stellten sich zwischen dem Messzeitpunkt 4 und 5 noch ein signifikanter Unterschied heraus ($p<0.001$). Die folgende Grafik soll diese Gegebenheiten nochmals besser veranschaulichen.

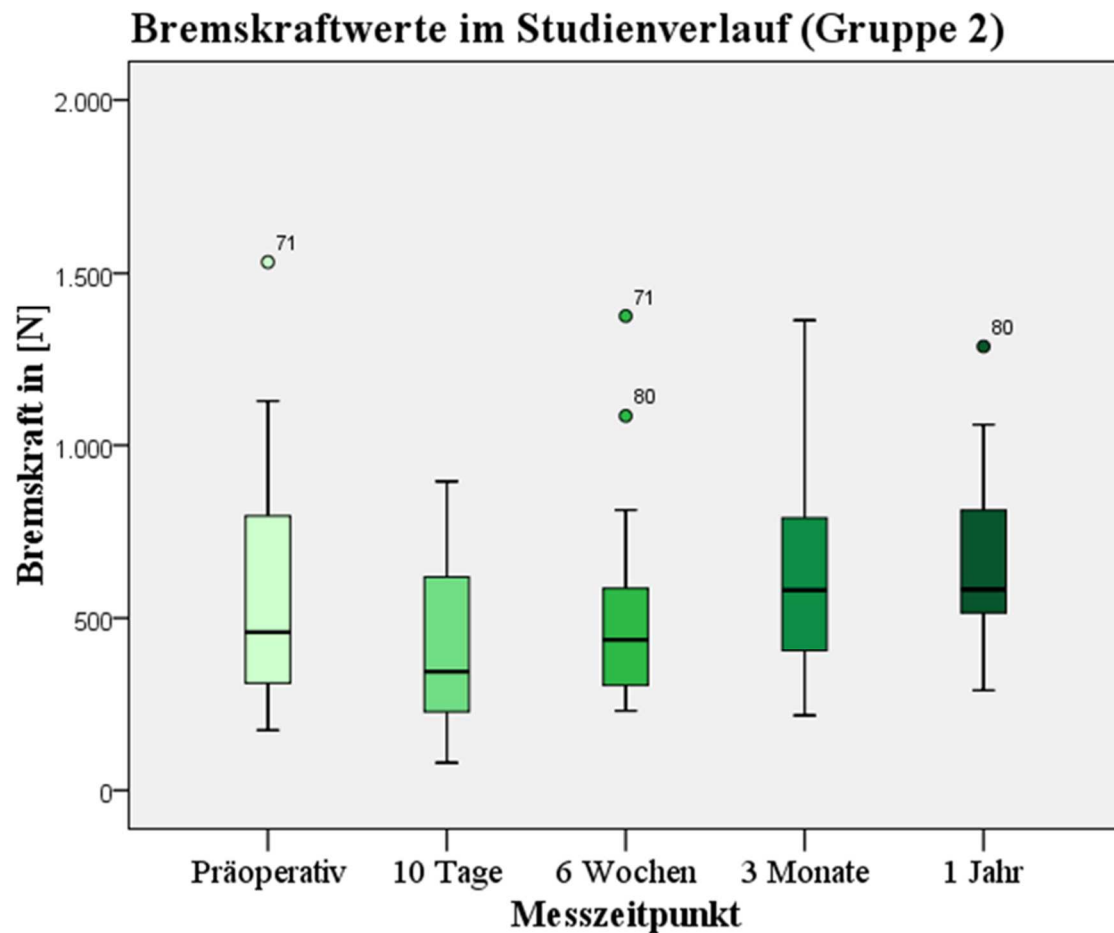


Abb. 38: Darstellung der Bremskraftwerte aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf

Box-Plot-Darstellung der Bremskraftwerte zu den verschiedenen Messzeitpunkten. In dieser Abbildung sind nur Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose abgebildet.

3.4 Messwerte im Studienverlauf (Gruppenvergleich)

Im folgenden Abschnitt werden, die in den vorangegangenen Ergebnisteilen bestimmten Werte für die Reaktionszeit, Transferzeit, Gesamtzeit sowie Bremskraft zwischen den einzelnen Patientengruppen verglichen. Zur Testung von signifikanten Unterschieden zwischen den Patientengruppen und der Kontrollgruppe wurden hierfür Einzelvergleiche mit der Dunnett-Methode angewandt. Dabei wurden die Reaktionszeiten der beiden Patientengruppen zu den verschiedenen Messzeitpunkten mit den entsprechenden Werten der Kontrollgruppe verglichen. Außerdem ließen sich mittels der bekannten Box-Plot Darstellung die Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen zu den jeweiligen Messzeitpunkten graphisch abbilden.

3.4.1 Reaktionszeiten im Studienverlauf (Gruppenvergleich)

Die Reaktionszeiten zum Messzeitpunkt vor der Operation wurden bereits im Abschnitt 3.2.1 verglichen. Hierbei zeigten sich sowohl bei Gruppe 1, als auch bei Gruppe 2 signifikant schlechtere Reaktionszeiten im Vergleich zur Kontrollgruppe. Beim Vergleich der Reaktionszeiten von Gruppe 1 mit der Kontrollgruppe ließ sich weiterhin ein signifikant schlechterer Messwert der Reaktionszeit zum Zeitpunkt 10 Tage nach Operation und dem Kontrollwert bestimmen ($p=0.000549$). Zu den späteren Messzeitpunkten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Reaktionszeit zwischen Gruppe 1 und der Kontrollgruppe.

Bei Patientengruppe 2 dagegen waren zu allen Messzeitpunkten signifikante Unterschiede in der Reaktionszeit verglichen zur Kontrollgruppe ermittelt worden. Die Reaktionszeiten zum Messzeitpunkt 2, sowie 3 waren signifikant schlechter im Vergleich zur Kontrollgruppe jeweils ($p<0.001$) ebenso wie die Messwerte zum Zeitpunkt 4 und 5 ($p<0.001$).

In der nachfolgenden Abbildung wurden die Unterschiede beider Patientengruppen im postoperativen Verlauf bezüglich ihrer Reaktionszeit dargestellt.

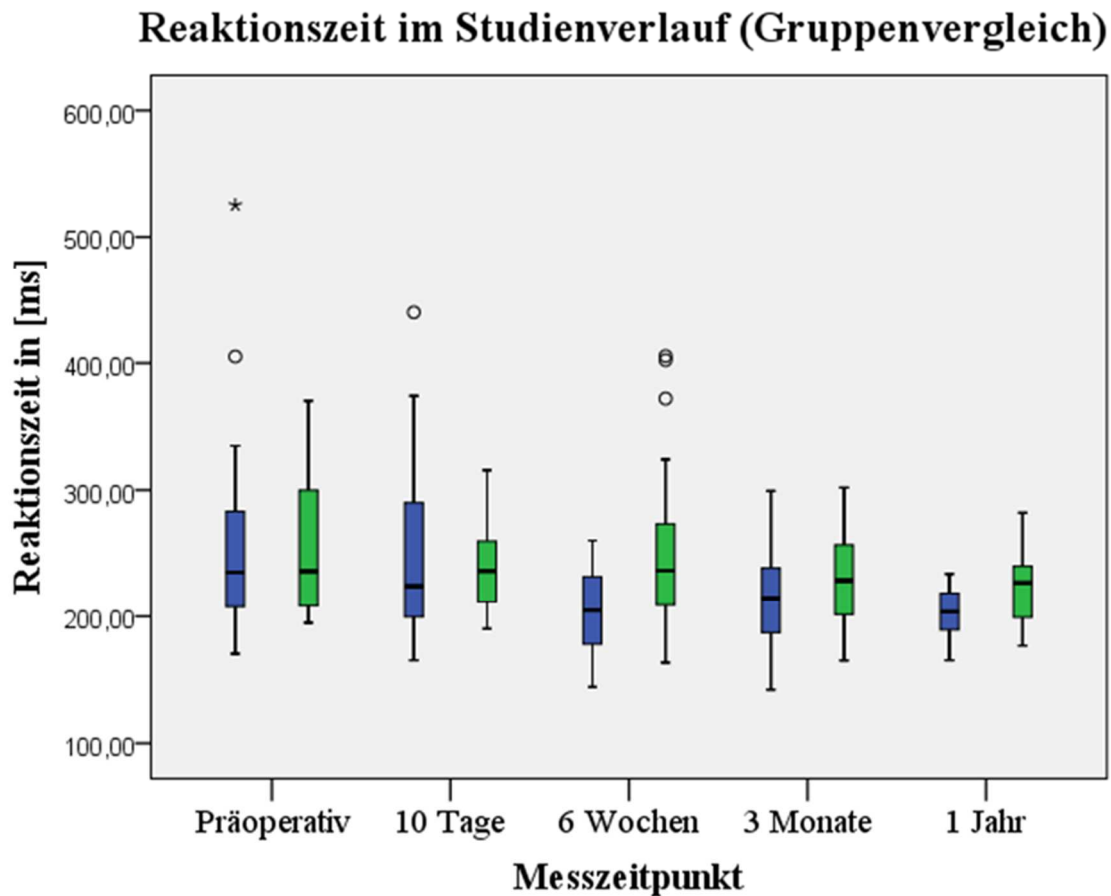


Abb. 39: Reaktionszeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich)

Box-Plot-Darstellung der Reaktionszeiten im postoperativen Verlauf. Hierbei werden die Patientengruppen mit rechtsseitiger Gonarthrose (blau), sowie linksseitiger Gonarthrose (grün) zu jedem Messzeitpunkt miteinander verglichen.

3.4.2 Transferzeiten im Studienverlauf (Gruppenvergleich)

Die Transferzeiten zum Zeitpunkt vor der Operation waren ebenfalls in früheren Abschnitten unter den Patientengruppen verglichen worden. Wie aus dem Abschnitt 3.2.2 zu entnehmen, lagen auch hier statistisch signifikant schlechtere Transferzeiten für die Patientengruppen 1 und 2 verglichen mit der Kontrollgruppe vor. Beim Vergleich der Transferzeit von Gruppe 1 mit der Kontrollgruppe zeigte sich sowohl 10 Tage, als auch 6 Wochen nach Operation signifikant schlechtere Transferzeiten ($p < 0.001$), ($p = 0.002$). Zu späteren Messzeitpunkten konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Im Vergleich zur Kontrollgruppe stellten sich die Transferzeiten von Patientengruppe 2 zu allen Messzeitpunkten statistisch signifikant schlechter dar. Bei detaillierter Betrachtung waren die Unterschiede der Transferzeiten zum Messzeitpunkt 2 und 3 signifikant schlechter, verglichen mit der Kontrollgruppe ($p < 0.001$). Zu den darauffolgenden Zeitpunkten 4 und 5 wurden ebenfalls signifikant schlechtere Transferzeiten ermittelt ($p < 0.001$), ($p = 0.004$).

Um die Ergebnisse graphisch besser zu verdeutlichen, wurde auch hier eine Box-Plot-Darstellung gewählt.

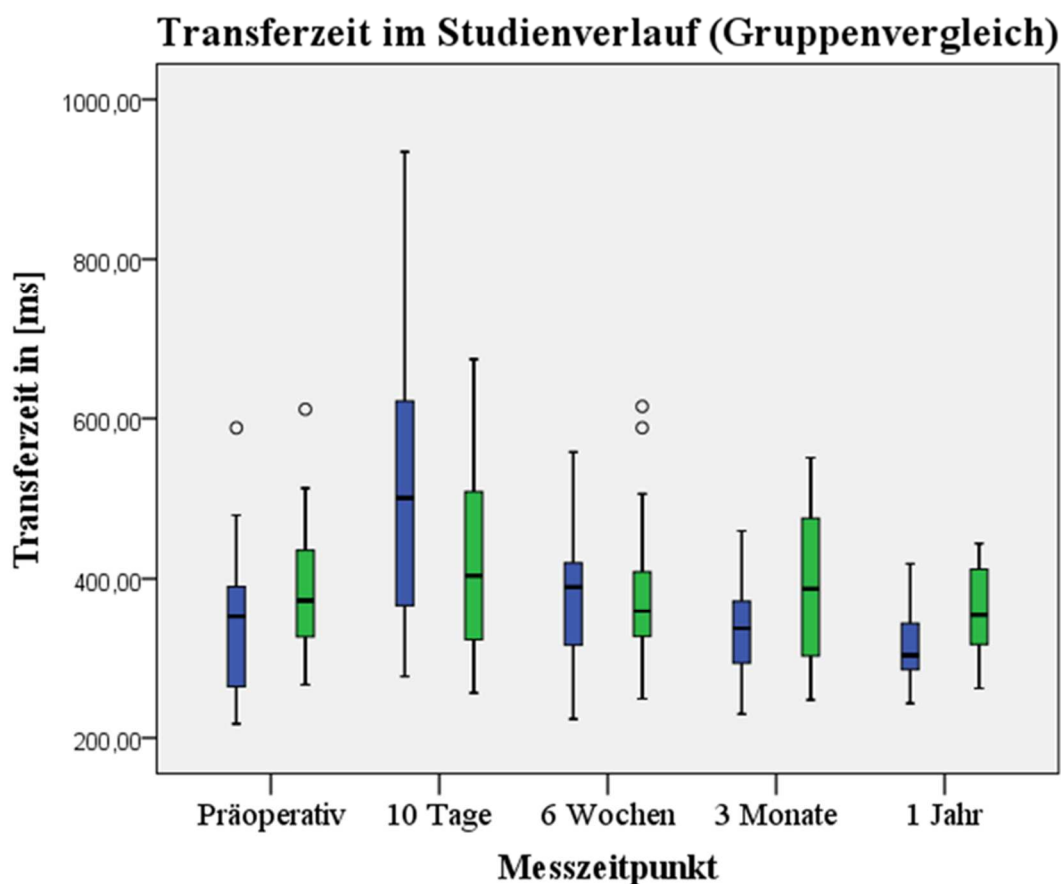


Abb. 40: Transferzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich)

Box-Plot-Darstellung der Transferzeiten im postoperativen Verlauf. Hierbei werden die Patientengruppen mit rechtsseitiger Gonarthrose (blau), sowie linksseitiger Gonarthrose (grün) zu jedem Messzeitpunkt miteinander verglichen.

3.4.3 Gesamtzeiten im Studienverlauf (Gruppenvergleich)

Nach statistischer Auswertung wurden auch beim Vergleich der Gesamtzeiten signifikante Unterschiede ermittelt. Im Abschnitt 3.2.3 wurde dies für den Messzeitpunkt vor einer Intervention bestimmt. Es zeigten sich auch hier für beide Patientengruppen signifikant schlechtere Messwerte der Gesamtzeit verglichen zur Kontrollgruppe.

Patientengruppe 1 wies für die Gesamtzeit außer im spätesten Messzeitpunkt für alle anderen Messzeitpunkte signifikant schlechtere Messwerte als die Kontrollgruppe auf. So wurde zum Messzeitpunkt 10 Tage nach Operation ein hoch signifikanter Unterschied der Messwerte ermittelt ($p < 0.001$). Des Weiteren zeigten sich in den darauf folgenden Messungen zum Zeitpunkt 3 und 4 deutlich signifikante Unterschiede in der Gesamtzeit ($p = 0.004$), ($p = 0.036$).

Ähnlich verhält es sich beim Vergleich von Patientengruppe 2 mit der Kontrollgruppe. Hier gab es zu allen Messzeitpunkten signifikante Unterschiede der Gesamtzeiten bei den beiden Gruppen. Die Messwerte der Patientengruppe waren hoch signifikant schlechter als die der Kontrollgruppe. Zum Zeitpunkt 10 Tage nach Operation wurde ein Unterschied in der Gesamtzeit mit einer Signifikanz von $p = 0.0000005$ bestimmt. Bei den Folgemessungen lagen für die Patientengruppen zum Zeitpunkt 3, 4 und 5 ebenfalls hoch signifikant schlechtere Messwerte verglichen mit der Kontrollgruppe vor ($p < 0.001$).

Zur vereinfachten Darstellung dieser Gegebenheiten wurde auch hier eine Box-Plot Grafik entworfen.

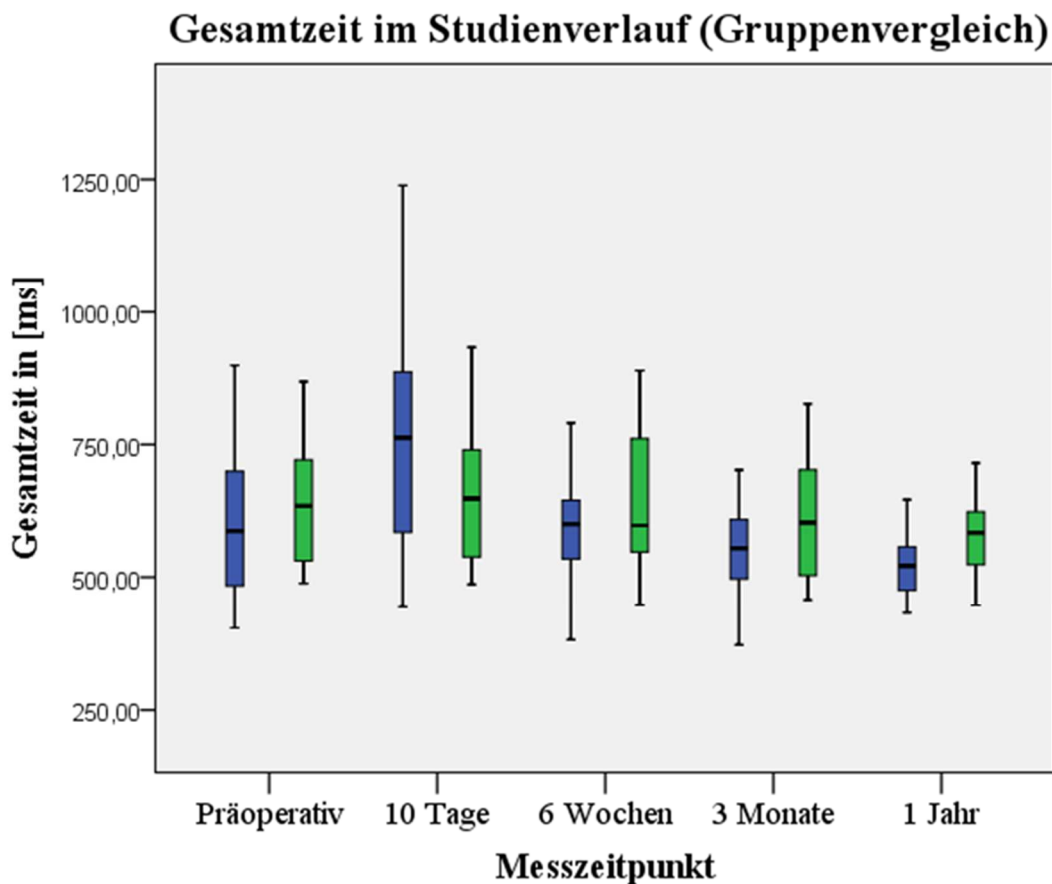


Abb. 41: Gesamtzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich)

Box-Plot-Darstellung der Gesamtzeiten im postoperativen Verlauf. Hierbei werden die Patientengruppen mit rechtsseitiger Gonarthrose (blau), sowie linksseitiger Gonarthrose (grün) zu jedem Messzeitpunkt miteinander verglichen.

3.4.4 Bremskraftwerte im Studienverlauf (Gruppenvergleich)

Zuletzt wurde noch der Faktor Bremskraft statistisch zwischen den Gruppen verglichen. Hier wurde wie bereits im Abschnitt 3.2.4 beschrieben, keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen und der Kontrollgruppe zum Zeitpunkt vor der Operation aufgefunden.

Im weiteren Verlauf der Studie kam es zu einem stetigen Anstieg der Bremskraft in Patientengruppe 1. Im Vergleich zur Kontrollgruppe war zum Zeitpunkt 4 ein signifikanter Anstieg der Bremskraft erzielt worden ($p=0.020$), der im Zeitpunkt 5 nochmals übertroffen wurde ($p=0.004$).

Annähernd gleich verhielt es sich bei Patientengruppe 2, die erst im letzten Messzeitpunkt beim Faktor Bremskraft einen signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe aufwies ($p=0.014$).

Zur besseren Verdeutlichung wurden die Unterschiede nochmals zwischen den beiden Patientengruppen in einer Box-Plot Darstellung abgebildet.

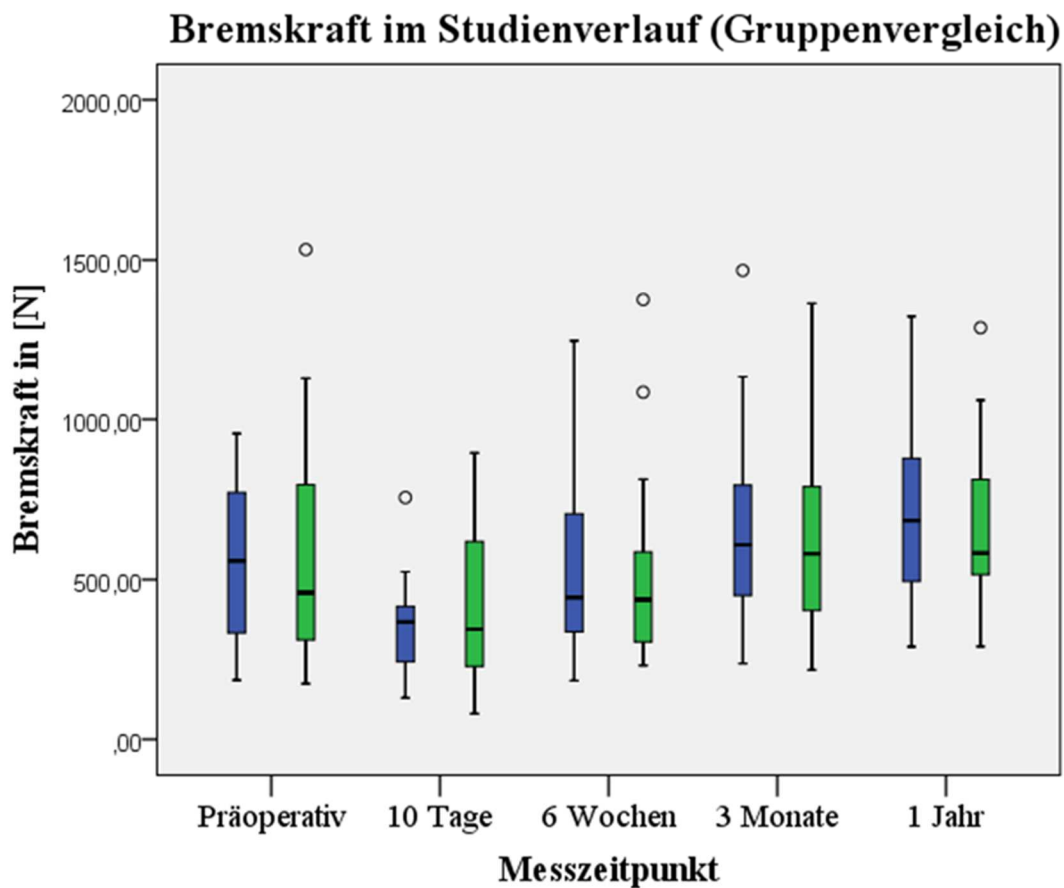


Abb. 42: Bremskräfte zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich)

Box-Plot-Darstellung der Bremskraftwerte im postoperativen Verlauf. Hierbei werden die Patientengruppen mit rechtsseitiger Gonarthrose (blau), sowie linksseitiger Gonarthrose (grün) zu jedem Messzeitpunkt miteinander verglichen.

4 Diskussion

Bei der Arthrose handelt es sich um eine kontinuierliche Abnutzung der knorpelhaltigen Gelenkoberfläche. Im Verlauf kann es zusätzlich zu Knochen- und Bandveränderungen kommen.

Nicht nur das Kniegelenk kann von solch einer Abnutzungserscheinung betroffen sein, sondern auch andere Gelenke wie das Hüftgelenk, oder kleinere Gelenke wie das USG, OSG, oder die Gelenkfacetten der Wirbelsäule.

Die stetig steigende Lebenserwartung ist eine der wichtigsten Ursachen für die Entstehung einer Arthrose. Aufgrund des demographischen Wandels (Industrienationen) kann in den nächsten Jahren von einer weiteren Zunahme dieses Krankheitsgeschehens ausgegangen werden [24]. Da auch im gehobenen Alter eine ausreichende Mobilität gewünscht wird, steht nach Ausreizung der konservativen Behandlungsmöglichkeiten häufig nur noch die Therapieoption eines Gelenkersatzes zur Auswahl.

Allein in Deutschland werden laut Deutschem Ärzteblatt (Stand 2011) mehr als 200.000 Hüftgelenksimplantationen, sowie mehr als 170.000 Kniegelenksimplantationen durchgeführt. Außerdem werden noch eine kleinere unbekannte Anzahl Versteifungsoperationen an den verschiedenen Gelenken durchgeführt [107].

Wie bereits zuvor angesprochen steigt von Patientenseite der Anspruch an Mobilität und Flexibilität auch im höheren Alter. Dieser Mobilitätsanspruch bestätigt sich mit einer in der Klinik häufig gestellten Frage: „Ab welchem Zeitpunkt ist ein selbstständiges Autofahren nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese wieder möglich“?

Zur Beantwortung dieser Frage spielen mehrere Faktoren eine entscheidende Rolle. Als essentielle Einflussfaktoren werden hier die Brake-Response-Time und die maximale Bremskraft angesehen. Einige Autoren haben sich bereits in jüngster Vergangenheit mit der Brake-Response-Time auseinandergesetzt und ihr einen Hauptanteil zur Beurteilung der Fahrtauglichkeit beigemessen [108, 109]. Zusätzlich haben sich weitere Arbeiten mit der Fahrtauglichkeit nach verschiedenen orthopädischen Eingriffen wie beispielsweise Kniearthroskopien, Sprunggelenksfrakturen oder anderen Frakturen der unteren Extremität befasst [110, 111]. Die untersuchten operativen Eingriffe wurden größtenteils am Kniegelenk durchgeführt [108, 109, 112, 113].

Um eine Aussage über die Fahrtauglichkeit zu treffen, gibt es verschiedene Vorgehensweisen; einige Behörden setzten beispielsweise eine BRT zwischen 700ms

und 1500ms voraus, um ein sicheres Führen eines Kraftfahrzeugs zu gewährleisten [2]. Bei Bestimmung des Bremswegs eines fahrenden Kraftfahrzeugs lässt sich schnell berechnen, dass eine BRT von nicht mehr als 700ms als Ausgangswert betrachtet werden sollte. Hierzu ein kurzes Rechenbeispiel: Ein PKW mit einer Geschwindigkeit von 100 km/h und einer BRT von 700ms benötigt einen Bremsweg von mehr als 19 m zum abstoppen. Eine weitere Möglichkeit um eine Aussage über die Fahrtauglichkeit eines Patienten zu treffen, besteht darin die BRT Werte vor und nach einer Operation zu vergleichen. So kann beispielsweise untersucht werden, zu welchem Zeitpunkt nach einer Operation der Patient analoge Werte zu den präoperativen Werten erzielte. Außerdem können die BRT und Bremskraftwerte der untersuchten Patienten mit einem Normalkollektiv verglichen werden. Dabei werden lediglich die postoperativen Werte der Patienten mit den Messungen des gesunden Normalkollektivs verglichen.

In den letzten Jahren haben sich einige Arbeiten mit der Thematik „Fahrtauglichkeit nach Implantation eines künstlichen Kniegelenkersatzes“ beschäftigt [108, 109, 112-114]. Bei gründlicher Auseinandersetzung mit diesen Arbeiten zeigten sich aus unserer Sicht einige Schwächen. Die methodischen Schwächen sind hauptsächlich im Bereich der statistischen Auswertung, sowie des Versuchsaufbaus zu finden.

Durch Spaldings Untersuchungen aus dem Jahr 1994 ging hervor, dass die operierten Patienten nach Implantation einer Kniegelenkttotalendoprothese erst nach 8 Wochen wieder fahrtauglich sind. Hierbei wurden 40 Patienten zu verschiedenen Messzeitpunkten untersucht. Alle Patienten wurden vor der Knieprothesenimplantation, sowie an den Folgezeitpunkten 4,6,8 und 10 Wochen nach der Operation gemessen. Neben der reinen Reaktionszeit wurde noch der Zeitpunkt gemessen, bei dem der Patient eine Kraft von 100 N auf das Bremspedal erreichte. Einige Schwächen in dieser Studie zeigten sich im Patientenkollektiv, aus den ursprünglich 40 Patienten konnten nur 29 ausgewertet werden von denen wiederum nur 18 regelmäßig ein Auto fahren. Die anderen 11 Probanden wurden als sogenannte Non-Driver mituntersucht und es wurde nicht unterschieden ob der Patient am rechten oder linken Knie operiert wurde. So wurde das Patientengut aus 20 rechtsseitigen KTPs und 9 linksseitigen KTPs gebildet. Diese Aufteilung spielt für die Fragestellung jedoch eine entscheidende Rolle, da der Patient mit dem linken Fuß nur die Kupplung treten muss und somit für das Bremsmanöver nur eine untergeordnete Rolle

darstellt. Ebenfalls ist aus der Studie nicht ersichtlich, warum für das Bremsmanöver eine Bremskraft von 100 N gewählt wurde [108].

Die Arbeitsgruppe um Pierson befasste sich ebenfalls mit dieser Thematik. Hierbei zeigten sich ähnliche Ergebnisse wie bei der Studie von Spalding. Als zusammenfassendes Ergebnis der Pierson-Studie wurde eine Fahrtauglichkeit ab 9 Wochen nach der Operation als angemessen angesehen. Hier wurden 31 Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten untersucht. In diesem Fall waren es 3 Wochen vor der Operation, sowie zu den Nachuntersuchungen 3, 6 und 9 Wochen nach Operation. Auf die Bremskraft der Patienten wurde in dieser Studie nicht eingegangen. Es zeigten sich auch Schwächen im Versuchsaufbau, da die Bremsvorrichtung nur aus 2 Pedalen und einer Sitzmöglichkeit bestand, ohne dass eine Fahrgastzelle nachgestellt worden war. Dies führte zu einer vermehrten Beinfreiheit, die im Alltag so nicht vorliegt. Dadurch kann es aus unserer Sicht ebenfalls zu ungenauen Messwerten kommen [109].

Die Studie von Marques wies deutliche Unterschiede zu den vorangegangenen Studien auf. Die Ergebnisse zeigten, dass bereits 4 Wochen nach der Operation eine Fahrtauglichkeit erreicht wird. Hier wurde ebenfalls nur die Brake Response Time überprüft, sodass keine Aussage über die Bremskraft getroffen werden konnte [113]. Auch hier zeigten sich einige Schwächen im Studiendesign auf. Es wurden lediglich 21 Patienten untersucht, die alle unter einer rechtseitigen Kniearthrose litten und mit unterschiedlichen Prothesensystemen versorgt wurden. Im Verlauf der Studie wurden insgesamt nur drei verschiedene Messzeitpunkte gewählt, sodass der letzte Messzeitpunkt bereits 30 Tage postoperativ anstand. Ähnlich wie in den anderen Studien wurde als Simulator keine Fahrgastzelle verwendet, sondern nur eine Bremsvorrichtung mit einem verstellbaren Abstand zum Sitz. Die Arbeitsgruppe um Marques führte noch eine zweite Studie zu dieser Fragestellung durch. Hier wurde der Einfluss auf die Fahrtauglichkeit untersucht, wenn nur das linke Kniegelenk einen prothetischen Ersatz erhält. Dabei zeigten sich zwischen den beiden Messzeitpunkten präoperativ und 10 Tage postoperativ keine signifikanten Unterschiede, sodass eine Fahrtauglichkeit nach dem 10 Tag postoperativ als angemessen angesehen wurde [115]. Auch hier lagen im Studiendesign ähnliche Schwächen wie in der zuvor vorgestellten Studie vor.

Ebenso war mit 24 Probanden die Fallzahl auch in dieser Studie eher klein. Darüber hinaus wurden nur zwei Messzeitpunkte miteinander verglichen, sodass keine weiteren Aussagen zum möglichen postoperativen Verlauf gemacht werden konnten.

Liebensteiner ist einer der letzten Autoren, der sich mit der Thematik „Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese“ auseinandergesetzt hat und davon zwei verschiedene Studien veröffentlichte. Seine erste Studie aus dem Jahr 2010 befasst sich ausschließlich mit dem Vergleich der BRT zwischen den einzelnen Patientengruppen. Sie beruhte auf einer Fallzahl von 31 Personen (18 links, 13 rechts), sowie einer Kontrollgruppe von 31 kniegesunden Probanden. Hierbei zeigten sich bei den folgenden Messterminen keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den präoperativen Werten. Insgesamt waren die BRT Werte der Kontrollgruppe signifikant besser als die des Patientenkollektivs. Die Arbeitsgruppe um Liebensteiner kam so zur Auffassung, dass bereits zwei Wochen nach einer Operation das Führen eines PKWs wieder ohne Probleme möglich wäre [112]. Hier wurden wiederum die Schwächen dieser Studie deutlich, weil auch hier im Versuchsaufbau auf eine reale Fahrgastzelle verzichtet wurde. Somit wurde ebenfalls nur eine Bremsvorrichtung mit verstellbarer Sitzmöglichkeit verwendet. Bei der anschließenden Studie von Liebensteiner aus dem Jahr 2014 wurde nochmals untersucht, zu welchem Zeitpunkt nach Implantation eines künstlichen Oberflächenersatzes im Kniegelenk die BRT verglichen zu den präoperativen Werten erreicht wird. Bei den Ergebnissen zeigte sich, dass ungefähr 6 Wochen nach der Operation die gleichen Werte erreicht werden können wie vor der Operation. Somit wurde eine Fahrtauglichkeit ab der sechsten postoperativen Woche empfohlen [116]. Hierbei erhielten die Patienten keine Totalendoprothese des Kniegelenks, sondern lediglich einen Oberflächenersatz eines Kompartiments im Kniegelenk. Dazu wurden 43 Patienten untersucht, bei denen entweder eine rechtsseitige, oder eine linksseitige Gonarthrose vorlag. Es wurden in dieser Studie wieder drei unterschiedliche Messzeitpunkte gewählt; Präoperativ, eine Woche postoperativ, sowie 6 Wochen postoperativ.

Abschließend bleibt zu sagen, dass durch die bisherigen Studien nur Teilaspekte der umfassenden Fragestellung zur Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese beantwortet werden konnte. Dies zeigt sich aus unserer Sicht hauptsächlich in der Vernachlässigung des Faktors Bremskraft im eigentlichen

Bremsmanöver, sowie dem nicht vorhandenen Vergleich mit einer Kontrollgruppe kniegesunder Probanden. Einen Vergleich mit einer Kontrollgruppe, wie in unserem Fall, wandte die Arbeitsgruppe um Liebensteiner nur in einer einzelnen Arbeit an.

Um die Fragestellung zur Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Totalendoprothese am Kniegelenk noch tiefer zu erörtern, wurde ein realitätsnaher Simulator entwickelt, der identische Räumlichkeiten wie eine gewöhnliche Fahrgastzelle aufwies. Um die Reproduzierbarkeit der Messwerte zu gewährleisten, wurde das Bremsmanöver für jeden Patienten zum entsprechenden Messzeitpunkt zehnmal wiederholt. Aus den erhaltenen Werten wurde der Mittelwert festgestellt. Aufgrund eines möglichen Lerneffekts durch die Gewöhnung an die Testsituation und darauf verbundener verbesserter Antizipation in der Notfallsituation wäre es möglich, dass es zu einer Verfälschung der eigentlichen Messwerte kommt. Deshalb wurde dies in früheren Arbeiten anhand von Lernkurven untersucht. Dabei zeigten sich jedoch keine signifikanten Verbesserungen im Verlauf der einzelnen Messungen [117].

Wie in den vorigen Abschnitten erwähnt, haben sich bis zum jetzigen Zeitpunkt nur wenige Studien mit dem Thema der Fahrtauglichkeit nach Implantation von künstlichen Gelenken befasst und es sind dadurch noch einige Fragestellungen offen geblieben.

Patienten mit einer rechtseitigen beziehungsweise linksseitigen Gonarthrose zeigten im Vergleich zu den gesunden Probanden statistisch signifikante Unterschiede im Hinblick auf die Reaktionszeit. So waren wie im Abschnitt 3.2.1 beschrieben, die Mittelwerte der Reaktionszeiten beider Patientengruppen deutlich schlechter als die der kniegesunden Probanden. Dies kann verschiedene Gründe haben. Zum einen lag das Durchschnittsalter der Kontrollgruppe im Mittel bei 63 Jahren, somit niedriger als das der Patientengruppen. Dies lässt sich möglicherweise anhand der neuronalen Verschaltung im zentralen Nervensystem erklären. Dabei können schmerzbedingt durch sogenannte „schmerzhafte afferente Nervenimpulse“ die neuronale Verschaltungen gehemmt werden. Dies kann wiederum zu einer Verlängerung der Reaktionszeit führen.

Ähnlich verhält es sich mit dem Faktor Transferzeit. Die statistische Auswertung der Transferzeiten, sowohl der Patientengruppe mit rechtsseitiger Gonarthrose, als auch der Patientengruppe mit linksseitiger Gonarthrose waren signifikant schlechter als die der Kontrollgruppe. Auch hier implizierte ein höheres Alter eine Verlängerung der Transferzeit. Dies ist wiederum mit Hilfe der neuronalen beziehungsweise muskulären

Hypothese erklärbar. Bei älteren, oder schmerzbedingt beeinträchtigten Patienten, lassen die neuronalen Übertragungen, sowie die Bewegung der verantwortlichen Muskelgruppen hinsichtlich der Geschwindigkeit nach. Dies führt zu einer insgesamt verlängerten Transferzeit.

Für die Gesamtzeit lässt sich aus den bereits zuvor beschriebenen Verlängerungen der Reaktionszeit und Transferzeit schnell schließen, dass auch in den Patientengruppen schlechtere Messwerte für die Gesamtzeit im Vergleich zur Kontrollgruppe vorliegen müssen. Da die Gesamtzeit sich lediglich aus den zwei Teilkomponenten Reaktionszeit und Transferzeit bilden lässt. Hierbei stellte sich sowohl für Patientengruppe 1, als auch für Patientengruppe 2 ein hoch signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe dar. Die Gesamtzeit bei Patientengruppe 1 lag bei ungefähr 606ms bei Patientengruppe 2 sogar bei 639ms. Im Vergleich hierzu lag die Gesamtzeit der Kontrollgruppe bei 516ms. Als Gründe für die statistisch verlängerte Gesamtzeit der Patientengruppe können die ähnlichen Argumente wie in den Abschnitten zuvor herangezogen werden.

Insgesamt kann man sagen, dass die Brake Response Time bei den Patienten mit einer Gonarthrose signifikant schlechter ist als die des Normalkollektivs. Beim Vergleich linksseitig zu rechtsseitig zeigt sich außerdem, dass die Patientengruppe mit der linksseitigen Gonarthrose sogar noch ein wenig schlechter abschneidet. Aufgrund dessen könnte man daraus schließen, dass das Patientenalter in diesem Fall der ausschlaggebende Faktor ist, da das Durchschnittsalter der Patientengruppe mit linksseitiger Gonarthrose auch am höchstens ist. Allerdings wird in dieser Untersuchung auch deutlich, dass im Mittel die Brake Response Time der Patientengruppen unter dem in der Literatur beschriebenen Limit von 700ms liegt. Somit lässt sich die Frage stellen, ob das Limit von 700ms möglicherweise zu hoch angesetzt ist. Trotzdem lässt sich auf Grund der Vergleichswerte von vorangegangenen Arbeiten, sowie aus unseren Einschätzungen, eine Fahrtauglichkeit hinsichtlich der Brake Response Time, sowohl für die Patientengruppen, als auch für das Normalkollektiv bestätigen. Interessanterweise erzielten Patienten mit rechtsseitiger beziehungsweise linksseitiger Gonarthrose, sowohl statistisch signifikant schlechtere Messwerte für die Reaktionszeit, als auch für die Transferzeit im Vergleich zur Kontrollgruppe. Daraus lässt sich ein möglicher Zusammenhang für eine kombinierte sensomotorische Beeinträchtigung schließen. Allgemein lassen sich die Messwerte der

BRT aus unseren Untersuchungen mit denen anderer Studien vergleichen, da hier ebenfalls Mittelwerte für die BRT von unter 700ms erreicht wurden. [108, 109, 112]

Bei der Betrachtung des Faktors Bremskraft, der in den früheren Studien noch nicht ausgewertet wurde, zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen und der Kontrollgruppe. Auffallend ist hier, dass sowohl die Patienten mit rechtseitiger als auch mit linksseitiger Gonarthrose bessere Bremskraftwerte als das Normalkollektiv aufwiesen. Dies wird im Abschnitt 3.2.4 nach statistischer Auswertung deutlich aufgezeigt. Als niedrigster Mittelwert unter den 3 Gruppen wurde die Kontrollgruppe mit 456N gemessen. Aus unserer Sicht ist dieser Wert mehr als ausreichend für ein adäquates Bremsmanöver in einer Notfallsituation, da mit Hilfe der Bremskraftverstärker eine zufriedenstellende Vollbremsung erfolgt. So kann auch bezüglich des Faktors Bremskraft für alle Gruppen eine Fahrtauglichkeit zum Messzeitpunkt vor einer Intervention als bedenkenlos angesehen werden.

Die Thematik Fahrtauglichkeit von Patienten mit einer Gonarthrose wurde in der Vergangenheit noch nicht genauer untersucht, da bis zum heutigen Zeitpunkt nur eine einzelne Studie von Liebensteiner ein Vergleich zum Normalkollektiv aufwies [112]. In ihr zeigte sich, vergleichbar mit unserer Studie, ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Brake Response Time zwischen der Kontrollgruppe und der Patienten mit einer Gonarthrose. Dabei kam es in der Patientengruppe zu schlechteren Messwerten für die BRT (Gesamtzeit des Bremsvorgangs) zudem lag das Durchschnittsalter der Patientengruppe bei fast 66 Jahren. Dies war deutlich höher verglichen mit den 52 Jahren der Kontrollgruppe. Zusammenfassend kann man sagen, dass in beiden Studien die Kontrollgruppe eine bessere BRT aufzeigte, die allerdings in beiden Fällen ein niedrigeres Durchschnittsalter aufwies.

Bei weiterer gründlicher Betrachtung der Reaktionszeiten von Patientengruppe 1, zeigte sich im Verlauf der verschiedenen Messzeitpunkte eine tendenzielle Verbesserung der Reaktionszeiten. Sie verbesserten sich vom ersten Messzeitpunkt präoperativ bis zum letzten Messzeitpunkt 1 Jahr nach Operation kontinuierlich. Dabei zeigte sich nur eine Ausnahme, die sich beim Vergleich zwischen den Messzeitpunkten 6 Wochen und 3 Monate nach Operation widerspiegelt. Hier lag eine minimale Verschlechterung der Reaktionszeiten vor, die aber als nicht signifikant bewertet wurde. Beim Vergleich der Reaktionszeiten stellte die Studie fest, dass zu keinem Messzeitpunkt Patientengruppe 1

die Werte der Kontrollgruppe erreichen konnte. Zu einer detaillierten Auflistung der Gegebenheiten wird auf Abschnitt 3.3.1.1 verwiesen. Insgesamt lässt sich aus den Messungen für die Reaktionszeit der Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose schließen, dass es bei den darauffolgenden Messterminen zu einer signifikanten Verbesserung im Vergleich zu den präoperativen Werten kommt. Da es in der Vergangenheit keine Studien gab, die die Brake Response Time in ihren einzelnen Komponenten Reaktionszeit und Transferzeit darstellte, ist hier kein Vergleich mit anderen Arbeiten sinnvoll. Wie in einigen Abschnitten zuvor berichtet, kann ein Grund für die verbesserte Reaktionszeit im postoperativen Verlauf eine verbesserte Nervenleitung auf spinaler Ebene sein. Dies wird durch eine Reduktion von schmerzhaften afferenten Nervenimpulsen ausgelöst, die ansonsten weiterhin einen hemmenden Einfluss auf die Nervenleitung ausüben würden.

Beim Faktor Transferzeit, als zweite Komponente der Brake Response Time, zeigten sich gänzlich andere Tendenzen im Vergleich zu den Reaktionszeiten. Hierbei stellte man erwartungsgemäß eine deutliche Verschlechterung der Transferzeit kurz nach der Operation fest. Statistisch war dieser Unterschied bei dem rechtsseitigen Patientenkollektiv im Vergleich zu den präoperativen Werten hoch signifikant. Im Verlauf der Folgemessungen verbesserten sich hier die Transferzeiten allerdings stetig, sodass 6 Wochen nach der Operation fast präoperative Werte erreicht wurden. Zu den späteren Messzeitpunkten wurden sogar bessere Transferzeiten als die präoperativen Werte erzielt, die aber nicht signifikant waren. Hier wird für eine genauere Betrachtung auf Abschnitt 3.3.1.2 hingewiesen.

Bei der anschließenden Betrachtung der Gesamtzeit oder wie in diesem Zusammenhang häufig beschriebenen BRT, lassen sich die Ergebnisse mithilfe der beiden Teilkomponenten einfach darstellen. Aufgrund der deutlich verlängerten Transferzeit zum Zeitpunkt kurz nach der Operation zeigte sich die BRT verglichen mit den präoperativen Werten ebenfalls deutlich verlängert. Auch hier liegt statistisch eine hoch signifikante Verschlechterung vor. Dabei ist die verbesserte Reaktionszeit zum Messzeitpunkt 10 Tage nach Operation im Vergleich zum präoperativen Wert vernachlässigbar. Somit kann man sagen, dass die Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose eine deutliche Verschlechterung der BRT zum Zeitpunkt 10 Tage nach Operation wie zum präoperativen Zeitpunkt aufweisen. Betrachten wir die Messwerte der

Gesamtzeit für die darauffolgenden Messzeitpunkte so stellen wir fest, dass es zu einer stetigen Verbesserung der Messwerte kommt. Bereits 6 Wochen nach der Operation werden für die BRT bessere Werte erreicht, als präoperativ. Die verbesserten Werte der Gesamtzeit in den Nachuntersuchungen waren, verglichen mit den präoperativen Werten nur im Messzeitpunkt 5 signifikant. Die stetige Verbesserung der BRT im Verlauf der Studie kann verschiedene Ursachen haben. Wie schon zuvor beschrieben kann ein Hauptgrund die mögliche Reduzierung hemmender Schmerzfasern sein. Dadurch kann eine verbesserte Muskelübertragung ein schnelleres Betätigen der Bremse ermöglichen. Somit kann bezüglich der BRT eine Fahrtauglichkeit ab 6 Wochen nach Operation empfohlen werden. Dieser hier empfohlene Zeitpunkt liegt im Mittel aller bei früheren Studien empfohlenen Werte für die Fahrtauglichkeit nach Implantation eines künstlichen Gelenks am rechten Knie. Zwar lagen die Ergebnisse für die BRT bei den Arbeiten von Spalding und Pierson mit 8 bzw. 9 Wochen postoperativ deutlich über unseren Empfehlungen [108, 109], dagegen die der Arbeitsgruppen von Liebensteiner und Marques mit 2 bzw. 4 Wochen postoperativ ebenso deutlich darunter [112, 113].

Zuletzt wurde in der Patientengruppe 1 noch die Bremskraft zu den verschiedenen Messzeitpunkten bestimmt. Hierbei zeigte sich im Vergleich zu den präoperativen Werten, wie erwartet ein deutlicher Abfall der Bremskraft 10 Tage nach der Operation. Im Anschluss kam es zu einer stetigen Verbesserung der Bremskraftwerte, die im letzten Messzeitpunkt 1 Jahr nach Operation sogar deutlich über den präoperativen Werten lag. Statistisch zeigt sich dabei eine hoch signifikante Verschlechterung der Werte kurz nach der Operation verglichen zum Ausgangswert vor der Operation. Im Mittel erreichten die Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose zum Messzeitpunkt 2 Bremskraftwerte von 351 N. Zu den späteren Messterminen zeigte sich ein stetiger Anstieg der Bremskraftwert. Nach 6 Wochen erhielt man, verglichen mit den Ausgangswerten, annähernd gleiche Bremskraftwerte. Im letzten Messzeitpunkt 1 Jahr nach Operation erreichten die Patienten statistisch signifikant höhere Bremskraftwerte gemessen am präoperativen Wert. Leider wurde in den bisherigen Studien keine Aussage über die Bremskraft getroffen. Nur in der Arbeit um Spalding wurde mit einer Bremskraft von mindestens 100 N die Bremssimulation durchgeführt [108]. Aufgrund der heutigen technischen Gegebenheiten wie beispielsweise eines Bremskraftverstärkers gehen wir davon aus, dass nur eine Bremskraft von ungefähr 350 N notwendig ist, um in einer

Notfallsituation eine angemessene Vollbremsung durchzuführen. Deshalb liegt bezüglich der Bremskraft keine Einschränkung für die Fahrtauglichkeit vor.

Die Untersuchungen zu den verschiedenen Messzeitpunkten wurden analog mit den Patienten aus Gruppe 2 durchgeführt, bei denen eine linksseitige Gonarthrose vorlag. Dabei hat sich die Frage gestellt inwiefern die BRT und die Bremskraft beeinflusst werden, wenn das linke Kniegelenk operiert wird, das bei einer Vollbremsung keine entscheidende Rolle spielt. Es wird allerdings bei manueller Gangschaltung zum Betätigen der Kupplung benötigt und dadurch häufig in Anspruch genommen.

Betrachtet man die Reaktionszeit als eine Teilkomponente der BRT zeigten sich im Studienverlauf für die Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose keine signifikanten Unterschiede. Erstaunlicherweise erwiesen sich im Mittel die Reaktionszeiten kurz nach der Operation sogar leicht verbessert im Vergleich zu den präoperativen Messwerten.

Zur weiteren Untersuchung der BRT wurde deren zweite Teilkomponente gemessen, die sogenannte Transferzeit. Wie erwartet kam es kurz nach der Operation bei den Patienten mit einer linksseitigen Kniegelenktotalendoprothese zu einer leichten Verschlechterung der Transferzeit im Vergleich zu den präoperativen Werten. Doch bereits nach 6 Wochen waren die Messwerte für die Transferzeit wieder nahezu identisch mit den präoperativen Werten und verbesserten sich im postoperativen Verlauf weiter. Statistisch gesehen, waren aber keine größeren Veränderungen während des gesamten Studienverlaufs zu erkennen, sodass keine signifikanten Unterschiede für die Transferzeit der Patientengruppe 2 aufgezeigt werden konnte.

Es stellte sich schnell heraus, dass die BRT verglichen mit den Ausgangswerten vor der Operation, zu keinem Messzeitpunkt sich signifikant verschlechtert hat. Es zeigte sich lediglich, dass die BRT im Messzeitpunkt 10 Tage nach Operation deutlich schlechter war als die zum spätesten Messzeitpunkt 1 Jahr nach Operation. Dies lässt vermuten, dass durch eventuelle Schmerzreduktion weniger hemmende Einflüsse vorliegen und so eine deutlich verbesserte Nervenleitung auf spinaler Ebene erreicht werden kann. Daher kann aus unserer Sicht bezüglich der BRT keine Einschränkung der Fahrtauglichkeit nach Implantation einer linksseitigen Kniegelenktotalendoprothese gesehen werden.

Beim Faktor Bremskraft zeigten sich im Studienverlauf bei der Untersuchung von Patientengruppe 2 deutlich größere Schwankungen im Studienverlauf auf. So kam es kurz nach der Operation zu deutlich schlechteren Bremskraftwerten als zu den anderen

Messzeitpunkten. Im Mittel lag die Bremskraft zum Messzeitpunkt 10 Tage nach Operation bei 412 N und die präoperativen Werte konnten nach 6 Wochen noch nicht ganz erreicht werden. Im Verlauf verbesserten sich die Messwerte der Bremskraft stetig weiter. Zum letzten Messzeitpunkt 1 Jahr nach Operation zeigte sich beim Vergleich mit den präoperativen Ausgangswerten eine hoch signifikante Verbesserung der Bremskraft. Bei weiterer statistischer Betrachtung lässt sich somit für die Bremskraft sagen, dass es 10 Tage nach der Operation zu einer signifikanten Verschlechterung kommt. Da aber der Mittelwert der Bremskraft immer noch bei 412 N lag, was als ausreichend für das Treten eines Bremspedals gilt, können wir daher aktuell von keiner Einschränkung der Fahrtauglichkeit nach dem Krankenhausaufenthalt ausgehen. Soll jedoch ein Fahrzeug mit einem manuellen Schaltgetriebe verwendet werden, wird eine gewisse Kraft für das Treten der Kupplung benötigt. Dadurch könnte die Fahrtauglichkeit nach einer linksseitigen KTP möglicherweise länger als bisher angenommen, beeinträchtigt werden. Diese Thematik konnte aufgrund unseres Versuchsaufbaus nicht genauer untersucht werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass nach Implantation einer linksseitigen KTP es zu keiner Einschränkung der Fahrtauglichkeit kommt, weder im Hinblick auf die BRT noch auf die Bremskraft. Diese Ergebnisse werden auch durch andere Studien aus der Vergangenheit unterstützt. Nach Liebensteiner wurde eine Fahrtauglichkeit nach Implantation einer linken Knieprothese bereits ab 14 Tage als angemessen angesehen [112]. Des Weiteren sahen sowohl Marques als auch Spalding keinen Grund für eine Einschränkung der Fahrtauglichkeit. Ihrer Meinung nach konnte man sich bereits nach 10 Tagen postoperativ beziehungsweise direkt nach Implantation für eine Fahrtauglichkeit aussprechen [108, 115].

Abschließend kann noch die Thematik aufgegriffen werden, in wie weit sich die beiden Patientengruppen bezüglich ihrer Messwerte für die Faktoren der Bremskraft, sowie der Brake Response Time unterscheiden. Hierbei lässt sich für die BRT im Verlauf ein deutlicher Unterschied zwischen den beiden Patientengruppen darstellen. Es kam zwar bei beiden Patientengruppen zu einem Anstieg der BRT kurz nach der Operation, doch bei den Patienten, die eine Kniegelenktotalendoprothese links erhielten, war dies nur minimal ausgeprägt. Bei den Patienten mit einer rechtsseitigen Knieprothese lag hierbei die BRT zum Zeitpunkt kurz nach der Operation deutlich über dem Ausgangswert, sodass

das Führen eines PKWs aus unserer Sicht mit einem deutlichen Risiko einhergeht. Beim Faktor Bremskraft verhält sich dies ähnlich, sodass beide Patientengruppen zum Zeitpunkt kurz nach der Operation eine Verschlechterung der Bremskraft aufzeigten. Bei der rechtsseitigen Patientengruppe war dies marginal mehr ausgeprägt. Dennoch liegt hier aus unserer Sicht keine Einschränkung für eine Fahrtauglichkeit vor, da die Werte bei beiden Gruppen ausreichend erscheinen.

Zu den Schwächen der Studie beziehungsweise als mögliche Verbesserung des Studiendesigns könnte man die Auswertung mittels einer age-matched Studie anstreben. Hierbei könnte der Faktor Alter vollständig aus den Ergebnissen ausgeschlossen werden. Zudem könnte man die Studie in Form einer „Doppelblind Studie“ durchführen, sodass der Versuchsleiter zu keiner Zeit die Ergebnisse der Probanden einsehen kann. Des Weiteren könnte man die Patientengruppen noch detaillierter selektieren, beispielsweise durch einen speziellen Score. Hierbei könnte ein Fragebogen, sowie radiologische Bildgebung als Indikatoren benutzt werden. Die Fragebögen sollten eine mögliche Differenzierung der Einschränkung/Belastung im alltäglichen Leben durch die Gonarthrose aufzeigen. Zusätzlich könnte man noch Informationen über die mögliche Genese der Gonarthrose für den jeweiligen Patienten eruieren.

Insgesamt kann die Studie bei Debatten über die Thematik der Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese zu jederzeit als Grundlageninformation herangezogen werden.

5 Zusammenfassung

Laut Deutschem Ärzteblatt (Stand 2011) würden in Deutschland jährlich mehr als 200.000 Hüftgelenkimplantationen, sowie 170.000 Kniegelenkimplantationen durchgeführt [107]. Auf Grund des demographischen Wandels mit einem erkennbaren Anstieg der Altersstruktur gehen die meisten Studien von einer deutlichen Zunahme der Arthrose in den nächsten Jahrzehnten aus [118].

Von Seiten der Patienten wird auch im hohen Alter Ansprüche an die Mobilität und die Flexibilität gestellt. Hierbei gehört auch als ein wichtiger Mobilitätsfaktor das selbstständige Führen eines PKWs.

Funktionseinschränkungen nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese können mit einer Beeinträchtigung der Fahrtauglichkeit einhergehen.

Um diese Fragestellung zu beantworten wurde ein Fahrsimulator entwickelt, mit dem es möglich war, Aussagen zur Bremskraft, Reaktionszeit und BRT zu treffen:

- Ist die Fahrtauglichkeit im Allgemeinen bei Personen mit einer III – IV gradigen Gonarthrose beeinträchtigt?
- Wann ist das sichere Führen eines PKWs nach der Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese wieder möglich bzw. wann werden präoperative Werte wieder erreicht?
- Zeigen sich Unterschiede der Messwerte bei Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese links im Vergleich zur rechten Seite?

Grundlegend kann man nach Auswertung dieser Studie feststellen, dass Patienten mit einer Gonarthrose links beziehungsweise rechts eine schlechtere BRT verglichen mit der Kontrollgruppe aufzeigen. Die Patienten mit einer rechtsseitigen Gonarthrose lagen im Durchschnitt bei einer BRT von 606 ms. Im Vergleich hierzu erzielten die Patienten mit einer linksseitigen Gonarthrose durchschnittlich eine BRT von 639 ms. Die Kontrollgruppe zeigte im Mittel eine kürzere BRT von 516 ms auf. Hierbei muss aber darauf hingewiesen werden, dass die Kontrollgruppe im Durchschnitt jüngere Patienten aufwies. Insgesamt aber lag die BRT der Patientengruppen, sowohl bei einer Gonarthrose rechts als auch links, verglichen mit früheren Studien im vertretbaren Bereich. Im Durchschnitt lag diese für beide Patientengruppen unter den beschriebenen 700ms.

Die Messwerte für die Bremskraft präsentierten sich bei den Patienten mit einer endgradigen Gonarthrose ohne signifikante Unterschiede im Vergleich zum

Normalkollektiv. Somit lag außer in Einzelfällen aus unserer Sicht keine Einschränkung der Fahrtauglichkeit bei einer Gonarthrose vor.

Bei den weiteren Untersuchungen für die Patienten nach Implantation einer KTP zeigten sich folgende Ergebnisse. Bei Patienten mit linksseitiger Kniegelenktotalendoprothese kam es zu keiner signifikanten Beeinträchtigung der BRT. Die Bremskraftwerte waren jedoch 10 Tage postoperativ signifikant reduziert. Dabei wurden durchschnittlich Bremskraftwerte von 412 N erzielt. Diese Werte sollten jedoch ausreichend, um eine Vollbremsung im Notfall zu gewährleisten, sodass aus unserer Sicht keine Einschränkung der Fahrtauglichkeit nach Implantation einer linksseitigen KTP vorliegt. Somit kann ein selbständiges Autofahren nach 10-14 Tagen empfohlen werden.

Bei der Patientengruppe mit der rechtsseitigen Implantation einer KTP zeigte sich eine signifikante Verschlechterung der Transferzeit zum ersten Messzeitpunkt postoperativ. Dabei erzielten die Patienten eine durchschnittliche BRT von 764 ms. Erst nach 6 Wochen postoperativ wurden wieder präoperative Werte erreicht. Zusätzlich zeigten sich die Bremskraftwerte signifikant reduziert und erreichten ebenfalls erst nach diesem Zeitraum wieder präoperative Werte. Somit besteht aus unserer Sicht unter Berücksichtigung der Transferzeit, sowie der daraus resultierenden verlängerten BRT und der Bremskraft eine Einschränkung für die Fahrtauglichkeit für insgesamt 6 Wochen.

6 Quellen

1. KBA. *Fahrerlaubnisse*. 2014 [cited 2014; Available from: http://www.kba.de/DE/Statistik/Kraftfahrer/Fahrerlaubnisse/fahrerlaubnisse_node.html].
2. 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.
3. Koppa and Rodger, *Human Factors Revised Monograph on Traffic Flow Theory* 2005. **3**.
4. Behr, M., et al., *Posture and muscular behaviour in emergency braking: an experimental approach*. *Accid Anal Prev*, 2010. **42**(3): p. 797-801.
5. Swoboda, B., [*Epidemiological arthrosis research*]. *Orthopade*, 2001. **30**(11): p. 834-40.
6. Felson, D.T., *Osteoarthritis*. *Rheum Dis Clin North Am*, 1990. **16**(3): p. 499-512.
7. Litwic, A., et al., *Epidemiology and burden of osteoarthritis*. *Br Med Bull*, 2013. **105**: p. 185-99.
8. Pinals, R.S., *Mechanisms of joint destruction, pain and disability in osteoarthritis*. *Drugs*, 1996. **52 Suppl 3**: p. 14-20.
9. Reginster, J.Y. and N.G. Khaltsev, *Introduction and WHO perspective on the global burden of musculoskeletal conditions*. *Rheumatology (Oxford)*, 2002. **41 Supp 1**: p. 1-2.
10. March, L.M. and C.J. Bachmeier, *Economics of osteoarthritis: a global perspective*. *Baillieres Clin Rheumatol*, 1997. **11**(4): p. 817-34.
11. Reginster, J.Y., *The prevalence and burden of arthritis*. *Rheumatology (Oxford)*, 2002. **41 Supp 1**: p. 3-6.
12. Sprangers, M.A., et al., *Which chronic conditions are associated with better or poorer quality of life?* *J Clin Epidemiol*, 2000. **53**(9): p. 895-907.
13. Kellgren, J.H. and J.S. Lawrence, *Radiological assessment of osteo-arthrosis*. *Ann Rheum Dis*, 1957. **16**(4): p. 494-502.
14. Kellgren, J.H. and J.S. Lawrence, *Rheumatism in miners. II. X-ray study*. *Br J Ind Med*, 1952. **9**(3): p. 197-207.
15. Kellgren, J.H., *Osteoarthrosis in patients and populations*. *Br Med J*, 1961. **2**(5243): p. 1-6.
16. 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.
17. 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.
18. Department of Economic and Social Affairs, *World Population Prospects The 2012 Revision* E.a.S. Affairs, Editor. 2012, United Nations.
19. Engelhardt, M., *Epidemiology of osteoarthritis in Western Europe*. *DEUTSCHE ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN*, 2003. **6**.
20. 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.

21. Cunningham, L.S. and J.L. Kelsey, *Epidemiology of musculoskeletal impairments and associated disability*. Am J Public Health, 1984. **74**(6): p. 574-9.
22. Jacobsson, L., F. Lindgarde, and R. Manthorpe, *The commonest rheumatic complaints of over six weeks' duration in a twelve-month period in a defined Swedish population. Prevalences and relationships*. Scand J Rheumatol, 1989. **18**(6): p. 353-60.
23. Sun, Y., et al., [*Incidence and prevalence of cox- and gonarthrosis in the general population*]. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1997. **135**(3): p. 184-92.
24. Zhang, Y. and J.M. Jordan, *Epidemiology of osteoarthritis*. Clin Geriatr Med, 2010. **26**(3): p. 355-69.
25. Peat, G., R. McCarney, and P. Croft, *Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care*. Ann Rheum Dis, 2001. **60**(2): p. 91-7.
26. Muraki, S., et al., *Prevalence of radiographic knee osteoarthritis and its association with knee pain in the elderly of Japanese population-based cohorts: the ROAD study*. Osteoarthritis Cartilage, 2009. **17**(9): p. 1137-43.
27. 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.
28. Felson, D.T. and Y. Zhang, *An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention*. Arthritis Rheum, 1998. **41**(8): p. 1343-55.
29. 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.
30. Srikanth, V.K., et al., *A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis*. Osteoarthritis Cartilage, 2005. **13**(9): p. 769-81.
31. Wluka, A.E., F.M. Cicuttini, and T.D. Spector, *Menopause, oestrogens and arthritis*. Maturitas, 2000. **35**(3): p. 183-99.
32. Hannan, M.T., et al., *Estrogen use and radiographic osteoarthritis of the knee in women. The Framingham Osteoarthritis Study*. Arthritis Rheum, 1990. **33**(4): p. 525-32.
33. 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.
34. Nevitt, M.C., et al., *The effect of estrogen plus progestin on knee symptoms and related disability in postmenopausal women: The Heart and Estrogen/Progestin Replacement Study, a randomized, double-blind, placebo-controlled trial*. Arthritis Rheum, 2001. **44**(4): p. 811-8.
35. Cirillo, D.J., et al., *Effect of hormone therapy on risk of hip and knee joint replacement in the Women's Health Initiative*. Arthritis Rheum, 2006. **54**(10): p. 3194-204.
36. 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.
37. Zhang, Y., et al., *Lower prevalence of hand osteoarthritis among Chinese subjects in Beijing compared with white subjects in the United States: the Beijing Osteoarthritis Study*. Arthritis Rheum, 2003. **48**(4): p. 1034-40.

38. Zhang, Y., et al., *Comparison of the prevalence of knee osteoarthritis between the elderly Chinese population in Beijing and whites in the United States: The Beijing Osteoarthritis Study*. Arthritis Rheum, 2001. **44**(9): p. 2065-71.
39. Manninen, P., et al., *Overweight, gender and knee osteoarthritis*. Int J Obes Relat Metab Disord, 1996. **20**(6): p. 595-7.
40. Felson, D.T., et al., *Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Study*. Arthritis Rheum, 1997. **40**(4): p. 728-33.
41. Oliveria, S.A., et al., *Body weight, body mass index, and incident symptomatic osteoarthritis of the hand, hip, and knee*. Epidemiology, 1999. **10**(2): p. 161-6.
42. WHO, *Obesity: preventing and managing the global epidemic*. 2000, WHO: WHO Technical Report Series.
43. Sassi, F., *Obesity and the Economics of Prevention: Fit not Fat*. 2012, OECD Health Division
44. Hazes, J.M., et al., *Lifestyle and the risk of rheumatoid arthritis: cigarette smoking and alcohol consumption*. Ann Rheum Dis, 1990. **49**(12): p. 980-2.
45. Felson, D.T., et al., *Does smoking protect against osteoarthritis?* Arthritis Rheum, 1989. **32**(2): p. 166-72.
46. McWilliams, D.F., et al., *Self-reported knee and foot alignments in early adult life and risk of osteoarthritis*. Arthritis Care Res (Hoboken), 2010. **62**(4): p. 489-95.
47. Herzog, W. and D. Longino, *The role of muscles in joint degeneration and osteoarthritis*. J Biomech, 2007. **40 Suppl 1**: p. S54-63.
48. Bonnel, F., et al., *Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions*. Orthop Traumatol Surg Res, 2010. **96**(4): p. 424-32.
49. Cerejo, R., et al., *The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease*. Arthritis Rheum, 2002. **46**(10): p. 2632-6.
50. Palmer, K.T., *Occupational activities and osteoarthritis of the knee*. Br Med Bull, 2012. **102**: p. 147-70.
51. Felson, D.T., et al., *Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study*. Ann Intern Med, 1992. **116**(7): p. 535-9.
52. Davis, M.A., et al., *The association of knee injury and obesity with unilateral and bilateral osteoarthritis of the knee*. Am J Epidemiol, 1989. **130**(2): p. 278-88.
53. Kellgren, J.H. and J.S. Lawrence, *Osteo-arthrosis and disk degeneration in an urban population*. Ann Rheum Dis, 1958. **17**(4): p. 388-97.
54. Oest, O., *[The significance of axial misalignment as a pre-osteoarthrotic deformity, and its radiological assessment]*. Unfallheilkunde, 1978. **81**(11): p. 629-33.
55. Aigner, T. and J. Stove, *Collagens--major component of the physiological cartilage matrix, major target of cartilage degeneration, major tool in cartilage repair*. Adv Drug Deliv Rev, 2003. **55**(12): p. 1569-93.
56. Siegenthaler, W. and H. Blum, *Klinische Pathophysiologie*. Destruktive Krankheitsbilder. Vol. 9. 2006: Thieme.
57. Woessner, J.F., Jr. and Z. Gunja-Smith, *Role of metalloproteinases in human osteoarthritis*. J Rheumatol Suppl, 1991. **27**: p. 99-101.

58. Peat, G., et al., *Clinical classification criteria for knee osteoarthritis: performance in the general population and primary care*. Ann Rheum Dis, 2006. **65**(10): p. 1363-7.
59. Abhishek, A. and M. Doherty, *Diagnosis and clinical presentation of osteoarthritis*. Rheum Dis Clin North Am, 2013. **39**(1): p. 45-66.
60. Boegard, T. and K. Jonsson, [*Hip and knee osteoarthritis. Conventional X-ray best and cheapest diagnostic method*]. Lakartidningen, 2002. **99**(44): p. 4358-60.
61. Ahlback, S. and J. Rydberg, [*X-ray classification and examination technics in gonarthrosis*]. Lakartidningen, 1980. **77**(22): p. 2091-3, 2096.
62. Menashe, L., et al., *The diagnostic performance of MRI in osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis*. Osteoarthritis Cartilage, 2012. **20**(1): p. 13-21.
63. McCrae, F., et al., *Scintigraphic assessment of osteoarthritis of the knee joint*. Ann Rheum Dis, 1992. **51**(8): p. 938-42.
64. Rehart, S. and M. Henniger, [*Therapeutic concepts for osteoarthritis*]. Dtsch Med Wochenschr, 2007. **132**(37): p. 1897-900.
65. O'Reilly, S. and M. Doherty, *Lifestyle changes in the management of osteoarthritis*. Best Pract Res Clin Rheumatol, 2001. **15**(4): p. 559-68.
66. Bliddal, H., et al., *Weight loss as treatment for knee osteoarthritis symptoms in obese patients: 1-year results from a randomised controlled trial*. Ann Rheum Dis, 2011. **70**(10): p. 1798-803.
67. Christensen, R., A. Astrup, and H. Bliddal, *Weight loss: the treatment of choice for knee osteoarthritis? A randomized trial*. Osteoarthritis Cartilage, 2005. **13**(1): p. 20-7.
68. Franz, J.R., et al., *The influence of arch supports on knee torques relevant to knee osteoarthritis*. Med Sci Sports Exerc, 2008. **40**(5): p. 913-7.
69. Shakoor, N., et al., *Effects of common footwear on joint loading in osteoarthritis of the knee*. Arthritis Care Res (Hoboken), 2010. **62**(7): p. 917-23.
70. Gregory, P.J., M. Sperry, and A.F. Wilson, *Dietary supplements for osteoarthritis*. Am Fam Physician, 2008. **77**(2): p. 177-84.
71. Rosenbaum, C.C., et al., *Antioxidants and antiinflammatory dietary supplements for osteoarthritis and rheumatoid arthritis*. Altern Ther Health Med, 2010. **16**(2): p. 32-40.
72. Deyle, G.D., et al., *Effectiveness of manual physical therapy and exercise in osteoarthritis of the knee. A randomized, controlled trial*. Ann Intern Med, 2000. **132**(3): p. 173-81.
73. Abbott, J.H., et al., *Manual therapy, exercise therapy, or both, in addition to usual care, for osteoarthritis of the hip or knee: a randomized controlled trial. 1: clinical effectiveness*. Osteoarthritis Cartilage, 2013. **21**(4): p. 525-34.
74. Omori, G., et al., *Quadriceps muscle strength and its relationship to radiographic knee osteoarthritis in Japanese elderly*. J Orthop Sci, 2013. **18**(4): p. 536-42.
75. Lin, J., et al., *Efficacy of topical non-steroidal anti-inflammatory drugs in the treatment of osteoarthritis: meta-analysis of randomised controlled trials*. BMJ, 2004. **329**(7461): p. 324.
76. Zhang, W., et al., *OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines*. Osteoarthritis Cartilage, 2008. **16**(2): p. 137-62.

77. Biswal, S., B. Medhi, and P. Pandhi, *Longterm efficacy of topical nonsteroidal antiinflammatory drugs in knee osteoarthritis: metaanalysis of randomized placebo controlled clinical trials*. J Rheumatol, 2006. **33**(9): p. 1841-4.
78. Clegg, D.O., et al., *Glucosamine, chondroitin sulfate, and the two in combination for painful knee osteoarthritis*. N Engl J Med, 2006. **354**(8): p. 795-808.
79. Towheed, T.E., et al., *Glucosamine therapy for treating osteoarthritis*. Cochrane Database Syst Rev, 2005(2): p. CD002946.
80. Bellamy, N., et al., *Intraarticular corticosteroid for treatment of osteoarthritis of the knee*. Cochrane Database Syst Rev, 2006(2): p. CD005328.
81. Raynauld, J.P., et al., *Safety and efficacy of long-term intraarticular steroid injections in osteoarthritis of the knee: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial*. Arthritis Rheum, 2003. **48**(2): p. 370-7.
82. Bellamy, N., et al., *Viscosupplementation for the treatment of osteoarthritis of the knee*. Cochrane Database Syst Rev, 2005(2): p. CD005321.
83. Qvistgaard, E., et al., *Intra-articular treatment of hip osteoarthritis: a randomized trial of hyaluronic acid, corticosteroid, and isotonic saline*. Osteoarthritis Cartilage, 2006. **14**(2): p. 163-70.
84. George, E., *Intra-articular hyaluronan treatment for osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 1998. **57**(11): p. 637-40.
85. Pelletier, J.P. and J. Martel-Pelletier, *The pathophysiology of osteoarthritis and the implication of the use of hyaluronan and hylan as therapeutic agents in viscosupplementation*. J Rheumatol Suppl, 1993. **39**: p. 19-24.
86. Wang, C.T., et al., *Therapeutic effects of hyaluronic acid on osteoarthritis of the knee. A meta-analysis of randomized controlled trials*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(3): p. 538-45.
87. Haus, J. and H.J. Refior, *The importance of arthroscopy in sports injuries in children and adolescents*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. **1**(1): p. 34-8.
88. Lonner, J.H., *A 57-year-old man with osteoarthritis of the knee*. JAMA, 2003. **289**(8): p. 1016-25.
89. Laupattarakasem, W., et al., *Arthroscopic debridement for knee osteoarthritis*. Cochrane Database Syst Rev, 2008(1): p. CD005118.
90. Brouwer, R.W., et al., *Osteotomy for treating knee osteoarthritis*. Cochrane Database Syst Rev, 2005(1): p. CD004019.
91. Wasiak, J., C. Clar, and E. Villanueva, *Autologous cartilage implantation for full thickness articular cartilage defects of the knee*. Cochrane Database Syst Rev, 2006(3): p. CD003323.
92. Fu, Y., G. Wang, and Q. Fu, *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a meta-analysis*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(9): p. 1460-6.
93. Berger, R.A., et al., *Results of unicompartmental knee arthroplasty at a minimum of ten years of follow-up*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(5): p. 999-1006.
94. Barrack, R.L., *Rise of the rotating hinge in revision total knee arthroplasty*. Orthopedics, 2002. **25**(10): p. 1020, 1058.
95. Majima, T., et al., *Patella Eversion Reduces Early Knee Range of Motion and Muscle Torque Recovery after Total Knee Arthroplasty: Comparison between Minimally Invasive Total Knee Arthroplasty and Conventional Total Knee Arthroplasty*. Arthritis, 2011. **2011**: p. 854651.

96. Parentis, M.A., et al., *A comparison of the vastus splitting and median parapatellar approaches in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1999(367): p. 107-16.
97. De Kleijn, P., et al., *Physiotherapy following elective orthopaedic procedures*. Haemophilia, 2006. **12 Suppl 3**: p. 108-12.
98. Kommission, A.N.d.R., *Allgemeines Rehabilitationskonzept, Problemfelder der Rehabilitation und Lösungsansätze*. 1991: Frankfurt/Main. p. 829-910.
99. Comitee, W.E., *Disability prevention and rehabilitation* W.H. Organization, Editor. 1981.
100. Moffet, H., et al., *Effectiveness of intensive rehabilitation on functional ability and quality of life after first total knee arthroplasty: A single-blind randomized controlled trial*. Arch Phys Med Rehabil, 2004. **85**(4): p. 546-56.
101. Tribe, K.L., et al., *Selection of patients for inpatient rehabilitation or direct home discharge following total joint replacement surgery: a comparison of health status and out-of-pocket expenditure of patients undergoing hip and knee arthroplasty for osteoarthritis*. Chronic Illn, 2005. **1**(4): p. 289-302.
102. Kramer, J.F., et al., *Comparison of clinic- and home-based rehabilitation programs after total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2003(410): p. 225-34.
103. OASIS, *Before During & After Hip and Knee Replacement Surgery*. Exercise Guide. 2008, Vancouver Hospital
104. Erler, K., et al., *[5-year follow-up study of total knee arthroplasty by means of EMG mapping]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2003. **141**(1): p. 48-53.
105. Handel, M., et al., *[Changes in muscle torque in patients after total knee arthroplasty]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2005. **143**(5): p. 581-4.
106. Mizner, R.L., S.C. Petterson, and L. Snyder-Mackler, *Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty*. J Orthop Sports Phys Ther, 2005. **35**(7): p. 424-36.
107. Schnabel, P., *Endoprothesenregister: Höchsten Anforderungen genügen*, in *Deutsches Ärzteblatt*. 2011.
108. Spalding, T.J., et al., *Driver reaction times after total knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(5): p. 754-6.
109. Pierson, J.L., D.R. Earles, and K. Wood, *Brake response time after total knee arthroplasty: when is it safe for patients to drive?* J Arthroplasty, 2003. **18**(7): p. 840-3.
110. Marecek, G.S. and M.F. Schafer, *Driving after orthopaedic surgery*. J Am Acad Orthop Surg, 2013. **21**(11): p. 696-706.
111. Rod Fleury, T., et al., *Resuming motor vehicle driving following orthopaedic surgery or limb trauma*. Swiss Med Wkly, 2012. **142**: p. w13716.
112. 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.
113. 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.
114. Hofmann, U.K., et al., *Osteoarthritis of the knee or hip significantly impairs driving ability (cross-sectional survey)*. BMC Musculoskelet Disord, 2014. **15**: p. 20.

115. Marques, C.J., et al., *Does the brake response time of the right leg change after left total knee arthroplasty? A prospective study.* Knee, 2008. **15**(4): p. 295-8.
116. Liebensteiner, M.C., et al., *Brake response time returns to the pre-surgical level 6 weeks after unicompartmental knee arthroplasty.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. **22**(8): p. 1926-31.
117. Ipach, I., *Die Einflüsse der Therapie von Arthrosen und ligamentären Verletzungen der unteren Extremitäten auf die Fahrtauglichkeit* O.U. Tübingen, Editor. 2013.
118. Otten, R., P.M. van Roermund, and H.S. Picavet, *[Trends in the number of knee and hip arthroplasties: considerably more knee and hip prostheses due to osteoarthritis in 2030].* Ned Tijdschr Geneeskd, 2010. **154**: p. A1534.

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Vergleich der Inzidenzraten einer Gelenksarthrose	4
Abb. 2: Verlaufsdiagramm der schwer Übergewichtigen im Ländervergleich	7
Abb. 3: Röntgendiagnostik eines Kniegelenks in zwei Ebenen.	10
Abb. 4: Vergleich der drei Hauptgruppen von Prothesensystem.....	14
Abb. 5: Kniegelenktotalendoprothese vom Typ Genesis II.....	15
Abb. 6: Fahrsimulator.....	24
Abb. 7: Pedalvorrichtung.....	25
Abb. 8: Messverteiler mit Taktgeber (Mephisto Scope).....	26
Abb. 9: Kraftmessdose	27
Abb. 10: Kraftsensoren.....	27
Abb. 11: Schematische Darstellung der Brems- bzw. Gaspedalvorrichtung	28
Abb. 12: Funktionsschaltbild Mephisto Scope.....	29
Abb. 13: Komplette Messvorrichtung des Versuchsaufbaus	30
Abb. 14: Schematische Abbildung zur Grundkalibrierung.....	31
Abb. 15: Funktionskurve	33
Abb. 16: Graphische Darstellung der Messwerte einer einzelnen Bremssimulation.....	35
Abb. 17: Aufteilung der Gesamtprobanden in die einzelnen Fallgruppen	36
Abb. 18: Patientenalter im Gruppenvergleich	40
Abb. 19: Reaktionszeit im Gruppenvergleich	41
Abb. 20: Transferzeit im Gruppenvergleich.....	42
Abb. 21: Gesamtzeit im Gruppenvergleich	43
Abb. 22: Bremskraft im Gruppenvergleich	44
Abb. 23: Mittelwerte der Reaktionszeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1)	46
Abb. 24: Darstellung der Reaktionszeiten aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf	47
Abb. 25: Mittelwerte der Transferzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1).....	48
Abb. 26: Darstellung der Transferzeiten aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf.....	50
Abb. 27 : Mittelwerte der Gesamtzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1).....	51
Abb. 28: Darstellung der Gesamtzeiten aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf.....	52
Abb. 29: Mittelwerte der Bremskraft (in N) im postoperativen Verlauf (Gruppe 1).....	53
Abb. 30: Darstellung der Bremskraftwerte aus Gruppe 1 im postoperativen Verlauf.....	55
Abb. 31: Mittelwerte der Reaktionszeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2)	56
Abb. 32: Darstellung der Reaktionszeiten aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf	57
Abb. 33: Mittelwerte der Transferzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2).....	59
Abb. 34: Darstellung der Transferzeiten aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf.....	60
Abb. 35: Mittelwerte der Gesamtzeit (in ms) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2).....	61
Abb. 36 Darstellung der Gesamtzeiten aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf	62
Abb. 37: Mittelwerte der Bremskraft (in N) im postoperativen Verlauf (Gruppe 2).....	63
Abb. 38: Darstellung der Bremskraftwerte aus Gruppe 2 im postoperativen Verlauf.....	65
Abb. 39: Reaktionszeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich)	67
Abb. 40: Transferzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich).....	68
Abb. 41: Gesamtzeiten zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich)	70
Abb. 42: Bremskräfte zu den verschiedenen Messzeitpunkten (Gruppenvergleich).....	71

7.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Liste der Erkrankungen nach DALYs	3
Tab. 2: Radiologische Einteilung der Arthrose nach Kellgren & Lawrence	11
Tab. 3: Radiologische Einteilung der Arthrose nach Ahlbäck	11
Tab. 4: Auflistung der verwendeten technischen Geräte	22
Tab. 5: Minimalanforderungen an den Versuchsrechner.....	23
Tab. 6: Tabellarische Darstellung der Messzeitpunkte.....	37
Tab. 7: Demographische Daten im Gruppenvergleich	39
Tab. 8: Mittelwerte der Reaktionszeiten Gruppe 1	45
Tab. 9: Mittelwerte der Transferzeiten Gruppe 1	48
Tab. 10: Mittelwerte der Gesamtzeit Gruppe 1	50
Tab. 11: Mittelwerte der Bremskraft Gruppe 1	53
Tab. 12: Mittelwerte der Reaktionszeiten Gruppe 2.....	56
Tab. 13: Mittelwerte der Transferzeiten Gruppe 2	58
Tab. 14: Mittelwerte der Gesamtzeit Gruppe 2	61
Tab. 15: Mittelwerte der Bremskraft Gruppe 2	63

7.3 Sonstiges

7.3.1 Technische Daten zu den Materialien

Features	UM202	UM203
Meßmodi		
Voltmeter, DC	✓	✓
Voltmeter, true RMS	✓	✓
Analog-Oszilloskop	✓	✓
Analog-Oszilloskop, autark		✓
analoger Daten-Logger	✓	✓
analoger Daten-Logger, autark		✓
Logic Analyser	✓	✓
Logic Analyser, autark		✓
digitaler Daten-Logger	✓	✓
digitaler Daten-Logger, autark		✓
Massenspeicher		SD-Karte bis 2 GB
Echtzeituhr		✓

Voltmeter-Modus	
Analoge Eingänge	2
Auflösung	16 Bit
Nichtlinearität, integral	± 2 LSB
Abtastrate	2 x 1 Sps
simultane Kanäle	2
Eingangsspannungsbereich (in 1-2-5-Stufen)	± 100mV bis ± 10V
Analogbandbreite (-3dB) DC	40 kHz
RMS	2,3 kHz
Genauigkeit (Spannung) bei 25°C	0,1% bzw. 1mV
Genauigkeit (Zeit)	100 ppm
Überlastschutz	± 300VDC
Rauschen (typ.)	-94dB (RMS) -86dB (P-P)
Eingangsimpedanz	1 MΩ, 14 pF

Analog-Oszilloskop-Modus	
Analoge Eingänge	2
Auflösung	16 Bit
Nichtlinearität, integral	± 2 LSB
Abtastrate	2 x 1 MSps
Meßwertspeicher pro Kanal	100 Samples bis 131000 Samples
simultane Kanäle	2
Eingangsspannungsbereich (in 1-2-5-Stufen)	± 100mV bis ± 10V
Analogbandbreite (-3dB)	500 kHz
automatische Signalerkennung	
Spannung	50mV _{pp} – 20V _{pp}
Frequenz	0,2Hz – 500kHz
Pausenverhältnis, Rechteck, 100 Hz, 100 mV _{pp}	0,2% - 99,8%
Zeitbasis	1µs bis 2,5s
(1µs/S bis 10ms/S in 1µs-Schritten darüber 10ms/S-Schritte)	
Genauigkeit (Spannung) bei 25°C	0,1% bzw. 1mV
Genauigkeit (Zeit)	100 ppm
Überlastschutz	± 300VDC
Rauschen (typ.)	-66dB (RMS) -48dB (P-P)
Eingangsimpedanz	1 MΩ, 14 pF
Triggermodi	6
Schwelle	✓
Fenster	✓
Flanke	✓
dV/dt	✓
Manuell	✓
Extern	✓
Delay	✓

Logic Analyser-Modus	
Digitale Eingänge	16
simultane Kanäle	8+8
Meßwertspeicher pro Kanal	100 Samples bis 262000 Samples
simultane Trigger-Kanäle	8
Abtastrate	100 kSps
Verzögerung zwischen den 8-Bit-Gruppen	2 μ s
Zeitbasis (10 μ s/S bis 10ms/S in 1 μ s-Schritten darüber 10ms/S-Schritte)	10 μ s bis 2,5s
Genauigkeit (Zeit)	100 ppm
Logikpegel	5V CMOS (1,8V/3,3V CMOS; 12V/24V; mit optionalem Konverter)
Überlastschutz	+5,5VDC/-0,5VDC
Eingangsimpedanz	50 M Ω , 8 pF
Triggermodi	4
Pattern (low / high / edge rising / edge falling / ignore) in beliebiger Kombination simultan für 8 Bit	✓
Manuell	✓
Extern	✓
Delay	✓

Analoger Daten-Logger-Modus	
Analoge Eingänge	2
Auflösung	16 Bit
Nichtlinearität, integral	± 2 LSB
Abtastrate	2 x 100 kSps
simultane Kanäle	2
Eingangsspannungsbereich (in 1-2-5-Stufen)	± 100 mV bis ± 10 V
Analogbandbreite (-3dB)	500 kHz
Zeitbasis (10 μ s/S bis 10ms/S in 1 μ s-Schritten darüber 10ms/S-Schritte)	10 μ s bis 2,5s
Genauigkeit (Spannung) bei 25°C	0,1% bzw. 1mV
Genauigkeit (Zeit)	100 ppm
Überlastschutz	± 300 VDC
Rauschen (typ.)	-66dB (RMS) -48dB (P-P)
Eingangsimpedanz	1 M Ω , 14 pF
Triggermodi	6
Schwelle	✓
Fenster	✓
Flanke	✓
dV/dt	✓
Manuell	✓
Extern	✓
Delay	✓

Digitaler Daten-Logger-Modus	
Digitale Eingänge	16
simultane Kanäle	8+8
simultane Trigger-Kanäle	8
Abtastrate	
USB	100 kSps
SD-Karte	2,5 kSps
Verzögerung zwischen den 8-Bit-Gruppen	2 μ s
Zeitbasis	10 μ s bis 2,5s (USB)
(10 μ s/S bis 10ms/S in 1 μ s-Schritten darüber 10ms/S-Schritte)	400 μ s bis 2,5s (SD)
Genauigkeit (Zeit)	100 ppm
Logikpegel	5V CMOS (1,8V/3,3V CMOS; 12V/24V; mit optionalem Konverter)
Überlastschutz	+5,5VDC/-0,5VDC
Eingangsimpedanz	50 M Ω , 8 pF
Triggermodi	4
Pattern (low / high / edge rising / edge falling / ignore) in beliebiger Kombination simultan für 8 Bit	✓
Manuell	✓
Extern	✓
Delay	✓

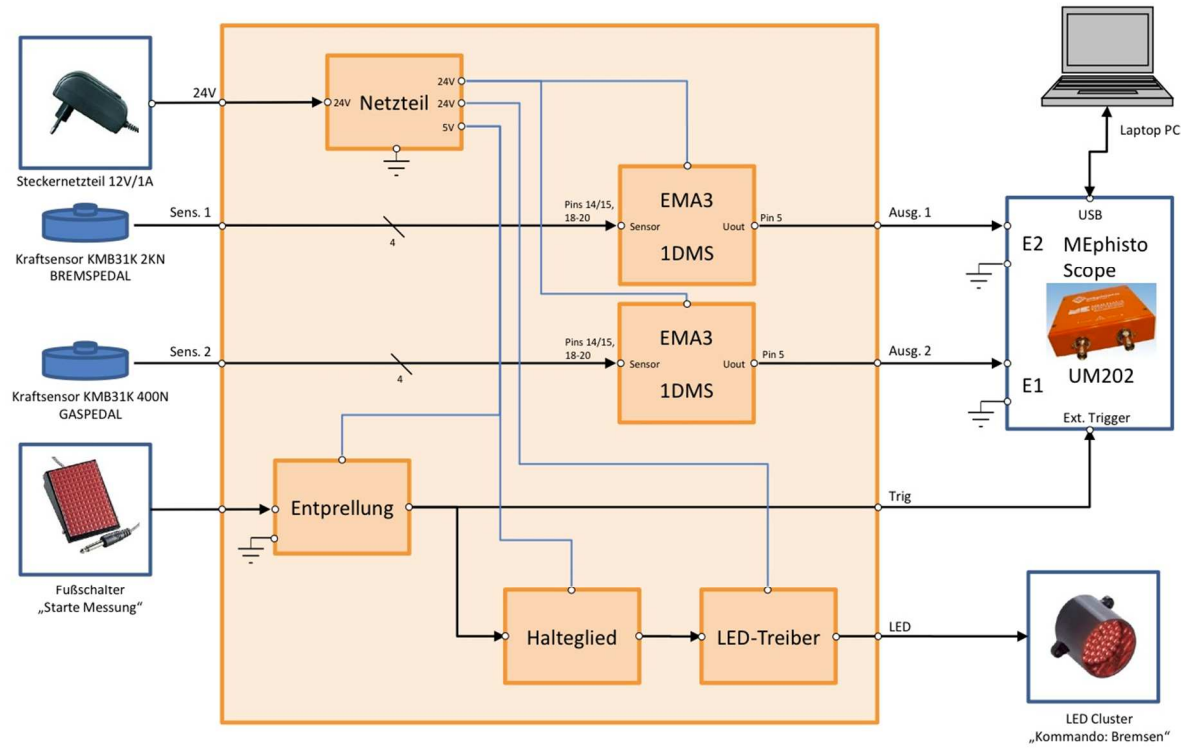
GPIO-Modus (nicht nutzbar im Logic Analyser-Modus)	
Digitale Kanäle	24
Auflösung	1 Bit
Datenrichtung pro Bit programmierbar	✓
Readback-Fähigkeit für Ausgänge	✓
Logikpegel	5V CMOS

sonstige Daten	
Sample-Speicher	512 kB
Interface	USB 2.0 (FS), USB1.1 kompatibel
Spannungsversorgung	5V via USB 5V mit externen Netzteil (nur UM203)
Leistungsaufnahme im Meßmodus, ohne Belastung der Digital-Kanäle	0,9W ^{*)}
Steckverbinder	
analoge Kanäle	2 * BNC
digitale Kanäle	1 * SUB-D-26 (HD)
USB	USB – B
externe Spannungsversorgung (nur UM203)	DC-Stecker, 5,5mm
SD-Karte (nur UM203)	Push-Push Sockel
Abmessungen	
Gehäuse	112 x 110 x 32 mm
über alles	138 x 110 x 35 mm
Gewicht	430g
Betriebstemperatur	0...70°C
Lagertemperatur	-20...85°C

^{*)} Um auch bei stark belastetem Digitalport zuverlässige Funktion zu garantieren, meldet das Gerät die maximale Leistungsaufnahme von 2,5W beim Computer an. Es ist daher systembedingt nicht möglich, das Gerät an einem passiven USB-Hub zu betreiben.

Systemanforderungen

Anwendungsfall		
MEphisto Lab	Minimum	Empfehlung
CPU-Leistungsklasse	Pentium III, 500MHz	Pentium IV, 2,4GHz
Arbeitsspeicher	128MB	256MB – 1GB
Windows 2000/XP	512MB	1GB – 4GB
Windows Vista	700MB (FAT32), 400MB (NTFS)	1GB
Festplattenspeicher	1024x768 Pixel (XGA), 256 Farben (8Bit)	64k Farben (16Bit) 1024x768 Pixel (XGA) bis 2048x1536 Pixel (QXGA)
Graphikkarte	CD-ROM-Laufwerk	CD-ROM-Laufwerk + Internet-Zugang
Installationsquelle	USB 1.1	USB 1.1 – USB 2.0
Schnittstelle	Windows 2000	Windows 2000 Windows XP Windows Vista
Betriebssysteme	Minimum	Empfehlung
MEphisto Scope 1, nur Treiber	80486, 100MHz	Pentium II, 200MHz
CPU-Leistungsklasse	32MB	128MB
Arbeitsspeicher	ca. 5MB	
Festplattenspeicher	USB 1.1	USB 1.1 – USB 2.0
Schnittstelle	Windows 2000 Windows XP Windows Vista	
Betriebssysteme	<i>ohne Support:</i> Windows 98SE Windows Me Linux Mac OS-X	
autarke Messung	Empfehlung	
Konfiguration PC	applikationsabhängig siehe MEphistoLab oder Treiber	
laufende Messung	5VDC, > 250mA / > 1.3W (abhängig vom Karten-Typ)	
Spannungsversorgung	Standard SD-Karte, 8 MB bis 2 GB	
SD-Karte		



FBRM-HW Blockschaltbild Vers. A.1 24.06.2011

7.3.2 Zertifizierung der Kraftmessdosen

		
Kalibrier-Zertifikat		722382
Calibration certificate		

<p>Gegenstand object</p> <p>Hersteller manufacturer</p> <p>Typ type</p> <p>Serien Nr. serial no.</p> <p>Inventar Nr. inventory no.</p> <p>Prüfmittel Nr. test equipment no.</p> <p>Equipment Nr. equipment no.</p> <p>Standort location</p> <p>Auftraggeber customer</p> <p>Kunden Nr. customer ID no.</p> <p>Auftrags Nr. order no.</p> <p>Datum der Kalibrierung date of calibration</p> <p>Datum der empfohlenen Rekalibrierung Date of the recommended re-calibration</p>	<p>DMS-Verstärker</p> <p>MEGATRON Elektronik AG & Co</p> <p>DMS 2410 F202-00</p> <p>251101544</p> <p>---</p> <p>---</p> <p>11228650</p> <p>---</p> <p>Ingenieurbüro M. Sawatzki Michael Sawatzki DE-42489 Wülfrath</p> <p>1518583</p> <p>5741380 / 0520 2610</p> <p>15.09.2011</p> <p>15.09.2012</p>	<p>Drucksensor</p> <p>MEGATRON Elektronik AG & Co</p> <p>KMB 31</p> <p>J8512989</p> <p>---</p> <p>---</p> <p>11228651</p> <p>---</p>	<p>Hiermit bestätigen wir, dass die Kalibrierung von einem nach ISO/IEC 17025 akkreditierten Kalibrierlabor durchgeführt wurde. Akkreditierungsurkunde siehe www.testo-industrial-services.de. Die für die Kalibrierung verwendeten Messeinrichtungen werden regelmäßig kalibriert und sind rückführbar auf die nationalen Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB) Deutschlands oder auf andere nationale Normale. Wo keine nationalen Normale existieren, entspricht das Messverfahren den derzeit gültigen technischen Regeln und Normen. Die für diesen Vorgang angefertigte Dokumentation kann eingesehen werden. Alle erforderlichen Messdaten sind auf der(n) nachfolgenden Seite(n) dieses Kalibrier-Zertifikats aufgelistet.</p> <p>Hereby we confirm that the calibration was realized by an ISO/IEC 17025 accredited calibration lab. Accreditation certificate see www.testo-industrial-services.de. The measuring installations used for calibration are regularly calibrated and traceable to the national standards of the German Federal Physical Technical Institute (PTB) or other national standards. Should no national standards exist, the measuring procedure corresponds with the technical regulations and norms valid at the time of the measurement. The documents established for this procedure are available for viewing. All the necessary measured data can be found on the following page(s) of this calibration certificate.</p>
---	--	--	--

Konformitätsaussage conformity

Messwert(e) innerhalb der zulässigen Abweichung¹. Measured value(s) within the allowable deviation¹.

Messwert(e) außerhalb der zulässigen Abweichung¹. Measured value(s) outside of the allowable deviation¹.

¹) Die Messunsicherheit wurde nach GUM mit dem Erweiterungsfaktor k=2 berechnet und enthält die Unsicherheit des Verfahrens sowie die Unsicherheit des Prüflings. Die Konformitätsaussage erfolgte nach DIN EN ISO 14253-1 gemäß der Kalibrieranweisung QSA 7.5-02.

²) The measurement uncertainty was calculated according to the regulations of GUM with the coverage factor k=2 and contains the uncertainty of the measuring procedure and the uncertainty of the measuring system. The statement of conformity was made according to DIN EN ISO 14253-1 according to calibration instruction QSA 7.5-02.

Dieser Kalibrierschein darf nur vollständig weiterverbreitet werden. Auszüge oder Änderungen bedürfen der Genehmigung des ausstellenden Kalibrierlaboratoriums. Kalibrierscheine ohne Unterschrift und Stempel haben keine Gültigkeit.

This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. Calibration certificates without signature and seal are not valid.

 Stempel seal	Fachverantwortlicher supervisor  Falko Harich	Bearbeiter technician  Jan Doorentz
---	--	---

testo industrial services GmbH	Gewerbestrasse 3, 79199 Kirchzarten	Fon +49 7661 90901-8000 Fax +49 7661 90901 -8010	www.testo-industrial-services.de industrial-services@testo.de	Seite 1/2 Page
--------------------------------	-------------------------------------	---	--	-------------------



industrial services

Kalibrier-Zertifikat Calibration certificate

722382

Messeinrichtungen measuring equipment

Referenz reference	Rückführung traceability	Zertifikat-Nr. certificate-no.	Equipment-Nr. equipment-no.
Kraftaufnehmer HBM Z30A / 2kN Force sensor HBM Z30A / 2kN	15070-01-01 2011-07	K0056	10577740
Multimeter HP 34401 A Multimeter HP 34401 A	15070-01-01 2011-01	E15028	10294202

*Referenzzertifikate sind auf www.primasonline.de abrufbar Reference certificates are available at www.primasonline.com

Umgebungsbedingungen ambient conditions

Temperatur temperature	20,1 °C	Druck pressure	972 hPa
Feuchte humidity	50,2 %RH %RH	Luftdichte air density	1,14961 kg/m ³

Messverfahren measuring procedure

Vergleichsmessung an einer Kraft- Bezugsnormalmesseinrichtung nach Kalibrierablauf C.

The measurement compare by indicated values of an force reference measuring system in course C.

Messergebnisse measuring results

Messwert Referenz measured value reference	Messwert Kalibriergegen- stand measured value value probe	Messwert Kalibriergegen- stand measured value value probe	Abweichung deviation	zulässige Abweichung ²⁾ allowed deviation ²⁾	Gesamt- Messunsicher- heit total uncertainty of measuring	Bewertung confirmation	Messein- richtung EQ-Nr. measuring EQ-no.
0,0 N	0,107 V	0,0 N	0,0 N	± 40,0 N	0,16 N	o.k.	10577740
500,0 N	2,457 V	483,3 N	-16,7 N	± 40,0 N	0,52 N	o.k.	10577740
1000,0 N	4,876 V	980,8 N	-19,2 N	± 40,0 N	1,01 N	o.k.	10577740
1500,0 N	7,362 V	1492,0 N	-8,0 N	± 40,0 N	1,51 N	o.k.	10577740
2000,0 N	9,832 V	2000,0 N	0,0 N	± 40,0 N	2,00 N	o.k.	10577740

²⁾ gemäß Hersteller in accordance with the manufacturer

Besondere Bemerkungen special remarks

Die Werte in der Spalte "Messwert Kalibriergegenstand" wurden mit folgender Skalierung errechnet: F = 0,0 bis 2000,0 N entspricht Analog out = 0,107 bis 9,832 V. The values in the column "measured value probe" were calculated with the following scaling: F = 0,0 to 2000,0 N corresponds to analog out = 0,107 to 9,832 V.

Sensor an "Sens-1" angeschlossen, Ausgangssignal an "Ausg-1" gemessen. ---



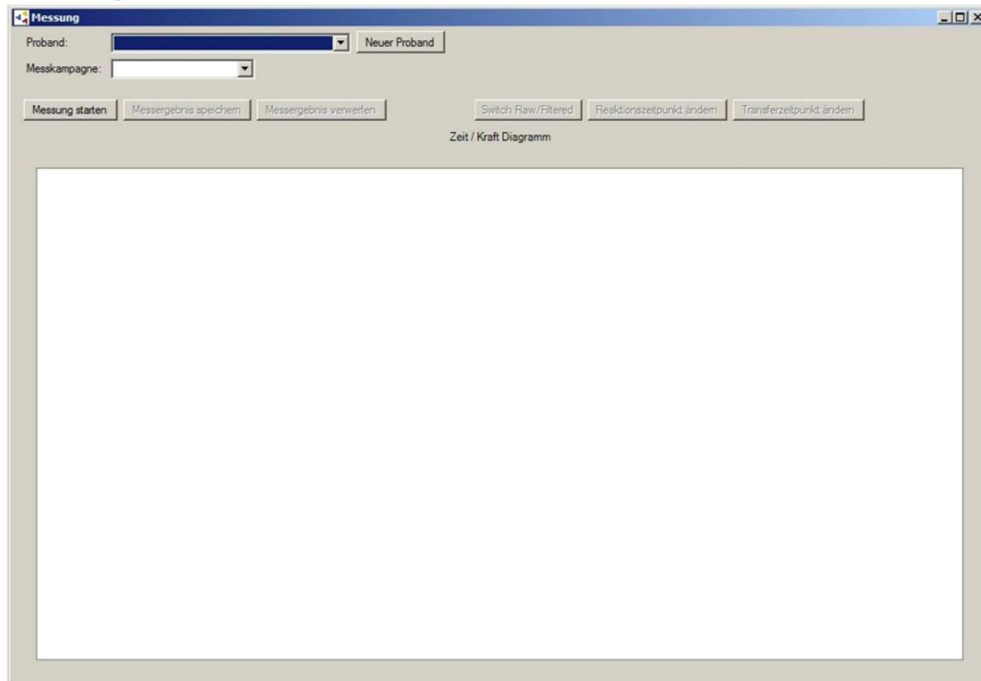
7.3.3 Auszug Benutzerhandbuch der FBRM Software (Ing. Büro Sawatzki)

Mittels „Offset kalibrieren“ wird der Offset zum Nullpunkt gemessen, um diesen von den Messwerten abzuziehen. Bei der Kalibrierung darf keine Last (Tritt auf das jeweilige Pedal) auf die Messdosens gebracht werden.

Nach dem Ausführen einer Kalibriermethode werden die Ergebnisse unter „Aktuelle Kalibrierung“ aufgeführt. Sollten die ermittelten Werte um weniger als 1% von den letzten Werte abweichen, ist das sichern der ermittelten Werte nicht nötig, da diese Abweichung innerhalb der Messtoleranz liegt.

Um die neuen Kalibrierwerte zu sichern, klickt man auf „Speichern“. Es ist nicht notwendig alle Kalibriermethoden durchzuführen, da die fehlenden Werte aus der alten Kalibrierung übernommen werden. **Es wird empfohlen regelmäßig die Offsets zu kalibrieren.**

Messung



Um eine Messung durchzuführen muss zunächst ein bestehender Proband ausgewählt oder ein neuer Proband angelegt werden. Nach der Auswahl werden die Daten des Probanden im rechten Teil der Maske dargestellt. Nach dem wählen der Messkampagne kann die Messung gestartet werden.

Der Bediener muss nun noch den Fußschalter betätigen, um dem Probanden das Startsignal zu geben.

Der Benutzer hat nun noch die Möglichkeit die durchgeführte Messung zu sichern oder zu verwerfen.

Beim Sichern wird zusätzlich eine Grafikdatei des Diagramms im Verzeichnis „images“ abgelegt.

Der Dateiname setzt sich wie folgt zusammen:

NAME_VORNAME_GEBURTSTAG_MESSKAMPAGNE_MESSREIHENR.jpg

Danach kann wieder eine neue Messung durchgeführt werden.

Export



The screenshot shows a standard Windows-style dialog box titled "Export". It features a title bar with a close button (X) on the right. The main area contains two dropdown menus: "Proband:" and "Messkampagne:". Below the "Messkampagne:" dropdown is a checkbox with the text "Kraftwerte für Gas und Bremse exportieren?". At the bottom center of the dialog is a button labeled "Exportieren".

Zum Export der Daten wählt man den gewünschten Proband und die Messkampagne.

Optional können die einzelnen Kraftverläufe der Pedale exportiert werden.

Die exportierten Daten befinden sich im Verzeichnis „export“.

Der Dateiname setzt sich wie folgt zusammen:

NAME_VORNAME_GEBURTSTAG_MESSKAMPAGNE_EXPORTDATUM.xls

7.3.4 Zusatzbericht zur Grundkalibrierung

Bericht zur Messketten-Kalibrierung Projekt FBRM

Bericht zur Messketten-Kalibrierung Projekt FBRM

Aufgabenstellung

Im Zuge des Projekts FBRM (Force and Break Response Time Measurement) an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen sollte eine Systemkalibrierung der Messkette für die Kraftmessung am Bremspedal durchgeführt werden.

Beschreibung der Mechanik der Messkette

Die Messkette für die Bremspedalkraftmessung besteht aus mechanischen Komponenten (Bremshebel und Widerlager) und einem Sensor plus Messverstärker und elektrischem Messgerät. Ein Blockbild des mechanischen Modells ist in Abbildung 1. dargestellt.

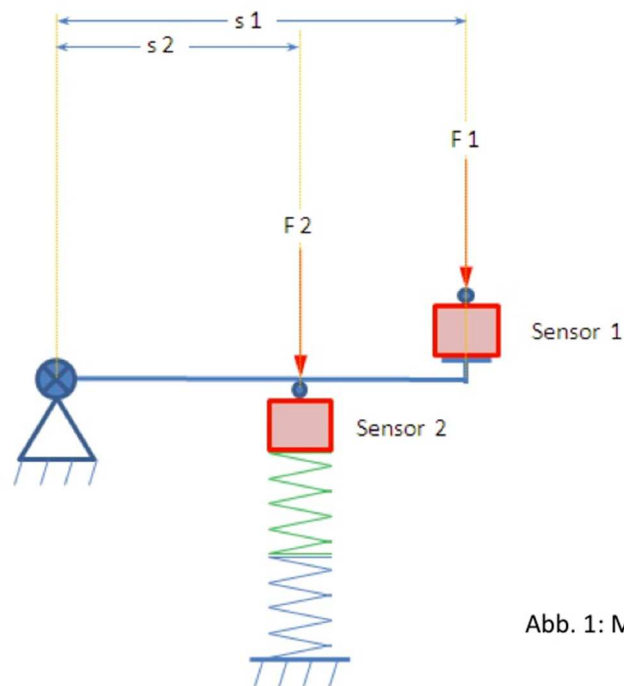


Abb. 1: Messkette mechanisch

7.3.5 Ein- und Ausschlusskriterien

Es wurden folgende Ausschlusskriterien für die Versuchsreihe festgelegt.

- Die Größe der Testperson durfte 195 cm nicht überschreiten.
- Probanden mit neurologischen Erkrankungen wurden von dem Versuch ausgeschlossen.
- Die Testperson durfte nicht älter als 90 Jahre alt sein.
- Testpersonen mit Diabetes TYP I/II Erkrankung wurden ausgeschlossen, da möglicherweise neurologische Defizite (Polyneuropathie) vorlagen.
- Patienten mit einer epileptischen Erkrankung bei denen noch eine Fahrerlaubnis bestand, wurden ebenfalls nicht zur Versuchsreihe zugelassen.
- Probanden, die an einer Muskelerkrankung litten, wurden ebenfalls vom Versuch ausgeschlossen.
- Testpersonen, die unter gesetzlicher Betreuung standen, durften an der Untersuchung nicht teilnehmen.
- Affektionen des Rückenmarks wie beispielsweise eine Spinalkanalstenose wurden ebenso als Ausschlusskriterium angesehen.
- Eine Arthrodesse des rechten oberen Sprunggelenks führte auch zum Ausschluss aus der Versuchsreihe.
- Ausschluss durch Einnahme verschiedener Medikamente wie beispielsweise aus der Wirkstoffgruppe der Benzodiazepine

Des Weiteren wurden einige Einschlusskriterien für die Patientengruppe festgelegt.

- Es wurde eine klinische und radiologische gesicherte Gonarthrose mit Indikation zur Kniegelenktotalendoprothese vorausgesetzt.
- Die präoperative Beweglichkeit des Kniegelenks sollte mindestens Flex/Ex 90°-0°-0° betragen.
- Ein klinischer Untersuchungsbericht sollte vorliegen.
- Der Patient musste selbstständig mobil sein.
- Der Patient benötigt einen gültigen Führerschein

7.3.6 Aufklärungsbogen

Aufklärungstest und Text der Einverständniserklärung für die Studienteilnehmer

Fahrtauglichkeit nach Implantation einer Kniegelenkttotalendoprothese TESTUNG VON KRAFT UND BRAKE RESPONSE TIME

Sehr geehrte Damen und Herren,

Bei Ihnen erfolgt in den nächsten Tagen die Implantation einer Kniegelenkttotalendoprothese. Da sie noch aktiv am Straßenverkehr teilnehmen, wird auch Sie die Frage interessieren, ab wann das selbstständige und „sichere“ Führen eines PKWs wieder möglich ist.

Im Rahmen einer wissenschaftlichen Studie soll dieser Zeitpunkt ermittelt werden. Hierfür werden 40-60 Studienteilnehmer benötigt.

Ablauf:

Sie werden vom Studienleiter am Tag vor der Operation in das biomechanische Labor der orthopädischen Universitätsklinik geleitet.

Hier befindet sich ein Versuchsaufbau, der einer realen Fahrsituation nachempfunden ist. Die Patienten nehmen in einer nachkonstruierten Fahrgastzelle Platz, die der Dimension eines Mittelklassewagens entspricht. Wie in einem normalen PKW besteht auch hier die Möglichkeit, den Sitz in eine bequeme Position zu bringen, um Gas- und Bremspedal problemlos bedienen zu können. Beide Pedale sind jeweils mit einer Druckmessplatte bestückt, mit deren Hilfe der Druck auf die Pedale registriert werden kann.

Sie nehmen in der Fahrgastzelle Platz und bringen den Sitz in eine angenehme Sitzposition. Bremspedal und Gaspedal müssen problemlos erreichbar sein.

Anschließend drücken sie mit dem rechten Bein das Gaspedal. Nach einer bestimmten Zeit wird Ihnen ein visuelles Signal zugespielt, das eine Notfallsituation simulieren soll.

Gemäß dem natürlichen Vorgang in solch einer Situation, werden Sie, abhängig von Ihrer individuellen Reaktionszeit, den Fuß vom Gaspedal nehmen. Dies wird durch eine Änderung der Druckverhältnisse auf der Messplatte registriert und entspricht der gemessenen Reaktionszeit. Unmittelbar danach werden Sie das Bremspedal, treten. Auch hier wird die Kraft bestimmt, mit der dies erfolgt. Die Druckmessplatte registriert die Kraft und erlaubt dadurch die Messung der Kraft und der Zeit die für den Bremsvorgang benötigt wird.

Zeitlicher Aufwand

- 1. Termin (präoperativ):** Wie mit Ihnen vereinbart, finden Sie sich schon einen Tag vor der Operation in unserer Klinik ein. Neben dem üblichen Zeitaufwand (Eingangsuntersuchung, Aufklärung über den operativen Eingriff, ggf. EKG und Röntgenthorax) kommt es zu einem Mehr an Zeit durch die Aufklärung über die Studie und die Testung. Dies wird etwa 30 Minuten in Anspruch nehmen.
- 2. Termin (10 Tage postoperativ):** Sie werden täglich durch Mitarbeiter unserer Abteilung für Physiotherapie beübt. Ein Teil dieser Behandlung ist das Üben vom Aus- bzw. Einsteigen ins Auto. Hierbei erfolgt die Testung und es bedarf keinem zusätzlichen Zeitaufwand.
- 3. Termin (6 Wochen postoperativ):** Sechs Wochen postoperativ erfolgt eine routinemäßige, klinische und radiologische Kontrolle in unserer Ambulanz. Im Rahmen dieser Wiedervorstellung werden die Tests durchgeführt. Dies ist mit einem Mehr an Zeit von etwa 30 Minuten verbunden.
- 4. Termin (3 Monate postoperativ):** Dies ist ebenfalls ein reiner Einbestellungstermin. Eine klinische Untersuchung wird nur bei Beschwerden durchgeführt. Sie werden sofort dem Test unterzogen. Der Zeitaufwand dürfte etwa 30 Minuten betragen.
- 5. Termin (1 Jahr postoperativ):** Zuletzt wird noch eine routinemäßige Kontrolle nach einem Jahr durchgeführt. Bei dieser Kontrolle wird noch eine klinische Untersuchung durchgeführt. Die Messung dauert ca. 30 Minuten.

Risiken und Nebenwirkungen

Da sich keine Belastungen für ihr Kniegelenk ergeben, die nicht auch im Rahmen der normalen postoperativen Nachbehandlung entstehen würden, ergeben sich keine zusätzlichen Risiken und Nebenwirkungen.

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

_____ Ich erkläre mich nach reichlicher Überlegung zur Teilnahme an der Studie bereit

Ich wurde von Herrn ausführlich über den Ablauf der Studie informiert. Alle möglichen Fragen und Ungereimtheiten wurden mir ausführlich erklärt.

Tübingen _____
Unterschrift Studienleiter

Unterschrift Teilnehmer

7.3.7 Datenschutzbestimmung

ORTHOPÄDISCHE UNIVERSITÄTSKLINIK TÜBINGEN

STUDIENLEITER: DR. MED INGMAR IPACH

TEL: 07071-151-8219

TITEL: FAHRTAUGLICHKEIT NACH IMPLANTATION EINER
KNIEGELENKTOTALENDOPROTHESE

Information und Einwilligungserklärung zum Datenschutz

Ihre im Rahmen der wissenschaftlichen Untersuchung erhobenen Daten werden vertraulich behandelt und ausschließlich in verschlüsselter Form weitergegeben. **(Die Aufzeichnung der im Rahmen dieser wissenschaftlichen Untersuchung erhobenen Daten erfolgt zunächst in den Originalunterlagen ihrer Krankenakte, in die Ihr Arzt auch bisher alle Befunde eingetragen hat.)** Die für die wissenschaftliche Untersuchung wichtigen Daten werden in verschlüsselter (pseudonymisiert, ohne Namensnennung) Form in einen gesonderten Dokumentationsbogen eingetragen. Die Zuordnung der verschlüsselten Daten zu Ihrer Person ist nur anhand einer Patientenliste möglich, die in einem verschlossenen Schrank, getrennt von den Studienunterlagen aufbewahrt wird und nur dem Studienleiter und dem Ärztlichen Direktor der Abteilung zugänglich ist. Die Daten werden für die Dauer von in aufbewahrt. Sollten Sie von der Studie zurücktreten, können Sie entscheiden, ob die bereits vorliegenden Daten vernichtet werden müssen oder weiterverwendet werden dürfen.

Einwilligungserklärung

Ich erkläre mich der Verwendung der im Rahmen der Studie „*Studientitel*“ erhobenen Daten in der oben beschriebenen Weise einverstanden. Ich kann jeder Zeit meine Daten beim Studienleiter einsehen.

Tübingen, den

Unterschrift

Name des Patienten/der Patientin in
Blockschrift

* falls zutreffend

7.3.8 Weitere Informationen

Unternehmen	Hauptsitz des Unternehmens
Volkswagen AG	Berliner Ring 2, 38440 Wolfsburg
Meilhaus Electronics	Hermann-Oberth-Straße 7, 85640 Putzbrunn
Megatron Electronic AG	Fischerstraße 2, 82178 Puchheim
Ing. Büro M. Sawatzki	Am Kalkofen 17, 42489 Wülfrath
Skyland Eastech SETH GmbH	Käthe-Kollwitz-Straße 18, 99842 Ruhla
Fujitsu Siemens Computers GmbH	Mies-van-der-Rohe-Straße 8, 80807 München
LINDY Elektronik GmbH	Markircherstraße 20, 68829 Mannheim
U.I. Lapp GmbH	Schulze-Delitsch-Straße 25, 70565 Stuttgart
HN Electronics Components GmbH & CO.KG	Birkenweiherstraße 16, 63505 Langenselbold

Konzept zur Wege- und Unfallversicherung:



Wege-Unfall-Versicherung für die Teilnehmer einer klinischen Prüfung:

Für die Studienteilnehmer kann eine Wege-Unfall-Versicherung für das Wege- und Aufenthaltsrisiko angeboten werden. Reichen Sie hierzu bitte die Probandeninformation und die Einverständniserklärung ein und beantworten Sie bitte die Fragen aus der beigefügten Checkliste.

Zum Ablauf:

Den Unterschriftenablauf zum Probanden- Jahresvertrag können Sie direkt dem Anmeldeformular entnehmen.

Bei Fragen hierzu wenden Sie sich bitte an Frau Karl oder Frau Wolf aus der Rechtsabteilung (Telefon – 29 87442/ -29 80037).

Darüber hinaus können Sie sich bei Anfragen und Versicherungsabschlüssen auch direkt an unseren Versicherungsmakler wenden.

Ecclesia mildenberger Hospital GmbH

Klingenbergstr. 4

32758 Detmold

Ansprechpartner:

Karina Leipe

Tel: 05231-603-6211

Fax: 05231-603-606211

Email: kleipe@em-hospital.de

Bitte achten Sie auf vollständige Risikoinformationen und die handschriftlichen Unterschriften.

Checkliste Wege- Unfallversicherung

Die folgenden Informationen benötigen wir für ein Angebot zur Wege-Unfallversicherung für Studienteilnehmer:

- Anzahl der Teilnehmer – Insgesamt 120 Probanden (40 Patienten Coxarthrose re+ 20 Patienten Coxarthrose li. + 40 Patienten Gonarthrose re. + 20 Gonarthrose li.)
- Angabe der Studienorte – Therapiezentrum in der CRONA Klinik der Universitätsklinik Tübingen. (2 Stock im B-Gebäude)

- Wie oft kommt der einzelne Teilnehmer zum Studienort? – Der Patient sollte 5 Messungen durchführen. 1. Messung preop. ; 2 Messung 10 Tage (Entlassung); 3 Messung 6 Wochen postop. ; 4 Messung 3 Monate postop. ; 5 Messung 1 Jahr postop.
- Entfernung von den Wohnorten zum Studienort – maximal 80 kilometer
- Art der Anreise und Abreise (Privat- Pkw, öffentl. Verkehrsmittel, Begleitpersonen) – Der Patient benötigt keine Begleitperson, außer er fühlt sich nicht in der Lage längere Distanzen alleine zu bestreiten. 1,2 und 3te Messung auf jedenfall nicht mit dem Pkw alleine, sondern mit Begleitperson oder öffentlichen Verkehrsmitteln.
- Dauer des Aufenthaltes / der Untersuchung am Studienort – Die einzelnen Messungen dauern ca. 30 Minuten wird der Patient noch klinisch untersucht, sollte man mit ca. einer Stunde Aufenthalt rechnen.
- Krankheitsbild der Teilnehmer – Coxarthrose + Gonarthrose
- Dauer der gesamten Studie – Die Studie ist auf ein Jahr angesetzt
- Soll nur das Wegerisiko versichert werden oder auch der Aufenthalt am Studienort? – Es sollte sowohl der Aufenthalt als auch das Wegerisiko versichert werden.

Bitte reichen Sie uns zusätzlich die Patienteninformation ein, soweit sie uns nicht schon im Zusammenhang mit der Probandenversicherung vorliegt.

Danksagung

Ich möchte mich recht herzlich bei meiner Familie bedanken.

Zu aller erst bei meiner Mutter, die mehrmals meine Dissertationsschrift Korrektur gelesen hat und mich auf diverse grammatikalische Fehler hingewiesen hat.

Des Weiteren bei meinem Vater der einige Ideen zur Verbesserung der Methodik des Projekts beigesteuert hat.

Zusätzlich möchte ich mich noch bei meiner Schwester bedanken, die mich auch immer wieder unterstützt, sowie bekräftigt hat, das Projekt schnellst möglich durchzuziehen.

Außerdem bedanke ich mich natürlich sehr bei meiner Freundin, die mich ebenfalls die ganze Zeit unterstützte und mir immer mit einem aufbauenden Gespräch zur Seite stand.

Zu guter Letzt möchte ich mich besonders bei Herrn Priv. doz. Dr. Ingmar Ipach bedanken. Er stand mir jederzeit bei Fragen zu Verfügung. Zusätzlich brachte er immer wieder neue Ideen zum Studiendesign oder Verbesserungsvorschläge in der Ergebnisdarstellung mit ein.