

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	- 3 -
1.1	Zielsetzung.....	- 4 -
1.2	Forschungsstand	- 6 -
1.3	Hypothesen.....	- 8 -
2	Ganganalyse und Beinkraft	- 12 -
2.1	Definitionen	- 12 -
2.1.1	Kraft und Maximalkraft.....	- 12 -
2.1.2	Beinstrecker.....	- 13 -
2.1.3	Muskelschlinge	- 14 -
2.2	Grundlagen der statischen Muskelkraft	- 15 -
2.2.1	Leistungsbeeinflussende Faktoren.....	- 15 -
2.3	Grundlagen des menschlichen Gangs.....	- 17 -
2.3.1	Gangzyklus und Gangphasen	- 17 -
2.3.2	Gangparameter.....	- 19 -
2.3.3	Kinetische Parameter der Ganganalyse.....	- 19 -
2.3.4	Muskelaktivität beim Gehen	- 20 -
2.4	Ganganalyse.....	- 22 -
2.5	Messung der Muskelkraft.....	- 24 -
2.6	Aspekte der Muskelaktivität beim normalen Gang in Bezug auf die isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge	- 27 -
3	Methode.....	- 29 -
3.1	Stichprobe und Auswahlkriterien	- 29 -
3.1.1	Stichprobe Pilotstudie (n=11)	- 29 -
3.1.2	Stichprobe Projekt Kraft-Gang (n=32).....	- 31 -
3.2	Angewandte Tests	- 33 -
3.2.1	Belastungstest	- 34 -
3.2.1.1	Durchführung.....	- 36 -
3.2.1.2	Parameter und Datenbearbeitung.....	- 37 -
3.2.2	Maximalkrafttest.....	- 40 -

3.2.2.1	Durchführung.....	- 44 -
3.2.2.2	Parameter und Datenbearbeitung.....	- 47 -
3.3	Statistische Vorgehensweise	- 48 -
3.4	Auswertung und Ergebnisse	- 49 -
3.4.1	Stichprobe Pilotstudie	- 49 -
3.4.1.1	Isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge	- 49 -
3.4.1.2	Kinetische Parameter des Belastungstests.....	- 52 -
3.4.1.3	Entwicklung der Differenz zwischen gesundem und verletztem Bein.....	- 53 -
3.4.2	Stichprobe gesamt.....	- 55 -
3.4.2.1	Entwicklung der Differenz zwischen gesundem und verletztem Bein.....	- 57 -
3.4.3	Überprüfung der Hypothesen	- 61 -
3.5	Methodenkritische Aspekte	- 64 -
4	Diskussion	- 66 -
5	Zusammenfassung.....	- 69 -
	Literaturverzeichnis	- 72 -
	Abkürzungen	- 75 -
	Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen	- 76 -
	Anhang	- 78 -

1 Einleitung

Der menschliche Gang ist eine automatisierte Bewegung und seine Bedeutung wird oft erst dann bewusst, wenn durch Schmerzen oder andere Ursachen die Mobilität eingeschränkt ist und zum Ausgleich kompensatorische Kräfte eingesetzt werden müssen. (Kurpgoweit & Delank 2006) Als tägliche Alltagsbewegung sollte er daher möglichst einfach ausführbar sein. Es wird unmöglich den Alltag zu bewältigen, wenn für diese Bewegungen ein zu hohes Ausmaß an motorischer Konzentration nötig ist. (Haag, H. & Haag, G. 2000)

Die Gangschulung ist ein zentrales Thema der Rehabilitation, da die Mobilität als eine der wichtigsten Voraussetzung für die heutige Arbeitswelt gesehen werden kann. Die Wiederherstellung der Gangmotorik nach einer Verletzung steht daher im Vordergrund des Rehabilitationsprozesses.

In der Vergangenheit wurden zur Erfassung des menschlichen Gangs immer mehr Untersuchungsmöglichkeiten und technische Geräte entwickelt. In weiterer Folge wurden die verschiedenen Untersuchungssysteme miteinander verbunden – wie z. B. eine Gangbahn mit Kraftmessplatten kombiniert oder mit einem 3D-Videoanalysesystem. Damit können sie den höchst komplexen Zusammenhänge beim Gehen gerecht werden, die von zahlreichen Faktoren beeinflusst werden. (Köcher & Ludwig 1999; Kirtley 2006)

In dieser Arbeit steht nicht die klinische Diagnose im Vordergrund, sondern die gezielte Untersuchung von Parametern, die in weiterer Folge zur Evaluierung und damit auch Optimierung von Rehabilitationsprozessen dienen könnten. Der Nachteil an aufwändigen Analysegeräten ist ein hoher ökonomischer Aufwand, der von der großen auszuwertenden Datenmenge bis zu den hohen Anschaffungskosten solcher Systeme reicht. Können aus einigen Parametern diejenigen herausgefiltert werden, die eine hohe Aussagekraft in Bezug auf die Verbesserung des Gangbildes haben, kann der ökonomische Aufwand eingeschränkt werden.

Der Vergleich von Muskelkräften, die bei einer Beinstreckung erzielt werden, und der Belastungen beim Gehen entwickelte sich aus dem klinischen Alltag des Rehabilitationszentrums Weißer Hof. Dieses befindet sich in Klosterneuburg bei Wien und betreut seit über 2 Jahrzehnten UnfallpatientInnen. Die vielfältigen Therapiemöglichkeiten am Weißen Hof beinhalten unter anderem ein gezieltes Krafttraining und eine angewandte Ganganalyse. Im Rehabilitationsalltag von PatientInnen mit Gangschwierigkeiten am Weißen Hof wurden Unregelmäßigkeiten zwischen der Belastung des kranken Beines an

einer Beinkrafttrainingsmaschine und der Schonung des gleichen während des Gehens festgestellt. Daraus entwickelte sich die Frage, ob ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Messgrößen aus Krafttest und Belastungstest (Ganganalyse) bestehen könnte und es wurden daraufhin Messdaten gesammelt und archiviert. In Abbildung 1 ist eine Übersicht über die beteiligten Institutionen und Abteilungen sowie die Entwicklung bis zur Diplomarbeit zu sehen.

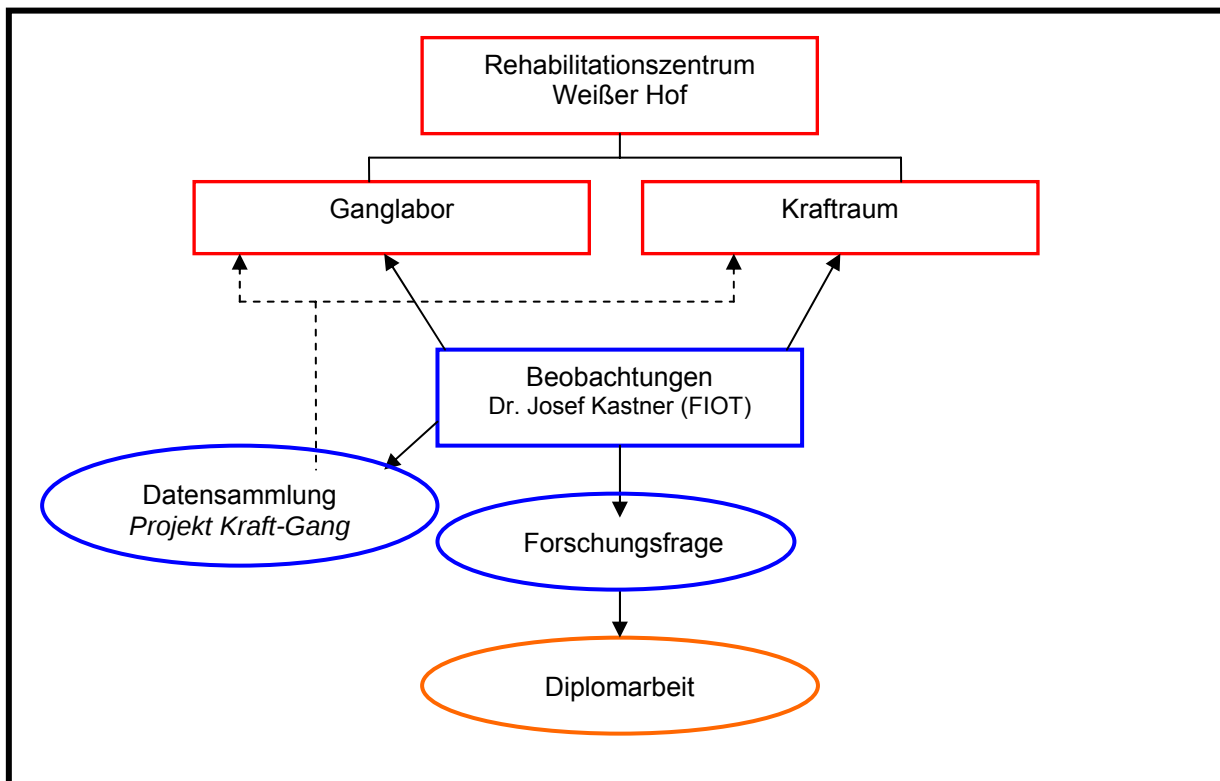


Abbildung 1 Schematische Darstellung Themenfindung¹

1.1 Zielsetzung

Ziel dieser Diplomarbeit ist es, die Annahme, dass ein isometrischer Maximalkrafttest der Beinstreckschlinge zur Beurteilung des Rehabilitationsprozesses bei PatientInnen mit Verletzungen einer unteren Extremität herangezogen werden kann, zu untersuchen.

Im Zuge der Arbeit werden die Parameter der isometrischen Maximalkraft und ausgesuchte kinetische Parameter der Ganganalyse hinsichtlich eines Zusammenhangs

¹ Dr. Josef Kastner ist wissenschaftlicher Leiter des Forschungsinstituts für Orthopädiotechnik (FIOT) in A-1050 Wien, Geigergasse 5-9. Das FIOT hat das System der Angewandten Ganganalyse am Rehabilitationszentrum Weißer Hof, Holzgasse 350 A-3400 Klosterneuburg, entwickelt.

überprüft. Die notwendigen Daten werden innerhalb einer Pilotstudie erfasst. Diese wird am Rehabilitationszentrum Weißer Hof durchgeführt.

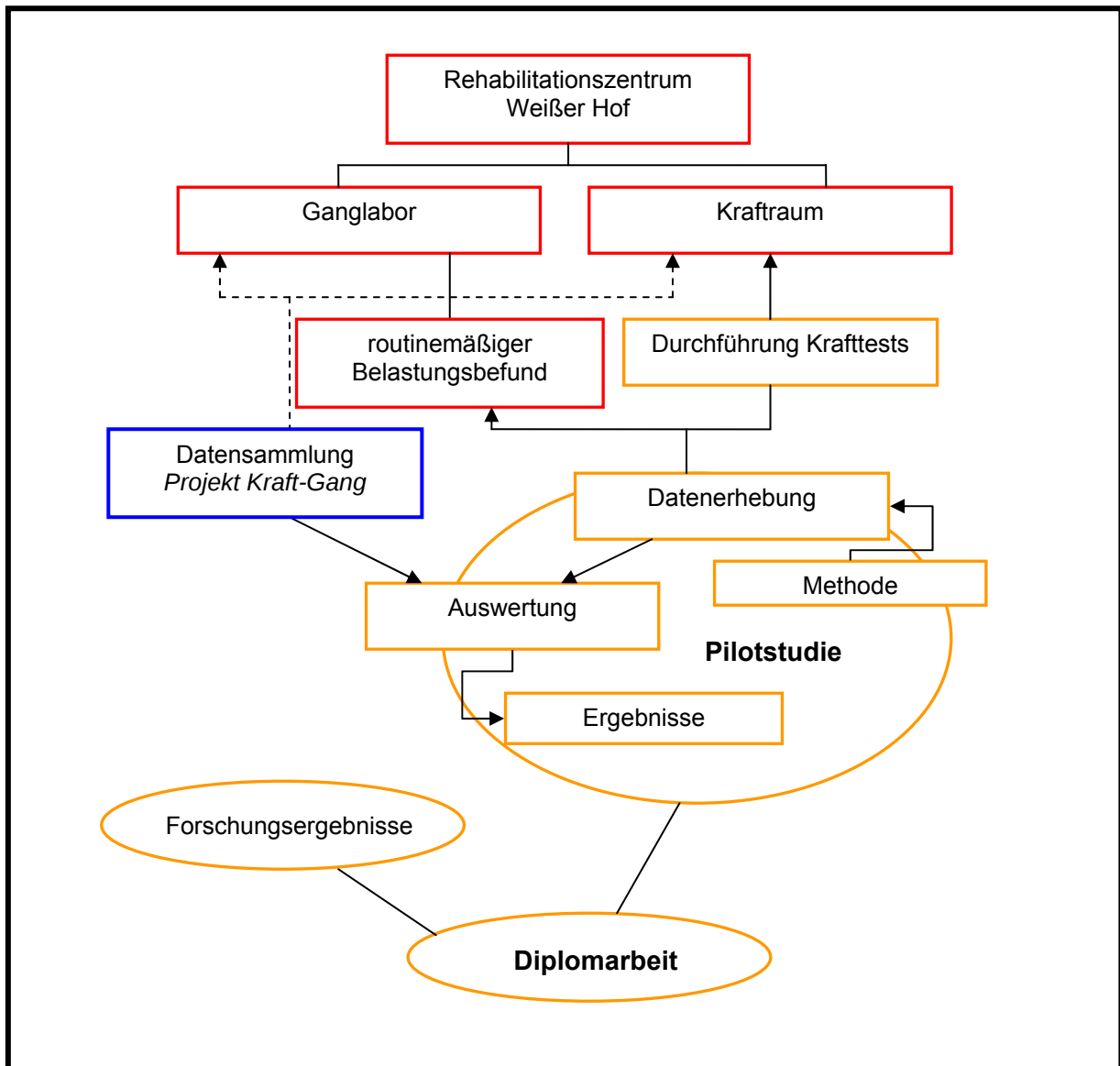


Abbildung 2 Schematischer Aufbau Arbeitsfeld Diplomarbeit

Charakteristisch für eine Pilotstudie ist eine kleine überschaubare ProbandInnenzahl, an der die Tauglichkeit einer These überprüft wird. Der Versuchsplan dieser Pilotstudie entspricht dem einer vorexperimentellen Untersuchung und lässt daher keine eindeutige Beantwortung von Forschungsfragen zu. (Bös, Hänsel & Schott 2004). Die folgende Tabelle 3 zeigt den schematischen Aufbau der Pilotstudie, wie sie im Zuge der Diplomarbeit durchgeführt worden ist, und im Vergleich dazu wie die Daten des Projektes Kraft-Gang bereits am Weißen Hof erfasst worden waren.

Tabelle 1 Versuchsplan Pilotstudie und Projekt „Kraft-Gang“

	Ersttest (1. Test)	1 Woche Training	2. Test	1 Woche Training	Endtest (3. Test)
<i>Stichprobe Pilotstudie</i> n = 11	x	x	x	x	x
	Ersttest (1. Test)	Rehabilitationsphase		Endtest (2. Test)	
<i>Stichprobe Projekt Kraft-Gang</i> n = 32	x	x		x	

1.2 Forschungsstand

Die Betrachtung der Messgrößen, die zur Beurteilung des Rehabilitationsprozesses in Bezug auf das Gangbild herangezogen werden, zeigt eine Dominanz der kinematischen Parameter. Klein-Vogelbach (1995) nennt die Bedeutung der Ganggeschwindigkeit und der Schrittlänge für die subjektive Beurteilung des rehabilitativen Verhaltens des/der PatientIn. Köcher und Ludwig (1999, S. 48) schließen daraus, dass „die Relationen von Zeiten und Strecken grundsätzlich ein gutes Instrument sind, um Abnormitäten im Gang festzustellen.“ Mit einem einfachen Messverfahren haben Berthold und Dietrich bereits 1988 den Rehabilitationsverlauf nach einseitigen Knieverletzungen mithilfe der Zwei-Waagen-Probe eingeschätzt. Dabei ist eine Asymmetrie in der Körpermassenverteilung in der Halbkniebeuge untersucht worden. Sie stellen fest, dass sich die Asymmetrie im Laufe der Rehabilitation reduziert und das verletzte Bein wieder vermehrt belastet wird. Köcher et al. (1999) bemerken, dass sich kinetische Messmethoden auch bei der Beurteilung von Asymmetrien bewährt haben und ihre Bedeutung bei der Gangbildbeurteilung zunimmt. Nach Vogt und Banzer (2005, S. 109) liegen die Anwendungsfelder der Kinetik im Bereich des „Risikoscreenings, Verletzungsprophylaxe, orthetische Hilfsmittelversorgung und der Bein-/Endoprothetik“. In diesen Bereichen finden sich Untersuchungen, die sich mit den Auswirkungen von Muskelkraft und Gang beschäftigen. Dabei handelt es sich um Studien aus dem klinischen Alltag, die sich mit speziellen Erkrankungen und deren Rehabilitation beschäftigen. Im Folgenden werden einige dieser Untersuchungen angeführt.

Archer, Castillo, MacKenzie und Bosse (2006) haben in ihrem Projekt zur Gangsymmetrie und Ganggeschwindigkeitsanalyse nach schweren Verletzungen der unteren Extremität

(auch Amputation) versucht Parameter zu finden, die mit der Gangverbesserung dieser PatientInnen einhergehen. Die Gangverbesserung ist mittels subjektiver beobachtender Ganganalyse festgestellt worden. Die signifikantesten Parameter in Relation zur Ganggeschwindigkeit und Gangbildabweichungen sind unter anderem ein eingeschränktes Bewegungsausmaß bei der Plantarflexion des Sprunggelenkes und die Beugekraft im Knie gewesen. Letztere hat sich vor allem auf das Gangbild ausgewirkt, da sie eine wesentliche Rolle bei der Stoßdämpfung während der Standphase spielt und damit ein geschmeidiges Gangbild begünstigt. Eine Korrelation ist auch zwischen der Kraft der Hüftextensoren und Ganggeschwindigkeit und Gangstörung zu finden gewesen. Dieser Zusammenhang lässt sich mit der Antriebsfunktion und der Vorwärtsbeschleunigung des Rumpfes erklären, für die die Hüftstrecker während der Standbeinphase zuständig sind.

Auch Powers, Boyd, Fontaine und Perry (1996) haben PatientInnen mit einer Unterschenkel-Amputation hinsichtlich isometrischer Muskelkraft und räumlich-zeitlichen Parametern beim Gehen untersucht. Dabei ist nicht nur ein normales, sondern auch ein erhöhtes Gangtempo von den PatientInnen verlangt worden. Die verbleibenden Hüft-, Knie- und Sprunggelenksmuskeln sind beidseitigen isometrischen Kraftmessungen unterzogen worden. Es hat sich gezeigt, dass die Kraft der Streckmuskulatur der Hüfte des amputierten Beines Einfluss sowohl auf die selbst gewählte als auch die erhöhte Gehgeschwindigkeit hat. Die Kraft des Hüftabduktors des gesunden Beines hat mit der Kadenz bei beiden Geschwindigkeiten korreliert. Ebenfalls eine Korrelation hat die Kraft der Kniestrecker des gesunden Beines mit der Schrittlänge bei frei gewählter Geschwindigkeit gezeigt, die des amputierten Beines bei erhöhter Geschwindigkeit. Daraus schließen die Autoren, dass für beide Extremitäten im Fall einer Unterschenkelamputation eine gewisse Muskelkraft für einen funktionellen Gangmechanismus nötig sind und in weiterer Folge auf das Training der Hüftextensoren und –abduktoren sowie der Kniestrecker in der Rehabilitation bei PatientInnen mit Unterschenkelamputation besonderer Wert gelegt werden soll.

Laut Dawes, Smith, Collett, Wade, Howells, Ramsbottom, Izadi und Sackley (2005) zeigt sich der Zusammenhang zwischen Muskelschwächen und Gangleistung bei dynamischen Messungen noch größer als bei statischen. Sie haben eine Pilotstudie an PatientInnen nach einem Schlaganfall durchgeführt. Sie hat gezeigt, dass Muskelschwächen im Bereich der Kniestrecker, Hüft- und Sprunggelenkbeuger mit der Ganggeschwindigkeit korrelieren.

In dieser Studie ist die Gangleistung anhand der Ganggeschwindigkeit, räumlich-zeitlicher Parameter und einer Energieumsatzmessung festgestellt worden.

Als ein häufig verwendeter Parameter der Ganganalyse stellt sich das Gangtempo oder die Gehgeschwindigkeit heraus. Dieser Parameter hat eine große Bedeutung, da er sich aus Kadenz und Schrittlänge zusammensetzen lässt. Das Gangtempo wirkt sich auch auf die kinetischen Parameter aus und zeigt bei erhöhter Geschwindigkeit etwa deutlichere Belastungsmaxima im Kraft-Zeit-Diagramm einer Bodenreaktionskraftmessung.

Auch bei der Beurteilung der Muskelkraft finden sich unterschiedliche Methoden. Neben statischen Maximalkrafttests werden auch isokinetische Messungen oder manuelle Messungen angewandt.

Am menschlichen Gang sind verschiedene Muskeln beteiligt. Den Kniestreckern wird eine wichtige Funktion zugeschrieben, allerdings ist beispielsweise der Effekt einzelner Muskeln oder der größerer Muskelgruppen noch nicht genau geklärt. Neben den Kniestreckern zeigen auch die Knieflexoren sowie Hüftextensoren und –abduktoren Zusammenhänge mit der Ganggeschwindigkeit und durch Erkrankung oder Verletzung hervorgerufene Gangstörungen.

In einem Artikel von Pippenger und Scalzitti (2004) wird von positiven Effekten des Krafttrainings der unteren Extremität auf das Gangbild bei zerebraler Kinderlähmung berichtet. Diese möglichen Verbesserungen des Gangbildes durch Muskelkraft und die positiven Auswirkungen auf den Rehabilitationsprozess bilden die Grundlage für weitere wissenschaftliche Fragestellungen und Untersuchungen.

1.3 Hypothesen

Zur Überprüfung der Forschungshypothese, ob die isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge und die ausgewählten kinetischen Parameter der Ganganalyse zur Beurteilung des Rehabilitationsprozesses bei PatientInnen mit Verletzungen einer unteren Extremität geeignet sind, werden folgende Nullhypothesen und die dazu gehörigen Alternativhypothesen formuliert:

H 0₁: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines bei der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 1: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines bei der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 0₂: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines bei der Kontaktzeit zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 2: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines bei der Kontaktzeit zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 0₃: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Belastungsmaximum zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 3: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Belastungsmaximum zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 0₄: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Fy Abstoßimpuls zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 4: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Fy Abstoßimpuls zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 0₅: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Fy Bremsimpuls zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 5: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Fy Bremsimpuls zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 0₆: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Fz Impuls zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 6: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines beim Fz Impuls zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 0₇: Es besteht kein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines bei der Stützbeinkraft zwischen der Erst- und der Endmessung.

H 7: Es besteht ein Unterschied der Differenz des gesunden und verletzten Beines bei der Stützbeinkraft zwischen der Erst- und der Endmessung.

Forschungshypothese:

Wenn von Patienten eine hohe isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge an einem Krafttrainingsgerät mit dem verletzten Bein erreicht wird, kann es auch vermehrt beim Gehen belastet werden. Um diese Fragestellung überprüfen zu können, wird für alle Parameter aus den Differenzen bei der Erst- und bei der Endmessung eine Gesamtdifferenz gebildet. Dabei wird die Differenz aus gesundem und verletztem Bein des Endtests von der des Ersttests abgezogen.

Aufgrund der divergierenden klinischen Beobachtungen zu dieser Annahme gilt es folgende Nullhypothese zu überprüfen:

H 0_g: Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Gesamtdifferenz aus Erst- und Endtest der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge und der Gesamtdifferenz der Kontaktzeit, des Belastungsmaximums, des Fy-Abstoßimpulses, des Fy-Bremsimpulses, des Fz-Impulses und der Stützbeinkraft.

Die Alternativhypothese lautet:

H 8: Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Gesamtdifferenz aus Erst- und Endtest der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge und der Gesamtdifferenz der Kontaktzeit, des Belastungsmaximums, des Fy-Abstoßimpulses, des Fy-Bremsimpulses, des Fz-Impulses und der Stützbeinkraft.

In klinischen Untersuchungen konnten bereits Beziehungen zwischen Muskelkraft und Merkmalen beim Gehen festgestellt werden, etwa der Kniestrecker und der Schrittlänge, allerdings beziehen sich solche Annahmen aus dem Klinikalltag meist auf spezielle Funktionsstörungen des Gangbildes, z. B. in Folge von Amputationen oder Schlaganfällen. (Powers et al.1996). Daher stellt sich die Frage, ob sich auch markante Merkmale bei PatientInnen herausfiltern lassen, die Gangstörungen aufgrund verschiedener Unfalltraumata aufweisen.

Die Arbeit ist folgendermaßen aufgebaut: Nach der Einleitung befasst sich Kapitel 2 mit Begriffsdefinitionen und allgemeinen Grundlagen des Bereiches Ganganalyse und Maximalkraft. Am Ende dieses Abschnittes stehen muskelfunktionelle Hinweise auf einen möglichen Zusammenhang zwischen der isometrischen Muskelkraft und den Gangparametern.

Der anschließende empirische Teil (Kapitel 3) beschreibt die durchgeführte Pilotstudie am Weißen Hof. Nach der Diskussion der Ergebnisse (Kapitel 4) folgt im Kapitel 5 eine abschließende Zusammenfassung.

2 Ganganalyse und Beinkraft

2.1 Definitionen

2.1.1 Kraft und Maximalkraft

Nach Hollmann & Hettinger (2000) und De Marées (2002) gehört die Kraft unter dem Aspekt der Sportmedizin zu den fünf motorischen Hauptbeanspruchungsformen (Koordination, Flexibilität, Kraft, Schnelligkeit und Ausdauer) und wird als limitierender Faktor für die Leistungsfähigkeit eingeordnet. Dabei darf die Kraft nicht im rein physikalischen Sinn (als Produkt aus Masse und Beschleunigung) betrachtet werden, sondern muss um physiologische Komponenten des Muskels wie Reibung und Spannung erweitert und als sportmotorische Eigenschaft gesehen werden (vgl. Hollmann & Hettinger 2000; Radlinger, Bachmann, Homburg, Leuenberger & Thaddey 1998; Schmidbleicher 1987).

Ehlenz, Grosser, Zimmermann und Zintl (1995, S. 11) beschreiben die Kraft im biologischen Sinn als „die Fähigkeit des Nerv-Muskelsystems, durch Muskeltätigkeit [...] Widerstände zu überwinden (konzentrische Kontraktion), ihnen entgegenzuwirken (exzentrische Kontraktion) bzw. sie zu halten (isometrische Kontraktion).“

Sie kann in die vier Kategorien Maximalkraft, Schnellkraft, Reaktivkraft und Kraftausdauer gegliedert werden. Dabei ist zu beachten, dass diese Kategorien nicht auf einer Stufe stehen und die Maximalkraft einen höheren Stellenwert hat, quasi als Grundfähigkeit gesehen werden kann (Ehlenz et al. 1995; Radlinger et al. 1998; Haag et al. 2000).

Die Maximalkraft wird meist als die größte durch eine willkürliche Muskelkontraktion erreichbare Kraft definiert. Im Unterschied dazu wird von der Absolutkraft gesprochen, wenn im Körper durch außergewöhnliche Bedingungen auch seine autonome Kraftreserve aktiviert wird. Ehlenz et al. (1995, S. 67) geben folgende Definition:

„Maximalkraft ist die größtmögliche Kraft, die willkürlich gegen einen Widerstand ausgeübt werden kann; sie tritt sowohl in isometrischen als auch in dynamisch-konzentrischen Maximalkontraktionen auf und wird messtechnisch heute an einem unüberwindlichen Widerstand (standardisierte isometrische Kraftmessung) nachgewiesen.“

Auch Radlinger et al. (1998, S. 23) nennen zur Überprüfung der Maximalkraft eine standardisierte isometrische Kraftmessung.

Die Unterteilung der Maximalkraft kann nach Art der Muskelkontraktion um die dynamisch-exzentrische und isokinetische erweitert werden. Die Einteilung nach der Kontraktionsform hat vor allem im sportmedizinischen Bereich Bedeutung, da „bei vorgeschädigter, verletzungsanfälliger Muskulatur z.B. keine die submikroskopischen Strukturen der Myofibrillen gefährdenden schnellen exzentrischen Übungen zu empfehlen, sondern eher isokinetische Verfahren induziert sind“. (De Marées 2002, S. 186f.)

Haag et al. (2000, S. 49) geben zwei Formen der Maximalkraft an, je nachdem welche Leistung erbracht wird:

- „static maximum strength (amount of strength against a fixed object)
- dynamic maximum strength (amount of strength against a moving object)“

Die Problematik der definitionsmäßigen Erfassung des Begriffes Kraft und seiner Unterkategorien hat eine Vielzahl an Definitionsmöglichkeiten hervorgebracht, die sich aus den unterschiedlichen Aspekten der Sportwissenschaft und ihren Anwendungsfeldern ergeben wie z. B. Trainingslehre und Rehabilitation oder wettkampfspezifische Sportarten. (vgl. De Marées 2002; Marchart 2002; Radlinger et al. 1998)

Für diese Arbeit ist der angeführte sportmedizinische Ansatz von Bedeutung, vor allem in Hinblick auf die Unterscheidung nach den Kontraktionsformen des Muskels.

2.1.2 Beinstrecker

An der Beinstreckung sind Muskeln beteiligt, die das Hüft-, Knie- und obere Sprunggelenk überspannen. Da einige der Muskeln mehrgelenkig sind, z.B. sowohl im Hüft- als auch im Kniegelenk wirksam, muss ihre Funktion dementsprechend differenziert werden.

Die Streckung im Hüftgelenk wird durch den M. gluteus maximus und medius, sowie M. semimembranosus erreicht. Für die Extension im Kniegelenk ist hauptsächlich der M. quadriceps femoris verantwortlich, wobei er erst bei gestrecktem Hüftgelenk seine volle Wirksamkeit entfaltet, wenn auch der M. rectus femoris neben den Mm. vasti optimal eingesetzt werden kann. Der M. tensor fasciae latae und der obere Teil des M. gluteus maximus sind ebenfalls an der Kniestreckung beteiligt. Die dorsal gelegene Beugergruppe des Unterschenkels ist für die Plantarflexion im Fuß zuständig. Sie setzt sich aus folgenden Muskeln zusammen: M. triceps surae (M. soleus und M. gastrocnemius) und die untere Schicht M. tibialis posterior, M. flexor hallucis longus und M. flexor digitorum longus. Auch die Peroneusgruppe wirkt bei der Plantarflexion des oberen Sprunggelenkes mit. (Platzer 2005, Loeweneck 1994)

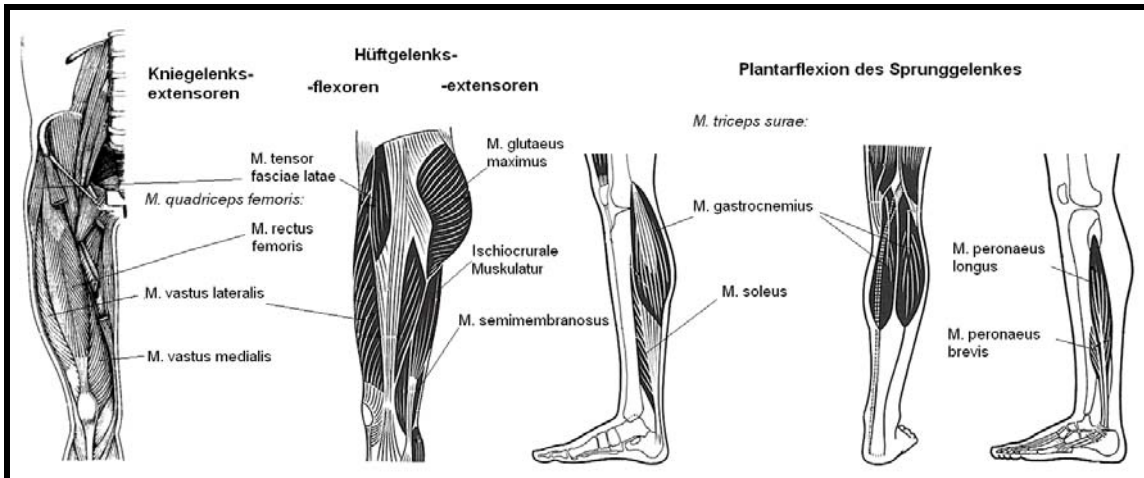


Abbildung 3 Übersicht einiger Beinstrecker modifiziert nach Rohen 1998

2.1.3 Muskelschlinge

Die Arbeit eines Muskels darf nicht isoliert betrachtet werden, sondern muss im Zusammenhang mit den Verbindungen zu den umliegenden Muskeln gesehen werden. Daraus ergibt sich die Zuordnung einzelner Muskeln zu Muskelschlingen. Dies trifft auch auf einfache Bewegungen zu. (Radlinger et al. 1998; Martin, D.; Carl, K. & Lehnertz, K. 1991)

Eine Muskelschlinge entsteht durch das Zusammenwirken mehrerer Muskel bei der Ausführung einer Bewegung. Durch die Bestimmung von Muskelschlingen wird es ermöglicht, unterschiedliche Wirkungen innerhalb einer oder zwischen mehreren Muskelgruppen nach ihrer Funktion zu ordnen. (Rohen 1998)

Muskelschlingen werden auch als Muskelketten bezeichnet. Loeweneck (1994, S. 88) beschreibt „kinematische Ketten“ als

„Formen des Bewegungszustandes von Muskel- und Gelenkketten an Armen und Beinen. [...] Eine kinematische Kette kann, wie es bei den Armen der Fall ist, *offen* sein (frei beweglicher Endabschnitt der Gliederkette) oder wie bei den unteren Extremitäten beim Stand auf beiden Beinen *geschlossen* sein. In einer geschlossenen kinematischen Kette sind die Bewegungen zwangsläufig vorgeschrieben.“

Tittel (2003) weist auf die große Streck- und Beugeschlinge hin, die sich durch den gesamten menschlichen Körper ziehen. Dabei beginnt die Bewegung meist in den Armen und setzt sich über den Rumpf bis in die unteren Extremitäten fort. Sie können wiederum in kleinere funktionelle Einheiten von Streck- oder Beugeschlingen unterteilt werden, die ineinander greifen.

Bezogen auf die untere Extremität bilden Hüft-, Knie- und Sprunggelenk eine kinetische Kette, die geschlossen ist, wenn das proximale oder distale Ende fixiert ist. Die Beinstreckschlinge besteht aus dem M. gluteus maximus, M. quadriceps femoris und dem M. triceps surae (M. gastrocnemius und M. soleus).

Bei diesem Modell können die Hauptfunktionen der aktivierten Muskeln innerhalb der Muskelgruppen dargestellt werden, allerdings lassen sich keine Rückschlüsse auf die Leistungen der einzelnen Muskeln machen. (Martin, D. et al. 1991, S. 109f)

2.2 Grundlagen der statischen Muskelkraft

Bei der isometrischen Kontraktion kommt es nach De Marées (2002, S. 36) im Muskel zu

„keiner äußerlich meßbaren Längenänderung, sondern nur Kraft- bzw. Spannungsänderung. [...] Allerdings werden sich auch hier die kontraktile Elemente im Muskel um einen geringen Betrag verkürzen und sich die elastischen Elemente zur Kraftübertragung auf das knöcherne Skelett ebenfalls gering dehnen.“

2.2.1 Leistungsbeeinflussende Faktoren

Nach De Marées (2002, S. 182) ist „die statische Muskelkraft vom aktivem Muskelquerschnitt² abhängig, der sich aus den Faserquerschnitten der motorischen Einheiten zusammensetzt.“ Beeinflusst werden kann sie durch die Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten (Rekrutierung) und die Frequenz (Frequenzierung), mit der sie aktiviert werden. Schon Schmidtbleicher (1987, S.356) nennt als

„wesentliche *Einflußgrößen* für die Kraftentfaltung die Rekrutierung und die Innervationsfrequenz der motorischen Einheiten sowie die vorhandene Muskelmasse und die Muskelfaserzusammensetzung.“

Auch Radlinger et al. (1998) zählen in diesem Zusammenhang die „neuromuskuläre Erregungsübertragung, Voraktivierung, Frequenzierung und Rekrutierung“ sowie die Dauer der Muskelaktion auf. Weiters weisen sie neben den „physiologischen Bedingungen“ auf die „mechanischen (Längenveränderung des Muskels, passive Strukturen und erzeugte Drehmomente, Reibung zwischen Körper und Unterlage) und anatomischen (Muskelaufbau, physiologischer Querschnitt, elastische Elemente)“ hin.

Die Voraktivierung des Muskels spielt deshalb eine Rolle, da die Höhe der Kraft auch von der Länge des Muskels zu Beginn der Kontraktion abhängt. Die größte aktiv erreichbare

² De Marées bezeichnet damit den Fiederungswinkel der Muskulatur berücksichtigenden Querschnitt, der senkrecht zur Faserlängsachse gemessen wird. Er wird auch als physiologischer Muskelfaserquerschnitt bezeichnet und ist größer als der tatsächliche Querschnitt eines Muskels.

Kraft erreicht der Muskel bei der isometrischen Kontraktion in der Ruhelänge. (De Marées 2002, S. 183).

Verdonck (1997, #1) und Hollmann und Hettinger (2000, S. 180ff) nennen neben dem Muskelfaserquerschnitt und der Zahl der Muskelfasern auch noch die Muskelfaserzusammensetzung und deren Ausprägungsgrad. Eine nicht unwesentliche Rolle spielen auch die intermuskuläre Koordination sowie die Motivation.

Folgende Gliederung der Faktoren kann demnach getroffen werden:

Morphologische und physiologische:

- physiologischer Muskelfaserquerschnitt
- Muskelfaserzusammensetzung und -zahl
- Rekrutierung und Frequenzierung (intramuskuläre Koordination)
- Muskellänge (Voraktivierung) und elastischen Elemente
- Trainingszustand

Mechanische:

- Messanordnung
- passive Strukturen im Muskel
- erzeugte Drehmomente
- Reibung zwischen Körper und Unterlage

Psychologische:

- Motivation
- Schmerzempfinden

Marchart (2002, S. 12) schreibt in diesem Zusammenhang, dass

„bei Durchschnittspersonen, die im Gegensatz zu Leistungssportlern nicht gewohnt sind, an ihre physiologische Leistungsgrenzen zu gehen [...], durch Motivation die Maximalkraft sehr wohl beeinflussbar ist. Für die Durchführung von Krafttest ist es demnach unumgänglich, die nicht messbare Größe ‚Motivation‘ einerseits bei der Standardisierung der Testbedingungen und andererseits bei der Interpretation der Daten zu berücksichtigen.“

Der Zusammenhang Kraft und Geschlecht spielt ebenfalls eine Rolle für das Ausmaß der isometrischen Maximalkraft. Ehlenz et al. (1983, S. 63) nennen ein Verhältnis der Maximalkraft von 60-80% bei der Frau absolut zum Mann (100%). Hollmann und Hettinger (2000, S. 175) sprechen bei der Frau ebenfalls von rund 70% der Maximalkraft des Mannes und einer um durchschnittlich 20% reduzierten isometrischen Maximalkraft gegenüber dem Mann. Der Kraftverlauf im Altersgang erreicht bei Mann und Frau

zwischen 2. und 3. Lebensjahrzehnt sein Maximum und nimmt dann zunächst kontinuierlich bis zum Alter von 45 Jahren und danach rapide ab. (Marchart 2002)

2.3 Grundlagen des menschlichen Gangs

Der Gang des Menschen stellt eine zyklische Abfolge von Bewegungen dar, welche den Körper sicher und mit minimalem Energieaufwand von einem Ort zu einem anderen bewegen. Dabei ist die Bewegungsausführung von Mensch zu Mensch unterschiedlich. Die Ursachen für die individuellen Merkmale des Gangbildes sind vielfältig. Sie reichen von anthropometrischen über soziale Voraussetzungen bis zu den kognitiven und motorischen Fähigkeiten. Nachdem der aufrechte, bipedale Gang in früher Kindheit entwickelt wird, verändert er sich im Laufe des Lebens und ist auch vom Geschlecht abhängig. Es gibt allerdings ein „normales“ Gangbild, das es ermöglicht sich effektiv fortzubewegen und damit den Kraftaufwand und den Materialverschleiß so gering wie möglich zu halten. (Klein-Vogelbach 1995; Perry 1992; Kurpgoweit & Delank 2006; Höglinger 2007)

Im Folgenden werden relevante und allgemein gültige Grundlagen der Mechanik des normalen Gangs näher beschrieben, beruhend auf den Angaben von Kirtley (2006), Perry (1992) und Valmassy (1996).

2.3.1 Gangzyklus und Gangphasen

In der Literatur finden sich unterschiedliche Gliederungen des Gangzyklus, allerdings gibt es eine international weit verbreitete Nomenklatur, die auf den Untersuchungen von Jacquelin Perry beruht. (Luchs 2006)

In dieser Arbeit wird sie übernommen und in den nächsten Absätzen beschrieben.

Der Gangzyklus bezeichnet die Vorgänge während des Zeitraums vom initialen Bodenkontakt einer Extremität bis zu ihrem nächsten initialen Bodenkontakt. Während sich der Fuß am Boden befindet, wird von der Standphase gesprochen (initialer Bodenkontakt der Ferse bis die Zehen den Boden wieder verlassen). Der Zeitraum indem sich der Fuß über dem Boden befindet, wird als Schwungphase benannt. In der Stand- oder auch Standbeinphase wird die Körperlast übernommen und gestützt. Die Aufgabe der Schwung- oder Schwungbeinphase ist das Vorschwingen des Beines. Nimmt man die Zeit des Gangzyklus und normiert ihn auf 100%, so beträgt der Anteil der Standphase 60 und

der der Schwungphase 40%. Ein Gangzyklus dauert ungefähr eine Sekunde. Die Abbildung 4 zeigt einen grafischen Überblick über den Gangzyklus.

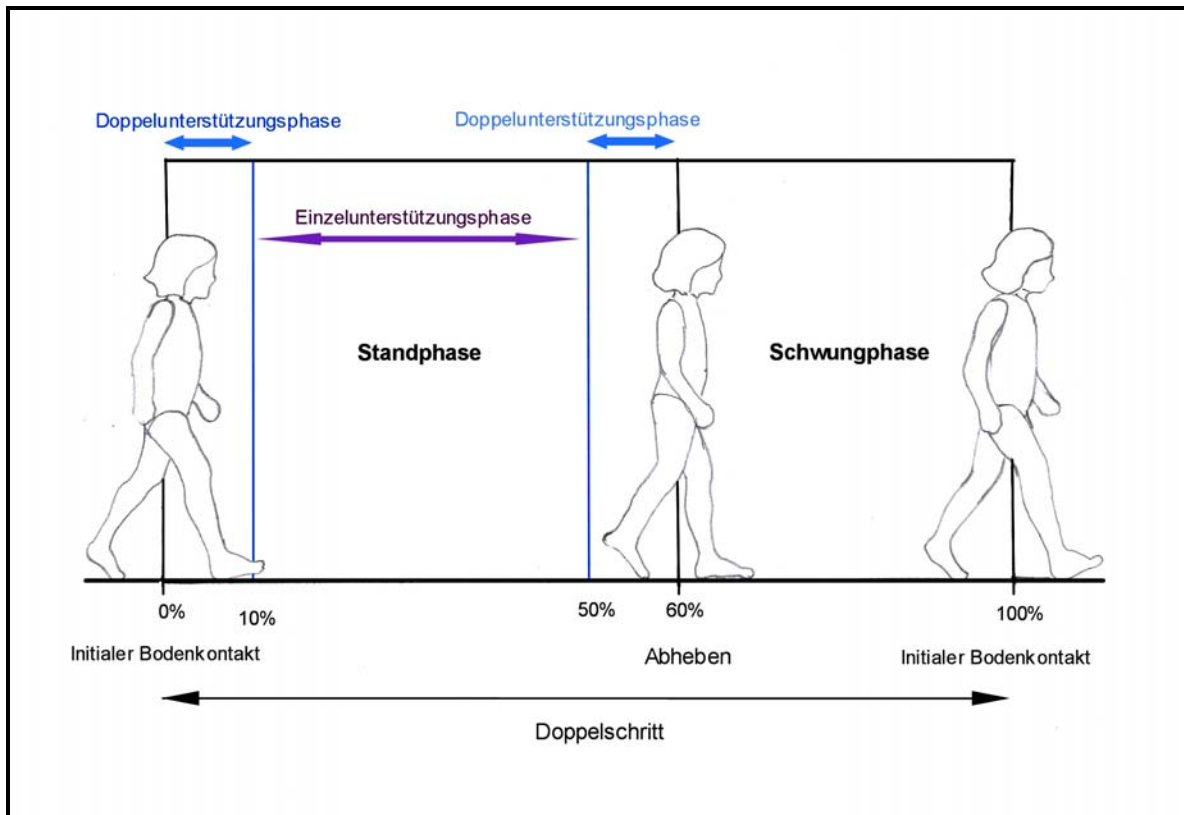


Abbildung 4 Gliederung des Gangzyklus modifiziert nach Kirtley 2006

Die Standphase kann weiters nicht nur in zwei Doppel- und eine Einzelunterstützungsphase gegliedert werden, sondern auch in ihre funktionellen Merkmale (Perry 1992; Bruckner 1998):

- Initialer Bodenkontakt (initial ontact IC, heel strike)³
- Gewichtsübernahme (loading response LR, foot flat)
- mittlere Standphase (midstance Mst.)
- terminale Standphase (terminal stance TSt, heel off)
- Vorschwungphase (preswing Psw, toe off)

Die Schwungphase ist in eine

- initiale Schwungphase (initial swing ISw, acceleration)
- mittlere Schwungphase (midswing MSw) und
- terminale Schwungphase (terminal swing Tsw, deceleration) gegliedert.

³ In den Klammern werden die Ausdrücke in Englisch der „Rancho Los Amigos (RLA) Terminologie und die traditionellen Begriffe“ genannt (Bruckner 1998, S. 3)

In diesen Phasen finden komplexe Interaktionen innerhalb der einzelnen Extremitäten – wie Hüfte, Kniegelenk, oberes und unteres Sprunggelenk – und der Extremitäten untereinander statt.

2.3.2 Gangparameter

Neben den bereits genannten zeitlichen Parametern wie Stand-, Schwung- oder Doppelunterstützungsphase gibt es noch weitere: Kadenz, Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit bilden gemeinsam die so genannten räumlich-zeitlichen Parameter. Kompletierend ist auch die Spur- oder Schrittbreite zu nennen, die den Abstand zwischen den jeweiligen Fortbewegungslinien der Füße angibt.

Kirtley (2006, S. 23) weist darauf hin, dass die kinematischen Parameter nur eine sehr beschränkte Aussagekraft aufweisen, da der natürliche Gang des Menschen sehr stark von Umwelteinflüssen abhängig ist. So ist bekannt, dass Messungen im Freien sowohl eine höhere Ganggeschwindigkeit als auch Schrittlänge aufweisen. Für die klinische Ganganalyse haben vor allem die kinetischen Parameter an Bedeutung gewonnen.

2.3.3 Kinetische Parameter der Ganganalyse

Kinetische Parameter sind der Dynamik zuzuordnen, die gesetzmäßige Zusammenhänge zwischen Kräften als Ursache und auftretenden Bewegungen untersucht. Im Gegensatz zur Statik befasst sich die Kinetik mit Kräften, die sich nicht im Gleichgewicht befinden und somit Bewegungen verursachen. Kinetische Parameter werden in der Biomechanik auch als biodynamische Merkmale bezeichnet. (Roth & Willimczik 1999, Preiß 1996, Willimczik 1989)

Die biomechanische Kraftmessung mittels Kraftmessplatten hat in der Ganganalyse eine zentrale Bedeutung. Kraftmessplatten messen die am Boden auftretenden Reaktionskräfte, die beim Gehen auf den Körper übertragen werden. Mit elektronischen Verfahren werden folgende Größen bestimmt (vgl. Baumann & Preiß 1998, S. 98):

- Reaktionskraftkomponenten F_x und F_y (horizontale Ebene), F_z (vertikale Ebene)
- freies Moment M_z (vertikale Ebene, wirkt in der Oberflächenebene der Platte)
- Lage des Angriffspunkts des Kraftvektors (Koordinaten beziehen sich auf die Plattenmitte)

Aus diesen Größen können aufgrund der Zeit noch weitere abgeleitet werden. Kombiniert man die Messung mittels Kraftmessplatte mit einem optischen System und einem

Körpermodell, kann das Drehmoment berechnet werden, das auf die Gelenke des Körpers wirkt und mittels Muskelkraft und Bänder kompensiert werden muss, sowie Gelenkmomente, Arbeit und Leistung. Die meist gebräuchlichsten kinetischen Parameter sind die Bodenreaktionskräfte und Gelenkmomente. (Giannini, Catani, Benedetti & Leardini 1994, Perry 1992)

2.3.4 Muskelaktivität beim Gehen

Die wichtigsten Muskeln der unteren Extremität, die an der Gangbewegung beteiligt sind, können nach ihrer Lage dem Becken, dem Ober- und Unterschenkel zugeordnet werden. Im Bereich des Beckens sind es der M. iliopsoas, M. gluteus maximus und medius. Von der Muskulatur des Oberschenkels sind der M. quadriceps mit den Anteilen rectus femoris, vastus lateralis und medialis, der M. adductor longus und M. biceps femoris beteiligt. Die beteiligten Muskeln des Unterschenkels sind der M. gastrocnemius und soleus der hinteren Muskelgruppe (bilden gemeinsam mit dem M. plantaris den M. triceps surae), der M. peroneus longus der lateralen Muskelgruppe und der M. tibialis anterior der vorderen Muskelgruppe.

Wird die Bewegung betrachtet, die sie in den Gelenken Hüfte, Knie und Fußgelenk (oberes und unteres Sprunggelenk) ausführen, so wären es noch einige mehr, wenn auch Rotations- bzw. Ab- und Adduktionsbewegungen berücksichtigt werden würden. Im Folgenden werden diese vernachlässigt und Bewegungen in der sagittalen Ebene beschrieben. Wichtigster Flexor im Hüftgelenk ist der M. iliopsoas und Extensor der M. gluteus maximus sowie die ischio-crurale Muskulatur (dazu zählen der M. biceps femoris, semitendinosus und semimembranosus). Die ischio-crurale Muskulatur ist auch für das Beugen im Kniegelenk zuständig, das Strecken übernimmt der M. quadriceps (vastii und rectus femoris). An der Dorsalflexion im oberen Sprunggelenk ist der M. tibialis anterior beteiligt und an der Plantarflexion der M. triceps surae.

Die Muskeln unterscheiden sich in ihren Voraussetzungen je nachdem ob sie eingelenkig oder mehrgelenkig sind. Zu letzteren zählen z. B. M. psoas, Ischio-crurale Musk., M. rectus femoris und gastrocnemius. (Kirtley 2006)

Bei Bruckner (1998, S. 130) findet sich einen tabellarische Überblick über die Funktion der Muskeln. In folgender Tabelle 2 werden daraus nur die Bewegungen in der sagittalen Ebene berücksichtigt.

Tabelle 2 Muskelaktivität normaler Gang modifiziert nach Bruckner 1998⁴

	Standphase				
Hüfte	IC	LR	MSt	TSt	PSw
Bewegung	Extension	Extension	Extension	Extension	Flexion
Muskel-gruppe	M. gluteus maximus, ischio-crurale Musk., M. adductor magnus	M. gluteus maximus, ischio-crurale Musk.	—	Gegen Ende M. adductor longus	Beuger
Kontraktions-form	isometrisch	isometrisch	—	exzentrisch	konzentrisch
Knie					
Bewegung	Flexion	Flexion	Extension	Ext.→Flex.	Flexion
Muskel-gruppe	M. quadriceps, ischio-crurale Musk. M. popliteus	M. quadriceps	M. quadriceps →0	M. gastrocnemius, M. popliteus	M. gastrocnemius, M. popliteus
Kontraktions-form	exzentrisch (M. quadriceps) konzentrisch (ischio-crurale Musk.)	exzentrisch	konzentrisch →0	exzentrisch →konzentrisch	konzentrisch
Sprunggelenk					
Bewegung	Plantarflexion 0°	Plantarflexion	Dorsalflexion	Dorsal- → Plantarflexion	Plantarflexion
Muskel-gruppe	M. tibialis anterior	M. tibialis anterior	M. triceps surae	M. triceps surae	M. triceps surae
Kontraktions-form	exzentrisch	exzentrisch	exzentrisch	Exzentrisch →konzentrisch	konzentrisch

⁴ Einteilung der Gangphasen: initial contact (IC), loading response (LR), midstance (MSt), terminal stance (TSt), pre swing (PSw), initial swing(ISw), midswing (Msw), terminal swing (Tsw). (s. a. Kapitel 2.3.1)

	Schwungphase		
Hüfte	ISw	Msw	Tsw
Bewegung	Flexion	Flexion	Flexion, Extension gegen Ende
Muskel-gruppe	M. iliopsoas	M. adductor longus, M. gracilis	M. gluteus maximus, ischio-crurale Musk.
Kontraktions-form	konzentrisch	konzentrisch	exzentrisch
Knie			
Bewegung	Flexion	Extension	Extension → Flexion
Muskel-gruppe	Ischio-crurale Musk., M. sartorius, M. gracilis	Ischio-crurale Musk.	Ischio-crurale Musk., M. quadriceps, M. popliteus
Kontraktions-form	konzentrisch	exzentrisch	exzentrisch → konzentrisch
Sprunggelenk			
Bewegung	Dorsalflexion	Dorsalflexion	Dorsalflexion
Muskel-gruppe	M. tibialis anterior	M. tibialis anterior	M. tibialis anterior
Kontraktions-form	konzentrisch	konzentrisch	isometrisch/konzentrisch

Elektromyographische Untersuchungen beim normalen Gang (s. Kirtley 2006, S. 149) zeigen, dass die Hüftextensoren in der Standphase zu Beginn und am Ende aktiv sind. M. gluteus medius und minimus sowie der M. tensor fasciae latae und die ischio-crurale Muskulatur müssen sind beim initialen Bodenkontakt für die Stabilisation des Beckens verantwortlich. Auch der M. quadriceps zeigt seine Hauptaktivität zu Beginn und am Ende der Standphase. Zu Beginn der Standphase ist der M. tibialis anterior für den Fersenkontakt zuständig und wird dann vom M. triceps surae abgelöst, der die Abrollbewegung ermöglicht. Die Plantarflexion im oberen Sprunggelenk ist essentiell für die Fortbewegung des Körpers, da sie maßgeblich an der Veränderung des Körperschwerpunktes beteiligt ist. (Rohen, J. W. 1998)

Das Gehen wird noch von weiteren biomechanischen Aspekten wie der Körperform, den Proportionen und der Art des Ganges beeinflusst. So verleiht die Taille dem Körper gemeinsam mit dem Schulter- und Hüftgürtel eine hyperboloide Form und die gegenüberliegenden Extremitäten bilden eine Art Pendel während der Bewegung. (Fischer & Witte 2004)

2.4 Ganganalyse

Die Ganganalyse hat eine lange Geschichte, von Papyrus, Hippokrates, Borelli über Eduard, Wilhelm und Heinrich Weber bis zu Friedrich Trendelenberg – um nur einige zu nennen –, aber die klinische Ganganalyse ist ein relativ neues Gebiet und unterliegt sehr

vielen wissenschaftlichen Strömungen. Die verschiedenen Ansätze in der Ganganalyse spiegeln sich in ihren vielfältigen Anwendungsbereichen von der Physiotherapie bis zur Orthopädietechnik wieder. Nicht nur die Ziele der Ganganalyse sind breit gefächert, auch die Methodenauswahl und Untersuchungshilfsmittel bieten viele Möglichkeiten. (Kirtley 2006)

Kurpgoweit et al. (2006) unterscheidet in die beobachtende subjektive und instrumentelle objektive Ganganalyse. Die subjektive Ganganalyse erlaubt es ohne Hilfsmittel den menschlichen Gang aufgrund von bestimmten Beobachtungskriterien zu beurteilen. Diese Form findet im klinischen Bereich zum Beispiel bei Erstuntersuchungen ihre Anwendung. Die instrumentelle Ganganalyse kann Bewegungsabläufe quantitativ erfassen und dokumentieren. Dabei bedient sie sich folgender Methoden:

- Messung der räumlich-zeitlichen Parameter wie Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz.
- Messung der Gangeffizienz über Energieverbrauchsmessungen.
- Messung der kinematischen Parameter wie Winkel, Positionen, Geschwindigkeiten, Beschleunigungen der Körpersegmente und Gelenke (z. B. mittels Elektrogoniometer, 2D- oder 3D-Videoanalyse), die eine Fortbewegung beschreiben ohne die verursachenden Kräfte zu berücksichtigen.
- Messung der kinetischen Parameter, die eine Fortbewegung verursachen (Bodenreaktions- und Muskelkräfte sowie Gelenkmomente).

Bodenreaktionskraftmessung

Beim Gehen können damit Kräfte erfasst werden, die beim Stützen des Standbeines auf den Boden übertragen werden. Nicht erfassbar mit diesem System sind Kräfte, die im Körper oder innerhalb der Schuhe wirken. Die Vielzahl der beim Gang wirkenden Kräfte (Schwerkraft, Muskulatur und Trägheit) und ihr Einfluss auf die unterschiedlichen Gangphasen sind sehr komplex und schwierig festzustellen. Die am häufigsten verwendeten Maße für den Gang – Rehabilitationsprozess, die mit Kraftmessplatten gemessen werden können, „walking speed, gait symmetry and stride duration“. (Perry 1992, S. 414)

Es gibt Kraftmessplatten, die mittels Dehnmessstreifen oder Piezo-elektrischen Elementen (z. B. Geräte der Firma Kistler®) Kräfte in elektrische Signale umwandeln. Mehrkomponenten – Messplattformen können Summenkräfte in drei Ebenen angeben. Die Kräfte, die auf die Plattform wirken, werden in Echtzeit in ein elektrisches Signal

transformiert und als Kraftvektoren dargestellt. Die Aneinanderreihung der Kraftvektoren einer Ebene in der Aufnahmefrequenz, mit der die Kraftmessplatte arbeitet, ergibt ein Kraft-Zeit-Diagramm, dass typische Charakteristiken aufweist. Die vertikale Komponente einer Mehrkomponenten – Messplattform wird meist mit F_z angegeben, die medio-laterale mit F_y und die anterior-posteriore mit F_x . Es ist sinnvoll die Lage der Kraftmessplatte im Raum hinsichtlich der Bewegungsrichtung zu definieren und auch, ob die Werte als Kräfte, die auf die Plattform (action-orientated) oder auf den Körper wirken (reaction-orientated) interpretiert werden. (Kirtley 2006, S. 87f).

Voraussetzung für die Verwendbarkeit der Daten ist ein vollständiger Fußabdruck auf der Platte. Dazu ist es nötig mehrmals über die Platten zu gehen, die so im Boden eingelassen sein sollten, dass sie nicht auffallen, damit die Person nicht versucht ist die Platte treffen zu wollen und so das Gangbild verfälscht. Durch die Verwendung von zwei hintereinander liegenden Kraftmessplatten wird eine Messung eines rechten und linken aufeinander folgenden Schrittes möglich. (Luchs 2006, Perry 1992)

2.5 Messung der Muskelkraft

Bei der Kraftmessung werden statische und dynamische Messmethoden unterschieden. Je nach Unabhängigkeit der Messung wird in subjektive, semiobjektive und objektive Messungen unterschieden. Eine objektive Messung ist unabhängig vom Messinstrumentarium, den beteiligten Personen und den Umwelteinflüssen. Semiobjektiv ist eine Messung dann, wenn zwar das Messinstrument unabhängig ist, aber von subjektiven Faktoren beeinflusst wird. Demnach können bei einem objektiven Verfahren keine Aussagen über die Größe der Einflussfaktoren gemacht werden. Die Bedingungen für alle Phasen des Tests sollten standardisiert sein, um den Test wiederholen zu können. Im klinischen Bereich gibt es funktionelle Krafttests zur Feststellung der Maximalkraft, bei denen gegen die Schwerkraft oder gegen den Widerstand des/der Untersuchers/Untersucherin gearbeitet wird. (Radlinger et al. 1998) Manuelle Testmethoden dieser Art sind eindeutig den subjektiven Messungen zuzuordnen und daher zur Bestimmung des Kraftverhaltens kritisch zu betrachten (Schlumberger & Schmidtbleicher 2004). Auf diese Methoden wird daher im Folgenden nicht näher eingegangen.

Angepasst an die Kraftart und den Belastungsbereich ergibt sich für eine typische isometrische Maximalkraftmessung eine Belastungsdauer von 6 Sekunden bei einer

einmaligen Messung. Es soll versucht werden möglichst schnell, aber nicht abrupt, eine hohe Kraft gegen den Kraftaufnehmer zu entwickeln und diese über die Dauer des Tests maximal hoch zu halten. Die Auswahl des Tests sollte spezifisch an die zu überprüfende/trainierte Muskelgruppe angepasst sein. Zusätzlich ist es erforderlich Angaben über mögliche auftretenden Beschwerden und die Motivation zu erheben (z. B. mittels einer VAS-Skala⁵. Radlinger et al. (1998, S. 41) geben zu bedenken, dass ein solcher Testaufbau nur bei gut belastbaren und motivierbaren PatientInnen angewandt werden sollte. Die hohe Belastung kann negative pathologische Auswirkungen haben und daher muss eine medizinische Abklärung vorliegen. Schmerz und Bewegungsangst können eine maximale Belastung verhindern. Diese negativen Aspekte können reduziert werden durch die Übungsausführung in einer geschlossenen kinetischen Bewegungskette, die die Freiheitsgrade der Bewegung einschränkt und die Belastung gleichzeitig auf mehrere Gelenke verteilt. Damit können verletzte Strukturen geschont werden. (Fleischer 1997). Dabei muss berücksichtigt werden, dass bei mehrgelenkigen Kraftmessungen keine Aussagen über die Muskelkraft eines einzelnen Muskels getätigt werden können. Schlumberger et al. (2004, S. 94) sprechen in diesem Zusammenhang von dem „vermeintlichen Vorteil der mehrgelenkigen Messungen, dass den Ergebnissen häufig ein besserer Transfer auf Zielsituationen in Alltag und Sport zugesprochen wird.“ Es bestehen allerdings bereits schon Messungen, wonach dieser Effekt auch bei Einzelmuskelmessungen auftritt.

Einordnung des isometrischen Maximalkrafttests in das System der übrigen

Krafttests

Den Definitionen zufolge ist die isometrische (statische) Maximalkraft die größte Kraft, die willkürlich gegen einen unüberwindbaren Widerstand aufgewendet werden kann, wobei sich die Muskellänge nicht verändert. Die Maximalkraftwerte bei dynamisch-konzentrischer Arbeitsweise der Muskulatur und steigender Last nähern sich den isometrischen Werten bei statischer Muskelleistung an. Radlinger et al. (1998, S. 23) beschreiben um 15 - 50% verminderte Werte bei dynamisch-konzentrischer Arbeitsweise und einem Einwiederholungsmaximum. Bei dynamisch-exzentrischer Arbeitsweise können im Gegensatz dazu höhere Maximalkraftwerte, als bei statischer Arbeit erreicht werden. (Röthig 1992, De Marées 2002) Radlinger et al (1998) erklären die bis zu 45% höheren Werte mit der Energiespeicherung in den passiv elastischen Elementen und der

⁵ visuelle Analogskala, auch 100-Punkte-Skala genannt

Aktivierung des Muskelspindelreflexes im Dehungsverkürzungszyklus. Hollmann und Hettinger (2002, S.161) verzichten auf die Unterscheidung in die isometrische Maximalkraft und definieren die „Maximalkraft (statische Maximalkraft)“ als die „bei einer willkürlichen maximalen statischen Muskelanspannung aufwendbare Kraft. Sie gibt den Ist-Zustand der Muskelkraft unabhängig vom jeweiligen Trainingszustand des Muskels wieder.“ Auch Schmidtbleicher (1987, S. 357) weist auf hohe Gemeinsamkeiten zwischen konzentrischer und isometrischer Maximalkraft hin. In der Literatur lässt sich eine Vernachlässigung der Unterscheidung zwischen isometrischer, dynamisch-konzentrischer und dynamisch-exzentrischer Maximalkraft aus dimensionsanalytischer Sicht erkennen, jedoch aus molekularbiologischer Sicht ist die Differenzierung sehr wohl von Bedeutung. Für den Zweck der Untersuchung kann sich der dimensionsanalytischen Sicht angeschlossen und damit die Wahl eines isometrischen Maximalkrafttests bekräftigt werden. Es sollen keine spezifischen Kraftfähigkeiten erhoben und auch nicht auf molekularbiologische Aspekte eingegangen werden.

Da bei isometrischen Kraftmessungen im Vergleich zu Schnell- und Reaktivkraftmessungen die koordinativen Aspekte eine geringere Rolle spielen, ist die Aussagekraft diesbezüglich auch dementsprechend geringer. Wird der Kraft-Zeit-Verlauf auch berücksichtigt, kann auch auf die intramuskuläre Koordination und andere qualitative Merkmale geschlossen werden. Eine geringe Differenz zwischen Maximalkraft und Schnellkraft ist ein Zeichen für gute intramuskuläre Koordination. (Ehlenz et al. 1983, S.34ff), allerdings gibt Fleischer (1997) zu bedenken, dass eine die Auswertung der Kurven einer großen Bandbreite von Interpretationsmöglichkeiten unterliegt.

Dawes et al. (2005) stellen fest, dass beispielsweise die Explosivkraft mehr Aussagekraft in Bezug auf die Leistung beim Gehen hat im Vergleich zum Maximalkrafttest.

Laut Verdonck (1997, Kap. 2 B.) ist die Objektivität des Maximalkrafttests stark von der Motivation des/der ProbandIn abhängig. Bei der Anwendung in der Rehabilitation muss bei der isometrischen Kraftentwicklung mit hohen Belastungsmaxima für das Knochen-Knorpelgewebe gerechnet werden. Die Aussage über die Kraft bei einer Bewegung stellt Verdonck in Frage, da die koordinative Fähigkeit nicht berücksichtigt wird. Der Vorteil eines statischen Krafttests liegt seiner Meinung nach im Fehlen der dynamischen Komponente, was eine Ermittlung des maximalen Kraftwerts über eine bestimmte Dauer und in einer definierten Gelenkposition erlaubt. Im Vergleich zu isokinetischen Messungen, ist die Handhabung meist einfacher und die Kosten etwas geringer.

2.6 Aspekte der Muskelaktivität beim normalen Gang in Bezug auf die isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge

Die dominante Muskulatur der unteren Extremitäten ist die Streckmuskulatur. Sie hat die Aufgabe die aufrechte Körperhaltung zu sichern und den Rumpf über das Becken am Standbein zu fixieren. Die Haupttätigkeit bei der Beinstreckung haben die Extensoren der unteren Extremität. Ihre Hauptkomponenten sind in Abbildung 5 dargestellt.

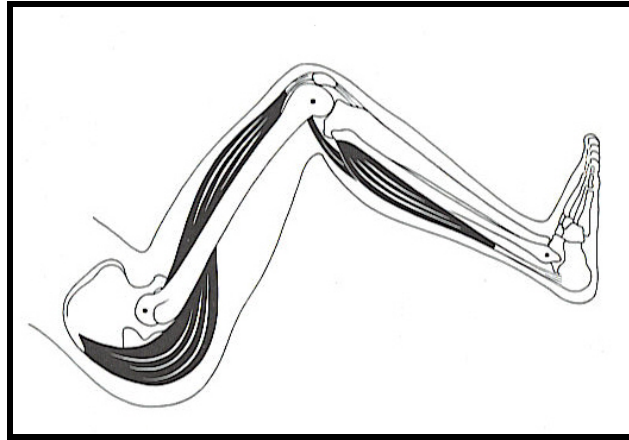


Abbildung 5 Beinstreckschlinge nach Rohen 1998, S. 162

Betrachtet man die Muskelgruppen genauer, können als Strecker im Hüftgelenk der M. gluteus maximus, die ischio-crurale Muskulatur (M. biceps femoris und M. semimembranosus) sowie der M. tensor fasciae latae identifiziert werden. Letzterer ist gemeinsam mit dem M. quadriceps femoris für die Streckung im Kniegelenk zuständig. Im oberen Sprunggelenk setzt sich die Streckschlinge in Form der Beuger des Unterschenkels fort. Der kräftigste Beuger im oberen Sprunggelenk ist der M. triceps surae (M. gastrocnemius und M. soleus, manchmal wird auch der M. plantaris dazugezählt). Er kann bei festgestelltem Fuß mit dem M. quadriceps femoris an der Streckung des Kniegelenkes mitwirken. Zu den Flexoren des oberen Sprunggelenkes zählen außerdem noch die Mm. peronaei.

In der folgenden Abbildung 6 wird der Einfluss dieser Muskeln beim Gehen dargestellt. Zu Beginn des initialen Bodenkontaktes trägt der obere Anteil des M. gluteus maximus auch zur Kniestreckung bei. Die ischio-crurale Muskulatur dient zu Beginn der Standphase zusammen mit dem M. quadriceps zur Stabilisierung des Kniegelenkes.

Der M. quadriceps femoris nimmt eine Sonderstellung ein, da er mit dem Anteil M. rectus femoris sowohl das Hüft, als auch das Kniegelenk umspannt. Die Funktion des M. rectus

femoris unterscheidet sich von der der Mm. vastii. Sie erreichen ihre höchste Aktivität während der Gewichtsübernahme bis hin zum Beginn der mittleren Standphase. Der M. rectus femoris ist während der Schwungphase aktiv und unterstützt die vastii geringfügig bei der Gewichtsübernahme. Während der mittleren Standphase wird der M. quadriceps femoris zunächst von M. soleus und dann vom M. gastrocnemius unterstützt. Der M. triceps surae erreicht in der terminalen Standphase seine größte Aktivität und nimmt dann bis zum Ende der Standphase ab. (Perry 1992)

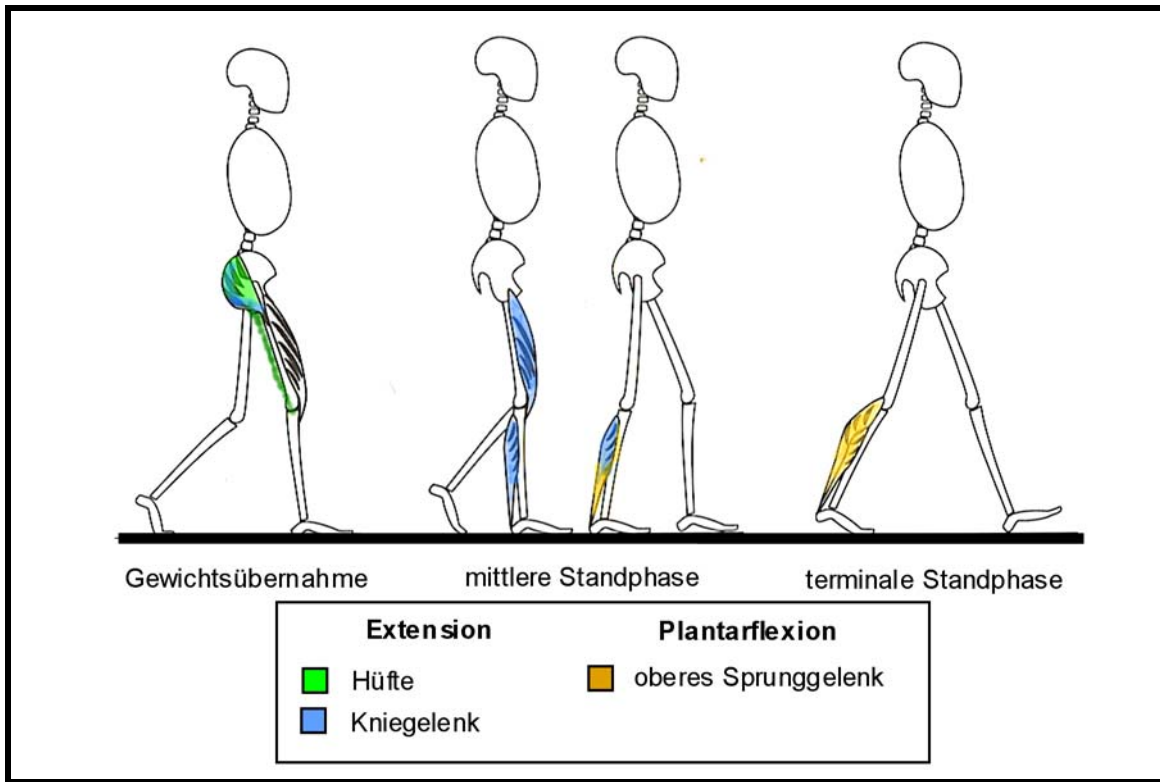


Abbildung 6 Muskelaktivität der Streckschlinge beim Gang modifiziert nach Perry 1992

Ehlenz, Grosser & Zimmermann (1983, S. 58) beschreiben die Notwendigkeit von statischen Krafteinsätzen beim

„Halten von Körpern und Gegenständen [...]; für Momente, in denen die dynamische Arbeitsweise zu gering ist, gegen stärkere äußere Kraft bestehen zu können; meist zu Beginn einer Bewegung bzw. in Stütz- und Druckphasen.“

Dieser Aspekt deutet auf einen möglichen Zusammenhang in der Arbeitsweise der Muskulatur in der Stützphase beim Gehen.

3 Methode

3.1 *Stichprobe und Auswahlkriterien*

Die Pilotstudie wurde über einen Zeitraum von mehr als 6 Monaten am Rehabilitationszentrum Weißer Hof durchgeführt. Insgesamt wurden über 20 Personen getestet, die in das Rehabilitationsprogramm integriert waren. Sie befanden sich in der Rehabilitationsphase, in der das aufbauende Krafttraining intensiviert wird. Dies kann je nach Zustand des/der PatientIn bereits nach 2 Wochen postoperativ beginnen und wird den individuellen Bedürfnissen angepasst, mit dem Ziel die Kraftdifferenz zwischen gesundem und verletztem Bein zu minimieren. Übrig blieben insgesamt 11 PatientInnen, die über eine Dauer von mindestens 3 Wochen regelmäßig einem Maximalkrafttest und einem Belastungstest unterzogen wurden. Die meisten PatientInnen mussten aus der Studie ausgeschlossen werden, da die Belastungstests in der Ganganalyse nicht zeitgerecht oder überhaupt nicht durchgeführt wurden. Weitere Gründe waren unter anderem frühzeitige Entlassung der PatientInnen, oder Verschlechterung des Gesundheitszustandes und damit ein ärztliches Verbot. Die Pilotstudie konnte nicht über einen längeren Zeitraum ausgedehnt werden, da die Anlage im Ganglabor des Rehabilitationszentrums erneuert wurde, was den weiteren Testbetrieb nicht mehr ermöglichte. Aufgrund der geringen Datenausbeute wurde die Stichprobe um eine weitere erweitert, die aus Daten bestand, die bereits in den Jahren davor gesammelt wurden. Als Auswahlkriterium für die ProbandInnen der Pilotstudie galt eine Knieverletzung, wobei es auch Verletzungen nicht direkt am Gelenk sein konnten, die allerdings seine Funktion einschränkten. Zusätzlich war eine ärztliche Freigabe für die Kraft- und Belastungstests nötig.

3.1.1 Stichprobe Pilotstudie (n=11)

Die Stichprobe besteht aus 11 Personen, die über Zweck und Ablauf der Messungen informiert wurden. Die PatientInnen konnten sich frei entscheiden, ob sie an der Studie teilnehmen wollen.

Es wurden 3 Messungen in einem Abstand von etwa einer Woche an den ProbandInnen durchgeführt.

Auf einem Stammdatenblatt wurden neben den testrelevanten Daten (Station, Therapeut, und Aufenthaltsdauer) der ProbandInnen auch soziographische Daten wie das Alter, Geschlecht, Masse, Größe und Beruf vermerkt. Um den Maximalkrafttest nachvollziehbar zu machen wurde auf diesem Blatt auch die Geräteeinstellung der Funktionsstemme jedes/jeder ProbandIn festgehalten (Sitzposition, Schulterstützen und Position der Fußplatte in cm), da diese im Verlauf der Pilotstudie nicht mehr geänderte wurde.

Von den 11 ProbandInnen waren 3 Frauen und 8 Männer. Das Alter lag in einem Bereich von 26 bis 44 Jahren. In der folgenden Tabelle 3 sind Werte einiger soziographischer Daten aufgelistet.

Tabelle 3 Probandenmerkmale Stichprobe Pilotstudie

	<i>Frauen (n=3)</i>	<i>Männer (n=8)</i>	<i>Gesamt (n=11)</i>
Alter (Jahre)			
Mittelwert	41	34,38	36,18
Varianz	7	45,41	42,76
Spannweite	5	16	18
Minimum	39	26	26
Maximum	44	42	44
Masse (kg)			
Mittelwert	60,37	103,58	91,79
Varianz	3,8	190,6	541,49
Spannweite	3,6	37,9	66,9
Minimum	59	88	59
Maximum	62,6	125,8	125,9
BMI			
Mittelwert	23,12	31,07	28,9
Varianz	1,69	11,84	22,42
Spannweite	2,6	11,5	14,5
Minimum	21,9	24,9	21,9
Maximum	24,5	36,4	36,4

Der Body Mass Index (BMI) reichte bei den Frauen von 21,3 bis 24,1 und bei den Männern von 24,9 bis 36,5. Die Werte für Normalgewicht liegen im Altersbereich der Probanden bei 20 bis 26. Mehr als die Hälfte der Probanden (7 Männer) hatten

Übergewicht oder eine Vorstufe von Adipositas. Bei den Frauen lag das Gewicht im normalen bis leicht übergewichtigen Bereich. Bei den männlichen Probanden nahmen die Werte Ausprägungen von normal bis starkes Übergewicht und Fettleibigkeit an. (De Marées 2002, Weineck 2004b)

Die Verletzungen der ProbandInnen waren meistens Bänderverletzungen wie Rupturen des Kreuzbandes aber auch der Patella. Die nächst häufigen Verletzungen waren Frakturen des Schienbeinkopfes. Zwei der PatientInnen hatten auch multiple Verletzungen - Frakturen und Bänderrisse - die sowohl den Oberschenkel als auch den Unterschenkel betrafen.

Die Repräsentativität der Stichprobe ist durch die Stichprobengröße und die Auswahl limitiert. Wenn die Studie nochmals wiederholt wird, kann mit keiner Wahrscheinlichkeit bestimmt werden, dass man zu ähnlichen Ergebnissen kommt. Dies gilt auch für die *Stichprobe Projekt Kraft-Gang*.

3.1.2 Stichprobe Projekt Kraft-Gang (n=32)

Bei diesen Daten handelt es sich um ProbandInnen, die in den Jahren 2002 bis 2005 am Rehabilitationszentrum Weißer Hof in Behandlung waren. Auf Veranlassung von Dr. Josef Kastner wurden die Ergebnisse aus Messungen der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge und der Ganganalyse elektronisch gesammelt. Die Messungen im Ganganalyselabor wurden routinemäßig durchgeführt. Zu den Messungen im Kraftraum an der Funktionsstemme gibt es keine Aufzeichnungen über das Messumfeld. Daher gibt es keine Informationen, ob bei den Messungen Testgütekriterien erfüllt wurden. Damit ist auch bei dieser Stichprobe keine Repräsentativität gegeben. Die ProbandInnen wurden jeweils zu Beginn ihrer Rehabilitationsphase getestet und bei ihrer Entlassung. Die Rehabilitationsphase dauert bei den PatientInnen am Weißen Hof in der Regel zwischen 3 und 6 Wochen. Somit liegt eine Messwiederholung vor, allerdings ist der Abstand zwischen der Erst- und Endmessung unterschiedlich.

Von den ProbandInnen waren 25 Männer und 7 Frauen. Das Alter reichte von 17 bis 60 Jahre und lag im Durchschnitt bei 37,1 Jahren, wobei die Frauen mit 34,9 im Durchschnitt jünger waren als die Männer (37,7 Jahre), wie Tabelle 4 zeigt.

Tabelle 4 Probandenmerkmale Stichprobe Projekt Kraft-Gang

	<i>Frauen (n=7)</i>	<i>Männer (n=25)</i>	<i>Gesamt (n=32)</i>
Alter (Jahre)			
Mittelwert	34,86	37,72	37,09
SD	7,47	11,84	10,99
Spannweite	19	43	43
Minimum	27	17	17
Maximum	46	60	60
Masse (kg)			
Mittelwert	64,14	81,03	77,34
SD	11,82	12,22	13,89
Spannweite	33	52	59
Minimum	50	57	50
Maximum	83	109	109
BMI			
Mittelwert	23,80	25,52	25,15
SD	3,67	3,22	3,34
Spannweite	9,9	12,6	13
Minimum	19,5	20	19,5
Maximum	29,4	32,6	32,6

Der BMI reichte bei den Männern von 20 bis 32,6 und bei den Frauen von 19,5 bis 29,4. Unabhängig von alters- und geschlechtsspezifischen Unterschieden wird das Normalgewicht bei 20-25kg/m² definiert (De Marées 2002). Demnach liegen 15 ProbandInnen über dem Normalgewicht und 2 darunter.

Als Auswahlkriterium für die PatientInnen galt hier nicht nur eine Knieverletzung, sondern auch eine Pathologie im Bereich der Hüfte und/oder des Fußes. Die Verletzungen der ProbandInnen reichten in dieser Stichprobe von Oberschenkelhalsfraktur bis zu Brüchen der Mittelfußknochen. Oft waren mehrere Verletzungen an einem Bein vorhanden und auch die Art der Verletzungen war unterschiedlich. Frakturen traten neben Bänderrissen (vor allem vorderes Kreuzband) am häufigsten auf und ein Patient hatte eine Amputation des Unterschenkels.

Zur Auswertung werden beide Stichproben zusammengefasst um auf eine größere Stichprobenzahl zu kommen (n=43). Diese wird im Folgenden als *Stichprobe gesamt* bezeichnet und ist schematisch in Tabelle 5 abgebildet.

Tabelle 5 Probandenmerkmale *Stichprobe gesamt*

	<i>Frauen (n=10)</i>	<i>Männer (n=33)</i>	<i>Gesamt (n=43)</i>
Alter (Jahre)			
Mittelwert	36,7	36,91	36,86
SD	6,9	10,83	9,98
Spannweite	19	43	43
Minimum	27	17	17
Maximum	46	60	60
Masse (kg)			
Mittelwert	63,01	86,497	81,04
SD	9,87	15,81	17,67
Spannweite	33	68,9	75,9
Minimum	50	57	50
Maximum	83	125,9	125,9
BMI			
Mittelwert	23,59	26,87	26,11
SD	3,08	4,02	4,04
Spannweite	9,9	16,4	16,9
Minimum	19,5	20	19,5
Maximum	29,4	36,4	36,4

Bei der Zusammenführung der Daten wurden der 1. und 3. Messdurchgang der *Stichprobe Pilotstudie* herangezogen, um einen ähnlichen zeitlichen Rahmen für die beiden Messungen zu gewährleisten, wie bei der *Stichprobe Projekt Kraft-Gang* (s. a. Tab. 1 Versuchsplan Pilotstudie und Projekt Kraft-Gang).

3.2 Angewandte Tests

Die angewandten Testverfahren beinhalten eine isometrische Maximalkraftmessung der Beinstreckschlinge an einer Funktionsstemme und eine Ganganalyse (Belastungstest) zur

Erfassung der individuellen Gangmerkmale. Bei der Kraftmessung wurde jedes Bein einzeln getestet um die erzielte Kraft mit der Belastung beim Gehen vergleichen zu können. Die Auswahl einer Messung der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge erfolgte aufgrund der Bedeutung der Streckmuskulatur beim Gehen, die sich bei der Übernahme der Körperlast und ihrer Stützung zeigt.

Beide Messverfahren sind der Dynamometrie zuzuordnen und erfassen die an der Peripherie des Körpers auftretenden Außenkräfte und die daraus ableitbaren Größen. Den Messprinzipien zugrunde liegen elektronische Verfahren, die unmittelbar die gewünschten Messgrößen wiedergeben. (Baumann & Preiß 1996)

Zur Ermittlung der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge wurde eine Funktionsstemma der Firma Süss verwendet, die im Kraftraum des Rehabilitationszentrums Weißer Hof zur Verfügung steht und als Beinkrafttrainingsmaschine dient.

Für die Beurteilung des Gangbildes wurde die Messung von kinetischen Parametern ausgewählt. Die Belastungsbefunde des Ganglabors am Weißen Hof, die standardmäßig durchgeführt werden, werden aufgrund von Bodenreaktionskraftmessungen erstellt. Aus organisatorischen Gründen war es nicht möglich auf diese Untersuchungen Einfluss zu nehmen, die von PhysiotherapeutInnen durchgeführt wurden.

Im Zuge der Pilotstudie konnte für die zeitliche Abfolge der beiden Tests ein maximaler Rahmen von 5 Tagen realisiert werden. Diese Tatsache kann sich natürlich als Störfaktor für den Zusammenhang der beiden Tests auswirken und es ist keine Normierung für die Abfolge der Tests gegeben, da ein/e PatientIn, der/die beispielsweise am Montag im Kraftraum getestet wurde, möglicherweise erst am Freitag für die Ganganalyse eingeteilt wurde.

3.2.1 Belastungstest

Dieser Test des Ganglabors am Weißen Hof dient der Belastungsmessung beim Gehen und ermöglicht einen Bewegungsbefund für die Krankengeschichte, die Kontrolle des Therapieverlaufes sowie therapeutischer und orthopädischer Maßnahmen. Die PatientInnen werden bei Bedarf für das Ganglabor eingeteilt und dann wöchentlich - sofern es keine Ausfälle des Systems oder Feiertage gibt – standardmäßig untersucht.

Für den Belastungstest werden die kinetischen Messinstrumente des Ganglabors eingesetzt. Zwei Bodenreaktions-Kraftmessplatten messen 3-dimensional die Kräfte im Raum und den Kraftangriffspunkt. Abbildung 7 zeigt den schematischen Testaufbau.

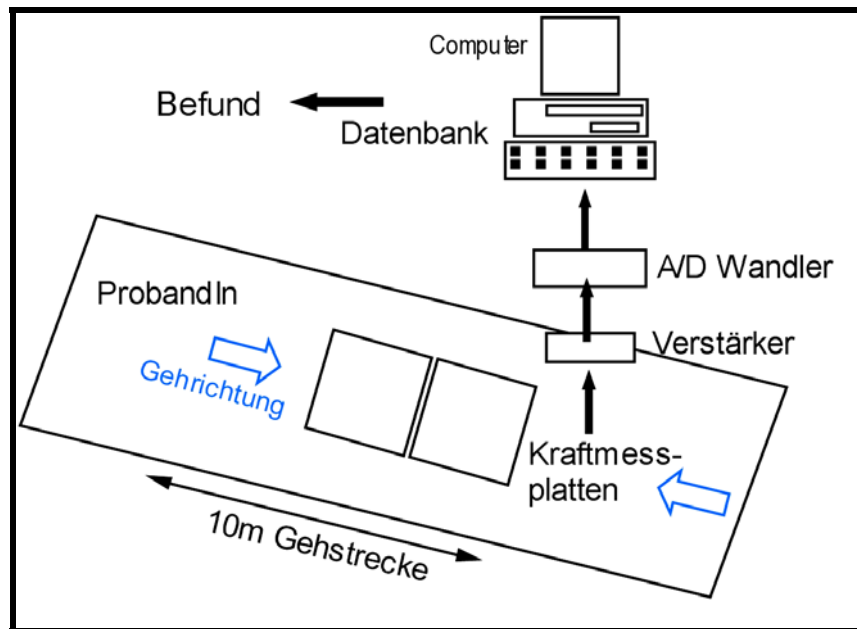


Abbildung 7 Skizze Testaufbau

Zwei Kraftmessplatten der Type Kistler®⁶ 9281 B12 sind unmittelbar hintereinander im Boden versenkt eingebaut. Sie befinden sich in der Mitte der 10m langen Gangstrecke und sind nicht speziell gekennzeichnet. Durch den piezo-elektrischen Effekt geben die Messaufnehmer kraftproportionale Ladungen ab, die von zwei Vorverstärkern (Kistler® 9861A) in spannungsproportionale Signale umgewandelt werden. Der A/D Wandler DT®⁷2839 digitalisiert die Daten, die auf einem Computer (Unix Workstation HP®⁸ 9000/755) verarbeitet werden. (Kastner, Krüpl, & Wagner 2000)

Abbildung 8 zeigt die Lage der Kraftmessplatten im Raum. Die Werte der Kräfte werden als solche interpretiert, die auf die Kraftmessplatte wirken. F_y stimmt nicht mit der Bewegungsrichtung überein, sodass der Abstoßimpuls eine positive Größe wird und auch der vertikal auf die Platte treffende F_z -Impuls ist durch die Lage des Koordinatensystems ein positiver Wert.

⁶ Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz

⁷ Data Transalation Inc., Marlboro, Massachusetts, USA

⁸ Hewlett-Packard Company, Palo Alto, USA

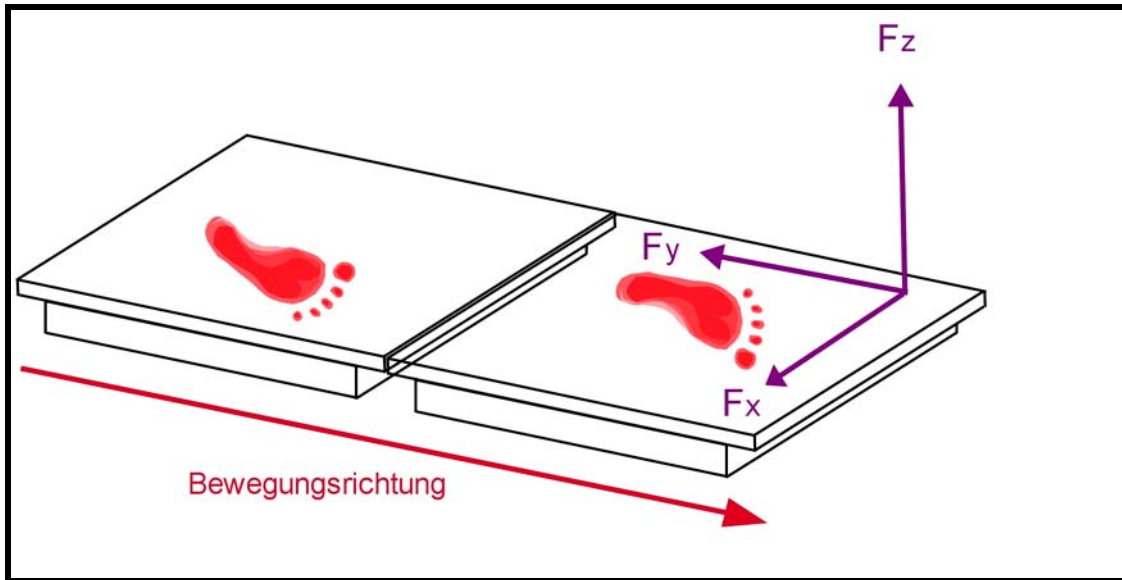


Abbildung 8 Lage der Kraftmessplatten

Jede Platte liefert 8 Komponenten, die mit einer Abtastfrequenz von 250 Hz gemessen werden. Die annähernde Gleichzeitigkeit der Einzelsignale resultiert aus einer Abtastfrequenz von 320 kHz. Aus den Signalen werden die drei Kraftkomponenten F_x , F_y und F_z , der Kraftangriffspunkt (a_x und a_y) und das freie Moment um die z-Achse M_z . (Abb. 9) berechnet.

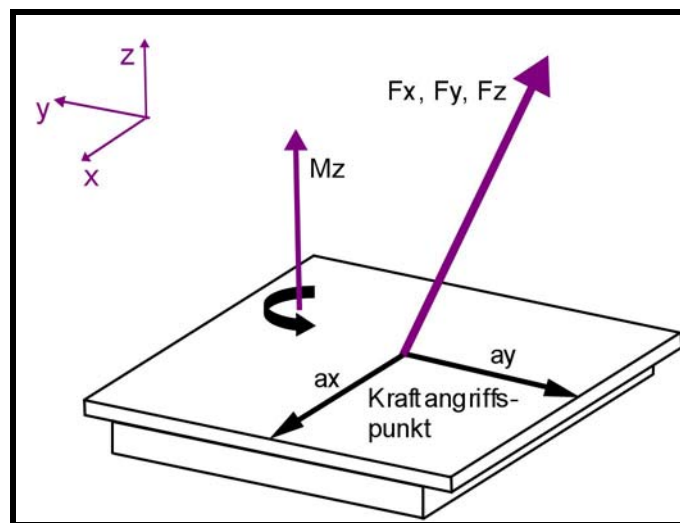


Abbildung 9 dynamische Komponenten Kraftmessplatte

3.2.1.1 Durchführung

Für die Messungen werden die ProbandInnen angewiesen eine Strecke im Ganglabor auf und ab zu gehen, die mit Abgangsmarken gekennzeichnet ist. Dabei sollten sie

mindestens 10-mal die in den Boden unauffällig eingelassenen Kraftmessplatten mit je einem Fuß zur Gänze treffen. Die aus Gehrichtung erste Platte muss jeweils 5-mal mit dem rechten und mit dem linken Bein gültig betreten werden. Aus diesen gültigen Versuchen wird ein sogenannter Belastungsbefund mit einer eigens erstellten Software des FIOT⁹ generiert. Grundlage für valide Messungen ist eine ausreichende Anzahl von verwerteten Schrittzyklen (5 links/rechts und 5 rechts/links Übergänge). Die Messung dauert etwa 2-3 Minuten und kann daher wöchentlich in den Therapieplan aufgenommen werden. Auf diese standardmäßige Durchführung des Belastungstests in der Ganganalyse konnte kein Einfluss genommen werden. (Kastner & Wagner 1997)

3.2.1.2 Parameter und Datenbearbeitung

Der generierte Belastungsbefund besteht aus einem Standardausdruck und einem Datenblatt über die Symmetrie der Belastungsmuster. Auf dem Belastungsbefund befinden sich unter anderem die Parameter Kontakt- und Bremszeit, Belastung- und Entlastungsmaximum, F Impuls in x,y und z Richtung sowie Abstoß- und Bremsimpuls in y Richtung. Der Standardausdruck (Abb. 10) zeigt Kraft-Zeit-Diagramme der Frontal-, Sagittal- und Vertikalkraft, die Belastungsunterschiede zwischen links (durchgezogene Linie) und rechts (strichlierte Linie) abbilden. Weiters sind ein Abrolldiagramm und einige Messwerte zu finden.

⁹ Forschungsinstitut für Orthopädiotechnik in Wien

Abbildung 10 Belastungsbefund Standardausdruck

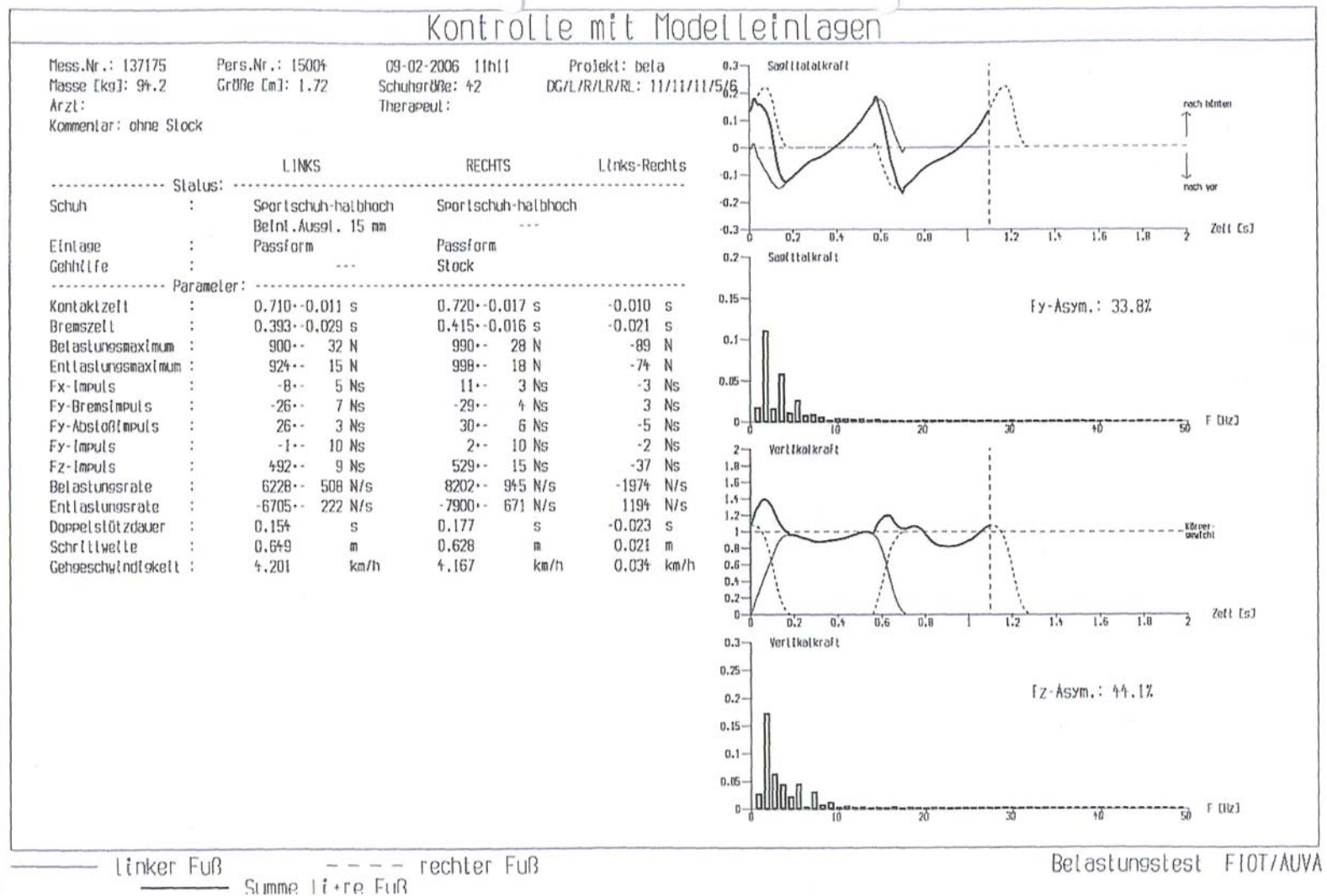
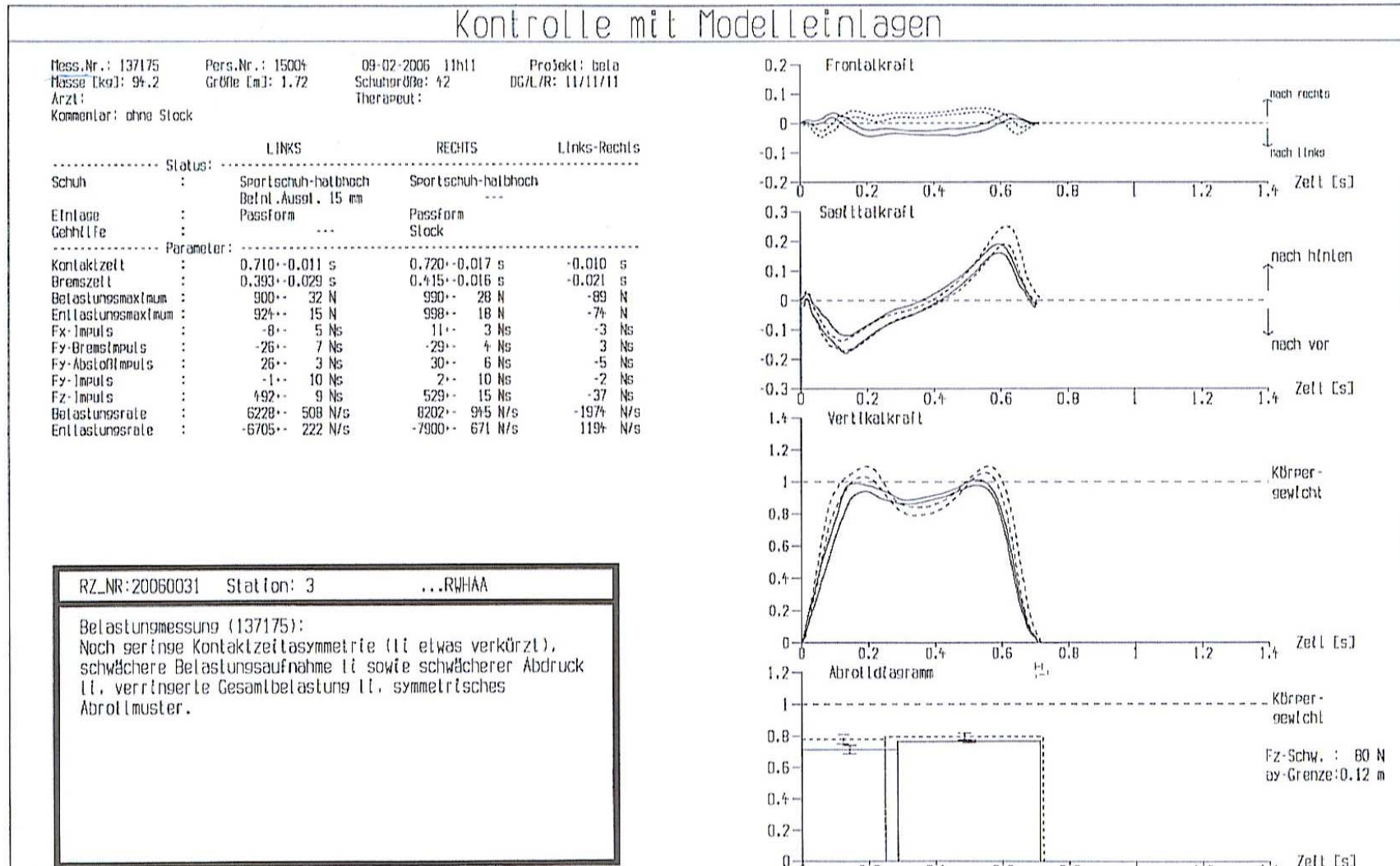


Abbildung 11 Belastungsbefund Datenblatt Symmetrie



Am Datenblatt Symmetrie (Abb. 11) werden Asymmetrien abgebildet, die durch zeitliche Verschiebungen in den links-rechts bzw. rechts-links Übergängen entstehen.

In Anlehnung an Perry (1992) werden für die Auswertung neben der Kontaktzeit (s) das Belastungsmaximum (Newton) und der Fz-Impuls (Ns) als vertikale und der Fy-Bremsimpuls und Abstoßimpuls (Ns) als anterior-posterior Variablen herangezogen. Die Variable Stützbeinkraft setzt sich aus dem Fz-Impuls, der Kontaktzeit und dem Körpergewicht zusammen. Sie wird wie folgt berechnet: Der Fz-Impuls wird durch die Kontaktzeit dividiert, sodass die Kraft Fz übrig bleibt, die durch das Körpergewicht dividiert wird. Sie gibt die Kraft in Fz-Richtung in % des Körpergewichts¹⁰ an, mit der ein Bein beim Gehen belastet wird.

Um die Daten vergleichbar zu machen, werden alle Variablen (ausgenommen *Kontaktzeit*) auch in Abhängigkeit des Körpergewichts in % berechnet:

- *Stützbeinkraft*
- *Belastungsmaximum*
- *Fy-Bremsimpuls*
- *Fy-Abstoßimpuls*
- *Fz-Impuls*

3.2.2 Maximalkrafttest

Die PatientInnen am Weißen Hof absolvieren ein vielfältiges Rehabilitations-Programm. Ein Teil davon ist das Krafttraining im Krafraum. Dieser verfügt über eine Beinkrafttrainingsmaschine (Funktionsstemma von Proxomed®¹¹), mit der unterschiedliche Krafttests durchgeführt werden können (s. Abb. 12).

¹⁰ Umrechnung in Newton: 1kg = 9,8061 Newton

¹¹ proxomed® Medizintechnik GmbH Daimlerstraße 6, D-63755 Alzenau



Abbildung 12 Funktionsstemma von Proxomed®

Für die Untersuchung wurde ein isometrischer Maximalkrafttest ausgewählt, da durch die Vermeidung von schnellen exzentrischen Muskelkontraktionen die Gefährdung bereits geschädigter oder verletzungsanfälliger Muskelstrukturen reduziert werden kann. (De Marées 2002, Fleischer 1997) Allerdings bleibt das Restrisiko von Verletzungen durch die Belastungsspitzen, sodass eine ärztliche Betreuung und Überwachung unerlässlich ist.

Der Krafttest mittels Funktionsstemma basiert auf den Prinzipien eines dynamometrischen Verfahrens. Sie ist mit einer Kraftmesszelle mit Dehnmessstreifen ausgestattet, die in einem Messbereich von 5 kN arbeitet. Der angegebene Messfehler liegt bei der Kraftmessung bei gesamt ~1-2% F.S. (Benutzerhandbuch CTT-BMC®).

Die Messmethode kann als semiobjektiv eingestuft werden, da die Messeinrichtung durch subjektive Faktoren, wie der Motivation der ProbandInnen, beeinflusst wird, deren Größe nicht bestimmt werden kann.

Der reale Aufbau der Messstation ist in Abbildung 13 fotografisch dargestellt. Die Funktionsstemma ist über einen A/D-Wandler und eine serielle Schnittstelle mit dem Computer verbunden, der mit der CTT-BMC® Software der Firma Proxomed® (Computergestütztes Test- und Trainingssystem Biofeedback Motor Control)¹² ausgerüstet ist. Diese ermöglicht unter anderem eine synchrone Beobachtung der erbrachten Kraftleistung am Trainingsgerät und zeigt die erreichten Kraftwerte an.

¹² Hersteller: BfMC® GmbH Naumburger Str. 28, D-4228 Leipzig



Abbildung 13 Aufbau der Messeinrichtung

Mit dem angeschlossenen Drucker können dadurch sofort Testprotokolle ausgedruckt werden (s. Abb. 14), auf denen die Daten der PatientInnen sowie Datum und Art der Durchführung des Tests vermerkt werden.

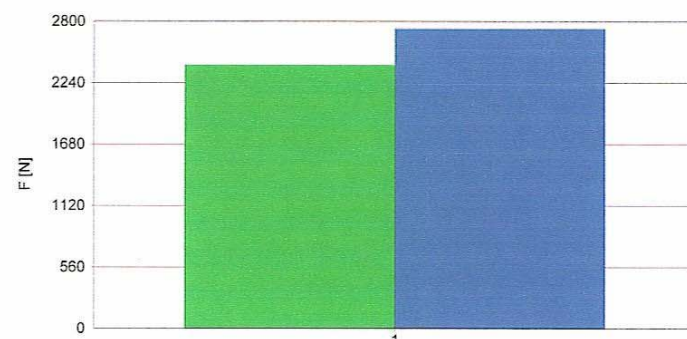
Testprotokoll															
	Test: Isometrische Maximalkraft Gerät: Funktionsstemme	Datum: 02.11.2005													
Name: Pat.-Nr.: Diagnose: knie li.		Therapeut: rwwro verletzte													
Testdauer: 3 Biofeedback: ja															
Ergebnisse zum Maximalkrafttest im Seitenvergleich: <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <thead> <tr style="background-color: #d3d3d3;"> <th style="width: 40%;">Gelenkantrieb</th> <th style="width: 15%;">Fmax li [N]</th> <th style="width: 15%;">Fmax re [N]</th> <th style="width: 30%;">Fdiff [N] / [%]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fuß-Knie-Hüfte - Ext</td> <td>2404 (3)</td> <td>2737 (3)</td> <td>-333 / 12</td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> </tr> </tbody> </table>				Gelenkantrieb	Fmax li [N]	Fmax re [N]	Fdiff [N] / [%]	Fuß-Knie-Hüfte - Ext	2404 (3)	2737 (3)	-333 / 12				
Gelenkantrieb	Fmax li [N]	Fmax re [N]	Fdiff [N] / [%]												
Fuß-Knie-Hüfte - Ext	2404 (3)	2737 (3)	-333 / 12												
Grafische Übersicht Isometrische Maximalkraft  Ausgedruckt mit Biofeedback Motor Control (Version 1.56)															

Abbildung 14 Testprotokoll Maximalkrafttest

Die Ergebnisse werden in tabellarischer und grafischer Form dargestellt und zeigen somit den Unterschied zwischen dem gesunden und verletzten Bein des/der PatientInn. Diese Werte (Newton) werden mit der CTT-BMC© Software schon beim Ergebnisausdruck auf

ganze Zahlen gerundet. Neben den absoluten Zahlen wird auch noch der Unterschied zwischen rechtem und linkem Bein in Prozent angegeben.

3.2.2.1 Durchführung

Die Einweisung der PatientInnen am Gerät wurde unter standardisierten Bedingungen durchgeführt und im weiteren Verlauf nur mehr Hilfestellungen bei Problemen gegeben.

Die Einschulung bestand aus folgenden Teilen:

1. Zu Beginn des ersten Tests wurde dem/der PatientIn eine einmalige Information über den Zweck der Messung und die Verwendung der Daten gegeben.
2. Eine verbale Bewegungsanweisung wurde durch gesundheitsrelevante Aspekte ergänzt. Die PatientInnen wurden auf die große Druckbelastung des Herzens während der Spannungsphase hingewiesen und angehalten auf eine gleichmäßige Atmung zu achten. Sie wurden angewiesen so kräftig wie möglich gegen die Fußplatte zu drücken und danach die Spannung in der Muskulatur langsam wieder abzubauen. Außerdem war es wichtig, dass das Becken während des gesamten Tests am Gerät blieb und nicht hochgehoben wurde.
3. Beschreibung des weiteren Ablaufs der Messung.

Die Position des/der ProbandIn (s. Abb. 15) wurde so gewählt, dass einerseits eine optimale Funktionsfähigkeit der Beinstrecker gewährleistet, und andererseits die notwendige Belastung der teilweise verletzten Strukturen der PatientInnen so gering wie möglich gehalten wurde. Dazu wurde der Oberkörper der Person waagrecht positioniert und ein Ausgangswinkel von 130° zwischen Ober- und Unterschenkel angestrebt. Somit kam es bei der Ausführung des Tests zu keiner völligen Streckung des Kniegelenks - was sich negativ auf dessen Strukturen auswirken könnte.

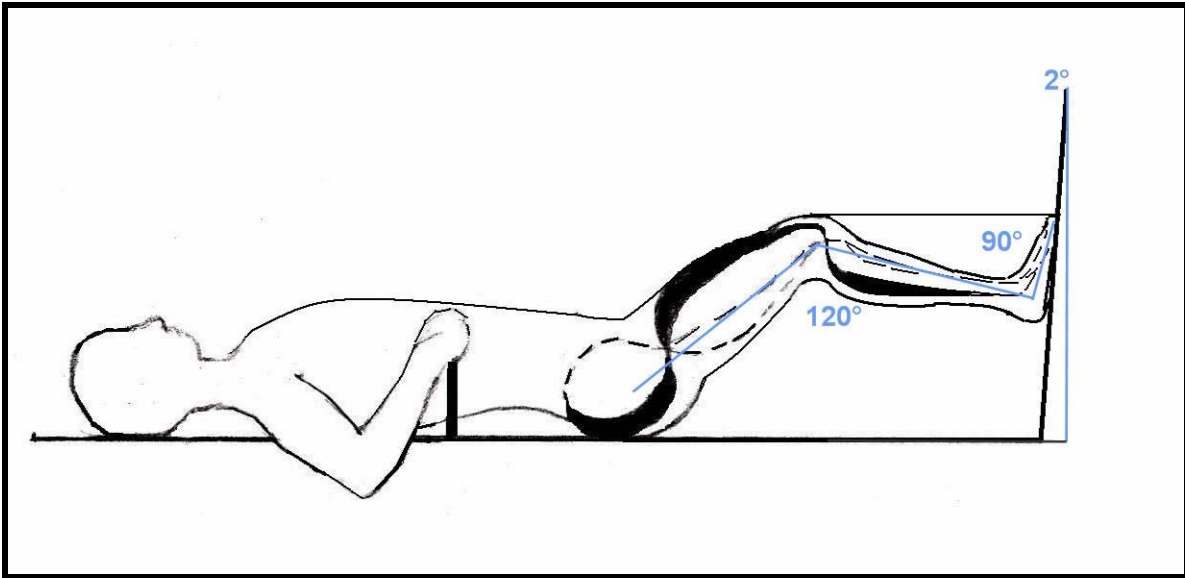


Abbildung 15 Position Maximalkrafttest

Folgende Grundeinstellung des Gerätes wurde vorgenommen: Die Fußplatte hatte eine Neigung von 2° hinter der Senkrechten und die Lehne war waagrecht.

Der/Die ProbandIn wurde aufgefordert sich hinzusetzen, den Oberkörper zurück zu lehnen und beide Füße auf die Fußplatte zu stellen. (s. Abb. 15 und 16) Dabei sollten Oberkante Fuß und Knie eine Linie bilden. Der Kniewinkel¹³ betrug in der Ausgangsposition etwa 130°, was mithilfe eines mechanischen Goniometers überprüft wurde: Der Drehpunkt wurde am lateralen Kniegelenksspalt angelegt und die beiden Schenkel zeigten zum Trochanter major und Maleolus lateralis. Die Sitzposition und die Einstellung der Schulterstützen wurden danach für jede/n ProbandIn individuell angepasst. Um die Einstellungen zu überprüfen drückte der/die ProbandIn einmal leicht gegen die Fußplatte. In diesem Zustand durfte das Knie auf keinen Fall in eine völlige Extension kommen und der Winkel zwischen Fußlängsachse und Unterschenkel sollte 90° betragen.

Während des Tests wurde darauf geachtet, dass der/die ProbandIn in der gewünschten Position blieb und nicht durch Ausgleichsbewegungen den Test verfälschte.

¹³ Winkel zwischen Oberschenkel und Unterschenkel dorsal



Abbildung 16 Position des Probanden während isometr. Maximalkrafttest

Nach einer Aufwärmphase von 8 - 10 Minuten an anderen Geräten wurde die Person auf der Funktionssternme eingeschult (s. o.).

Das Aufwärmen für das Krafttraining der PatientInnen am Weißen Hof ist unterschiedlich, da sie individuelle Trainingspläne bekommen und selbst dafür verantwortlich sind. Daher war die Aufwärmphase für die Untersuchung nicht standardisierbar.

Insgesamt wurden pro Test 3 Durchgänge gemacht. Das linke und das rechte Bein wurden getrennt von einander gemessen. Während eines Durchgangs wurde pro Bein einmal gedrückt. Das andere Bein wurde während des Tests in der Luft gehalten und nicht zur Hilfe genommen. Begonnen wurde immer mit dem gesunden Bein, das im Verlauf der Körperlängsachse auf der Fußplatte positioniert war. Der Fuß wurde also etwa eine halbe Fußbreite Richtung Körpermitte versetzt.

Das andere Bein hatte während des Tests keinen Kontakt mit der Fußplatte. Der Proband hatte 3 Sekunden Zeit um die Maximalkraft zu entwickeln, dieser Zeitraum wurde so gering gewählt um die Beanspruchung des verletzten Gewebes zu minimieren. Zwischen den Tests waren 10 Sekunden Pause. Das Messintervall betrug insgesamt 15 Sekunden, da 5 Sekunden Countdown dazukamen. Der Bildschirm wurde so gedreht, dass der Patient auch selbst die Möglichkeit hatte den Countdown des Programms bis zum Start zu sehen und auch die erzielten Kraftkurven (Kraft-Zeit-Diagramm). Der beste Versuch wurde gewertet.

Auf einem Fragebogen (s. Anhang) wurden - neben den für die Organisation der Daten wichtigen Fakten - 5 Fragen vermerkt, die unmittelbar nach dem Maximalkrafttest ausgefüllt wurden und die von Interesse für das Testergebnis waren.

Dazu zählte das Training der ProbandInnen (Rehabilitationsplan), das sie am Tag des Tests bereits absolviert hatten. Da die PatientInnen ein umfangreiches Programm von Schwimmen über Gymnastik oder auch Töpfern absolvieren, wurde die Belastung für die unteren Extremitäten gemeinsam mit dem/der betreuenden SportlehrerIn eingeschätzt. Dabei wurden nur die Einheiten (in h) berücksichtigt, die nach 10 Uhr am Vormittag stattfanden, da die Maximalkrafttests zwischen 14 und 15 Uhr durchgeführt wurden. Die Trainingsintensität sollte sich jedoch weniger auf eine Differenz der Kraftwerte zwischen dem gesunden und kranken Bein auswirken, da auch das gesunde Bein durch die Belastung geschwächt wurde. Das Schmerzempfinden im verletzten Bein während der Tests wurde mittels einer VAS Skala erhoben, die von der/dem ProbandIn selbst ausgefüllt wurde. Allerdings zeigte sich das Auftreten der Schmerzen diffizil. Während ein/e ProbandIn während der Bewegungsausführung Schmerzen hatte, war bei dem/der anderen erst das Lösen des Beines ein Problem. Im zuletzt genannten Fall wurde das Schmerzempfinden auch berücksichtigt, da der Test pro Bein 3-mal ausgeführt wurde. Zur Kontrolle mussten die Probanden auch angeben, ob sie im gesunden Bein Schmerzen hatten.

Wie es sich in den probeweise durchgeführten Vortests herausgestellt hatte, hing die Leistungsbereitschaft der ProbandInnen auch von der allgemeinen Befindlichkeit ab. Eine weitere VAS Skala zur Angabe des Müdigkeitsempfindens sollte Rückschlüsse auf einen weiteren Faktor geben, der sich auf die Motivation auswirkte. Zuletzt wurde noch abgefragt, ob der/die PatientIn unter Einfluss von Medikamenten stand. In diesen Fällen wurde von der zuständigen Ärztin entschieden, ob das Medikament die Leistungsbereitschaft beeinflusst hat.

3.2.2.2 Parameter und Datenbearbeitung

Aus den Messwerten der vorliegenden Messeinrichtung wurden die kinetischen Merkmale isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge des linken und rechten Beines in Newton gewonnen. Aufgrund der Stammdaten der ProbandInnen wurden die Werte den Variablen der Maximalkraft für das verletzte und gesunde Bein zugeordnet. Aus ihnen wurden dann die auf das Körpergewicht¹⁴ normierten Variablen *Beinkraft verletztes* und

¹⁴ Umrechnung Körpermasse in Newton: 1kg = 9,8061 Newton

Beinkraft gesundes Bein errechnet, die für die isometrische Maximalkraft des verletzten und gesunden Beines der Beinstreckschlinge in % stehen. Die isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge bezogen auf das Körpergewicht wird in der weiteren Arbeit als Beinkraft bezeichnet.

3.3 Statistische Vorgehensweise

Zur Überprüfung der Hypothesen und Auswertung der Daten wird das Statistikprogramm „SPSS – 9.0 für Windows“ herangezogen. Dieses Softwarepaket ermöglicht die Auswertung und Analyse statistischer Prozesse.

Die Daten der *Stichprobe Pilotstudie* werden in erster Linie einer deskriptiven Analyse unterzogen. Die Repräsentativität dieser Stichprobe ist aufgrund des kleinen Umfangs gering. Aus diesem Grund werden Fragestellungen wie zu den geschlechts- oder altersspezifischen Merkmalen nicht herausgearbeitet.

Bei den ProbandInnen handelt es sich um Personen mit sehr unterschiedlichen körperlichen Voraussetzungen, die mitunter einen großen Einfluss auf die gemessene Muskelkraft haben. Der Body Mass Index bietet zwar keine Aussage über das Verhältnis von Muskelkraft und Körpergewicht, allerdings zeigt seine Spannweite bei der *Stichprobe gesamt* von 19,5 bis 36,4 die unterschiedliche körperliche Konstitution der Probanden. Zur besseren Vergleichbarkeit der Daten werden daher die Parameter ausgenommen der Kontaktzeit relativ zum Körpergewicht betrachtet.

Zur Überprüfung der Hypothesen werden die Daten der *Stichprobe gesamt* (n=43) herangezogen. Diese Stichprobe besteht aus den Daten von zwei Messwiederholungen, einem Erst- und einem Endtest zu Beginn und am Ende der Rehabilitationsphase, wobei es sich um einen Zeitunterschied zwischen den Messungen von 3 bis 6 Wochen handelt. Um die Werte des gesunden und verletzten Beines in eine Beziehung zu bringen, wird ihre Differenz gebildet:

$$\Delta \text{ ges-verl}^{15} = \text{Wert gesundes Bein} - \text{Wert verletztes Bein}$$

Aus den daraus berechneten Werten für den Erst- und den Endtest wird die Gesamtdifferenz der einzelnen Parameter gebildet:

$$\Delta \text{ gesamt} = \Delta \text{ ges-verl Erstmessung} - \Delta \text{ ges-verl Endmessung}$$

¹⁵ verl=verletztes Bein; ges=gesundes Bein

Dabei entsteht zwar ein Informationsverlust, aber der Vorteil der Bildung dieser Gesamtdifferenz liegt in der besseren Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Parameter.

Bei allen für die Untersuchung verwendeten statistischen Verfahren wird von einem Signifikanzniveau von $\alpha \leq 0,05$ ausgegangen. (Bös 2004, Bortz 1999, Untersteiner 2007)
Der Test auf Normalverteilung der Daten anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests lässt zwar die Annahme einer Normalverteilung für die Stichproben zu, allerdings werden aufgrund der geringen Anzahl und der Struktur der Daten für die statistischen Verfahren parameterfreie Tests vorgezogen.

Zur Untersuchung des Unterschiedes der Parameter hinsichtlich ihrer zentralen Tendenz werden der Wilcoxon und der Friedman Test verwendet. Der Test von Wilcoxon gibt an, ob sich zwei abhängige Stichproben in ihrer zentralen Differenz erheblich unterscheiden. Mit dem Friedman Test können mehrere abhängige Stichproben verglichen werden.

Für die Überprüfung des Zusammenhangs wird der parameterfreie Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman berechnet.

Der Parameter isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge wird als Prädiktor verwendet für die abhängigen Variablen des Belastungstests.

3.4 Auswertung und Ergebnisse

3.4.1 Stichprobe Pilotstudie

3.4.1.1 Isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge

Betrachtet man die Diagramme in Abb. 17 hinsichtlich der Entwicklung der Maximalkraftwerte nach 1 Woche Rehabilitation, fällt auf, dass es beim verletzten Bein zu größeren Schwankungen kommt, als beim gesunden Bein. Besonders markant ist, dass 10 der 11 ProbandInnen eine Verbesserung der Werte des verletzten Beines bei der 2. Messwiederholung erreichen. Umso überraschender charakterisiert sich die 3. Messwiederholung. 7 ProbandInnen lassen eine Verschlechterung der Maximalkraftwerte des verletzten Beines im Vergleich zur Vorwoche erkennen. Die Ergebnisse von 4 ProbandInnen fallen sogar unter den Wert ihrer Erstmessungen.

Anders zeigt sich das Bild bei den Messungen am gesunden Bein. Bei 9 von 11 ProbandInnen erkennt man eine Verschlechterung der Werte von der 1. zur 2.

Messwiederholung. Lediglich 5 ProbandInnen erreichen eine Steigerung der Kraftwerte bei der 3. Messwiederholung, die über die Werte der Erstmessung hinausgehen.

Insgesamt lässt sich eine positive Veränderung am deutlichsten beim verletzten Bein von der 1. zur 2. Messung erkennen (Abb. 17). Die Ergebnisse der Messwiederholungen am gesunden Bein weisen relativ gleichbleibende Werte auf. Interessant ist auch, dass sich der Median des verletzten Beines von der 1. zur 3. Messung nur geringfügig verändert (s. Tab. 6)

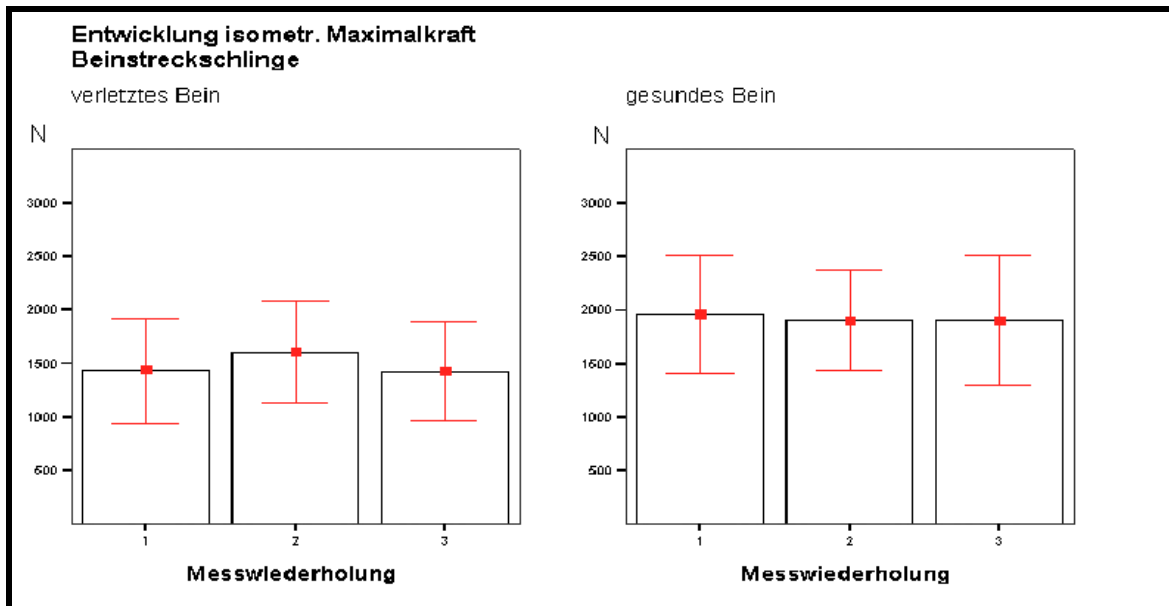


Abbildung 17 Mittelwerte isometr. Maximalkraft der Beinstreckschlinge Stichprobe Pilotstudie

Bei der unmittelbaren Gegenüberstellung des verletzten und gesunden Beines mit den Kraftwerten normiert auf das Körpergewicht (s. Abb. 18) verringert sich die Differenz der beiden Gliedmaßen bei 7 Probanden. Es zeigt sich aber auch, dass im Fall der Probandin 3 bei der Erstmessung sogar ein höherer Wert mit dem verletzten Bein erreicht wurde. Die Probandin (BMI 21,9) mit einer vorderen Kreuzbandruptur gab bei keiner Messung an, Schmerzen im verletzten Bein zu haben. Ebenfalls auffällig ist die Entwicklung bei Proband 11. Bei diesem Probanden (BMI 29,77) mit einer Fraktur des lateralen Tibiakopfes ist bei der letzten durchgeführten Messung ein Unterschied von 1388 Newton zugunsten des gesunden Beines feststellbar. Er gab bei der 1. Messung eine Abschätzung der Schmerzen von 72% auf der VAS Skala an und bei der 3. Messung nur mehr 31%. Dennoch verschlechterte sich der Wert des verletzten Beines. Diese beiden Beispiele demonstrieren die unterschiedlichen Voraussetzungen der ProbandInnen.

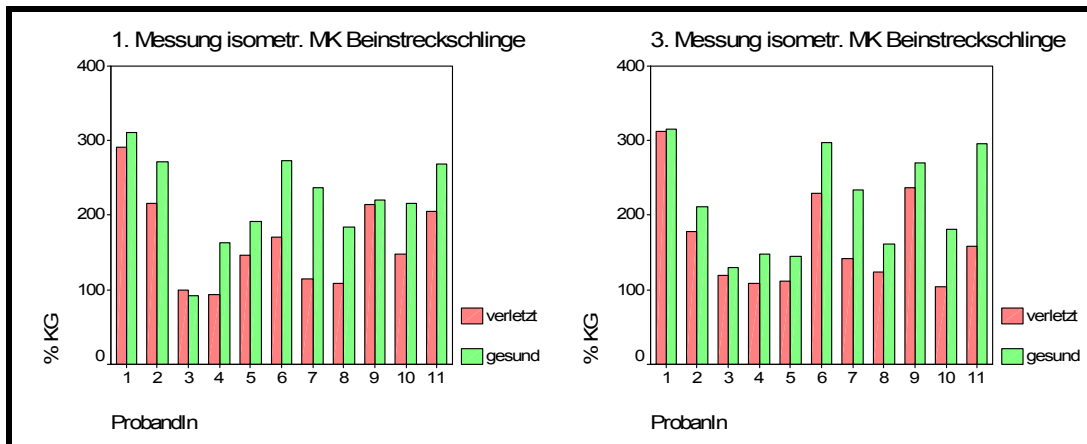


Abbildung 18 isometr. Maximalkraft Beinstreckschlinge verletztes und gesundes Bein
Stichprobe Pilotstudie

Die Betrachtung der statistischen Maßzahlen für den Krafttest zeigt einerseits eine große Spannweite der Werte, andererseits eine deutliche Steigerung des verletzten Beines bei der 2. Messung, die aber zur 3. wieder abnimmt (s. Tabelle 6).

Tabelle 6 statistische Kenngrößen isometr. Maximalkraft (Newton) der Beinstreckschlinge
Stichprobe Pilotstudie

	1. Woche		2. Woche		3. Woche	
	verletzt	gesund	verletzt	gesund	verletzt	gesund
N	11	11	11	11	11	11
Median	1354	1985	1607	1981	1411	1821
Spannweite	1621	2180	1799	1816	1738	2232
Standardabweichung	492	554	477	468	459	598
Schiefe	0,07	-1,67	-0,11	-1,37	0,73	0,18

Die negative Schiefe der Verteilung bei den Werten des gesunden Beines zeigt, dass die Normalverteilungskurve zu den größeren Werten verschoben ist.

Die Motivation der ProbandInnen beim Krafttest war sehr hoch und aus Abbildung 19 wird ersichtlich, dass trotz angegebenem Schmerzempfinden hohe Maximalkraftwerte von den ProbandInnen erreicht wurden.

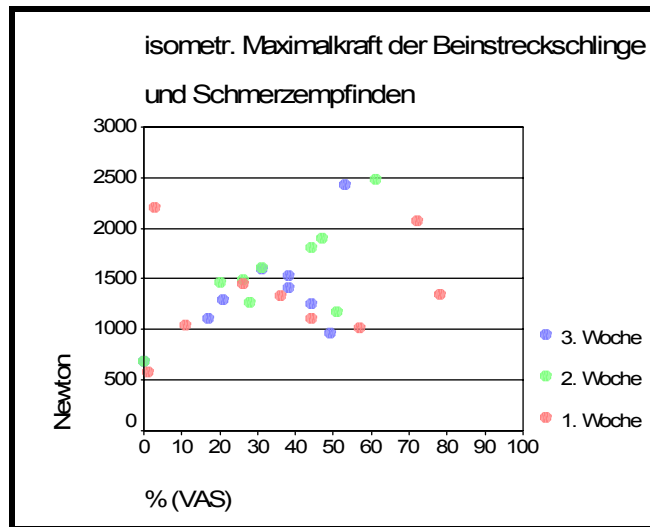


Abbildung 19 isometr. MK Beinstreckschlinge und Schmerzempfinden Stichprobe Pilotstudie

3.4.1.2 Kinetische Parameter des Belastungstests

Die Werte der Bodenreaktionskraftmessplatten bei der Ganganalyse werden in Tabelle 7 anhand deskriptiver Maßzahlen dargestellt und anschaulich gemacht.

Tabelle 7 statistische Kenngrößen Parameter Belastungstest Stichprobe Pilotstudie

	Kontaktzeit(s)			Belastungsmaximum(N)			Fy-Bremsimpuls(Ns)		
Messung	1.	2.	3.	1.	2.	3.	1.	2.	3.
verletzt									
Median	0,736	0,705	0,710	881	881	900	24	24	23
SD	0,08	0,07	0,07	228,61	247,32	230,96	6,20	6,77	6,71
SW	0,254	0,243	0,241	693	726	658	20	21	22
gesund									
Median	0,762	0,724	0,724	1004	989	990	30	29	29
SD	0,08	0,07	0,07	276,97	277,52	264,07	7,03	8,26	8,85
SW	0,261	0,232	0,24	877	882	817	21	25	26
	Fy-Abstoßimpuls(Ns)			Fz-Impuls(Ns)			Stützbeinkraft (%KG)		
Messung	1.	2.	3.	1.	2.	3.	1.	2.	3.
verletzt									
Median	27	27	26	510	509	505	71,45	71,64	71,20
SD	7,46	7,97	7,42	117,11	117,09	121,92	3,88	3,23	2,99
SW	25	24	21	330	356	387	12,68	9,73	10,79
gesund									
Median	30	30	30	594	581	557	76,81	77,63	76,73
SD	7,19	7,27	7,25	146,48	133,87	139,74	1,68	2,06	2,95
SW	18	22	24	413	389	429	5,15	6,53	9,54
SD=Standardabweichung, SW=Spannweite, KG=Körpergewicht									

Die Variable *Kontaktzeit* gibt an, wie lange der Fuß während der Stützphase Bodenkontakt hat. Der Median der Kontaktzeit zeigt eine Verkürzung im Verlauf der Messungen sowohl beim verletzten als auch beim gesunden Bein, was auf ein erhöhtes Gangtempo zurückgeführt werden kann. Das *Belastungsmaximum* (Abb. 20) zeigt die höchste gemessene Kraft in Fz-Richtung an. Die Höhe ändert sich bei unterschiedlicher Ganggeschwindigkeit und macht beim normalen Gang etwa 110% des Körpergewichtes aus. Die steigenden Werte sprechen ebenfalls für eine höheres Gangtempo der ProbandInnen in Verlauf der Rehabilitation. In Abbildung 20 sind zudem die höheren *Belastungsmaxima* des gesunden Beines im Vergleich zum verletzten erkennbar.

Die *Fy Impulse* der vertikalen Komponente und die *Stützbeinkraft* bleiben annähernd gleich. Der *Fz Impuls* nimmt im Mittel ab, beim gesunden Bein deutlicher als beim verletzten.

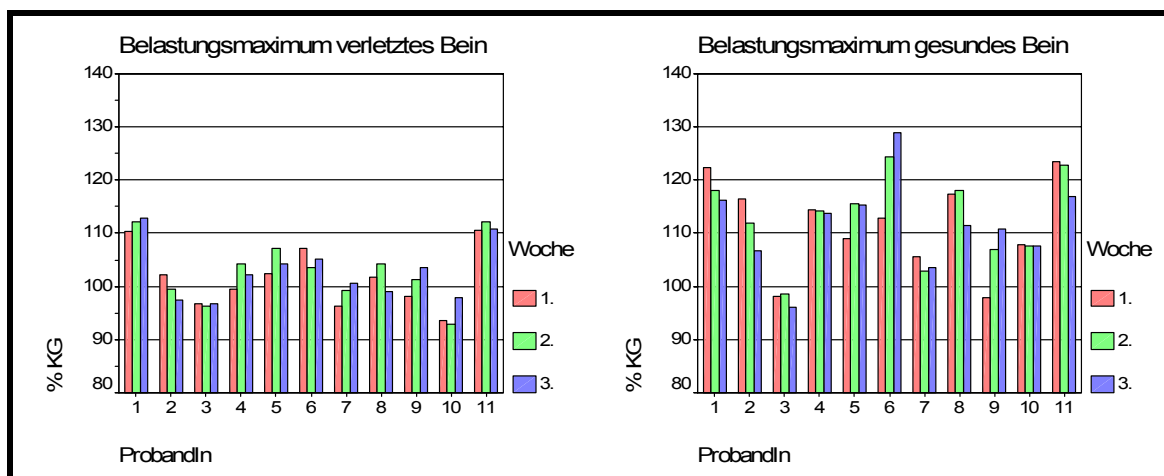


Abbildung 20 Belastungsmaximum Stichprobe Pilotstudie

3.4.1.3 Entwicklung der Differenz zwischen gesundem und verletztem Bein

Die Differenz wurde anhand der normierten Parameter berechnet. Abbildung 21 zeigt die Differenz zwischen gesundem und verletztem Bein im Verlauf der 3 Messwiederholungen. Mittels des Friedman Tests wurde überprüft, ob signifikante Unterschiede zwischen den Werten der Messwiederholungen bestehen. Auch nach Ausschluss von Extremwerten¹⁶ zeigt sich kein signifikantes Ergebnis.

¹⁶ Definition Extremwert nach SPSS: liegen mehr als das 3fache des Interquartilabstandes von der Box entfernt, die den Interquartilabstand darstellt, in dem 50% der mittleren Werte liegen.

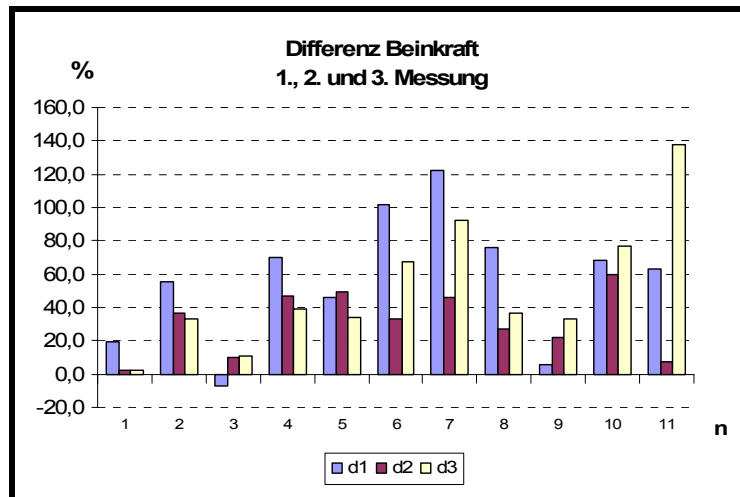


Abbildung 21 Differenz Beinkraft % 1. -3. Messung Stichprobe Pilotstudie

Betrachtet man die einzelnen Fälle in Abb. 21, ist nur bei 2 ProbandInnen eine stetige Abnahme der Differenz der Beinkraftwerte von der 1. zur 3. Messung zu beobachten. Interessant ist die Entwicklung von 1. zu 2. Messung. Bei 8 ProbandInnen ist eine deutliche Abnahme der Differenz von der ersten zur zweiten Messwiederholung zu sehen. Die Ursache dafür liegt in der positiven Entwicklung des verletzten Beines bis zur zweiten Messung, die aber bis zur 3. Messung nicht aufrecht erhalten werden kann (s. Abb. 17). Zusätzlich zur Steigerung der isometr. Maximalkraft des verletzten Beines, gibt es beim gesunden Bein eine leichte Abnahme

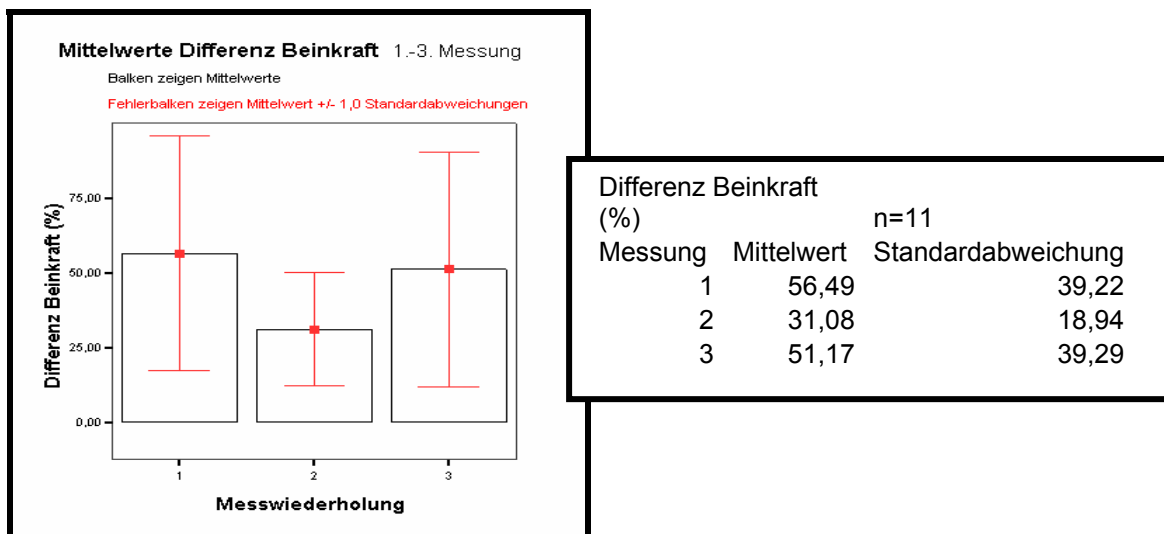


Abbildung 22 Differenz Mittelwerte Beinkraft Stichprobe Pilotstudie

Bei der Überprüfung dieser beiden Messungen hinsichtlich des Durchschnitts der Testergebnisse mittels Wilcoxon Test zeigt sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,033$):

Die Differenz der Beinkraft verkleinert sich von der ersten zur zweiten Messung. Nicht signifikant ist das Ergebnis beim Vergleich der 2. und 3. Messung.

Die Parameter des Belastungstests in der Ganganalyse werden mittels Friedman Test auf signifikante Unterschiede überprüft. (s. Anhang) Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede in den Tendenzen aller 3 Messwiederholungen festgestellt werden.

Bei der differenzierten Betrachtung der Messwiederholungen kann ein signifikanter Unterschied der Differenzen bei der 1. und 3. Messwiederholung gefunden werden. Die Differenz des *Fz Impulses* wird bei der 3. Messung signifikant kleiner ($p=0,033$)

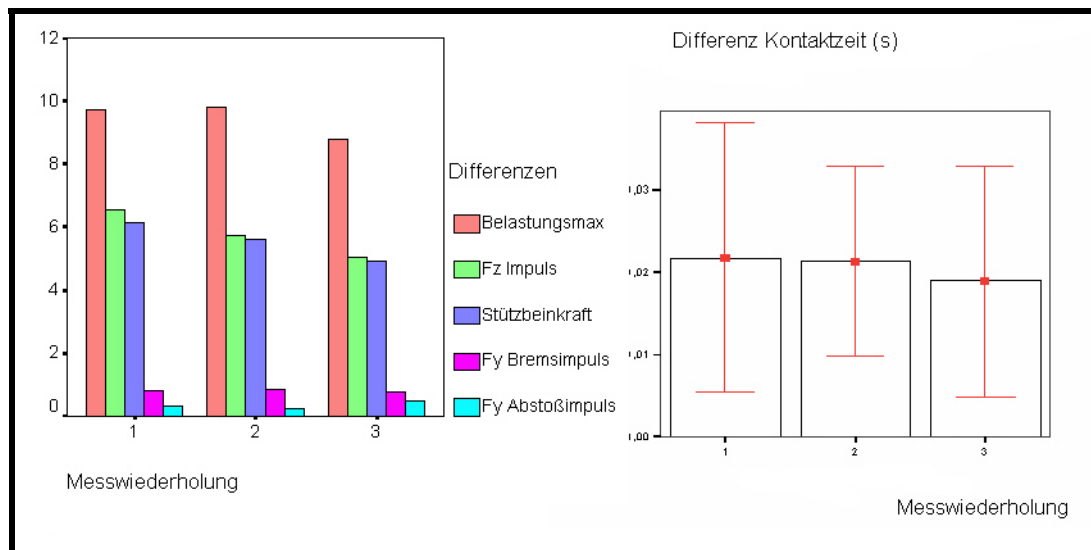


Abbildung 23 Darstellung Mittelwerte der Differenz Parameter Belastungstest *Stichprobe Pilotstudie*

3.4.2 Stichprobe gesamt

Bei der explorativen Datenanalyse des Belastungstests fällt auf, dass sich die *Stützbeinkraft* des verletzten Beines im Mittel verbessert, beim gesunden Bein jedoch annähernd gleich bleibt. Beide Fy-Impulse sowie das *Belastungsmaximum* für verletztes und gesundes Bein nehmen von der Erstmessung zur Endmessung zu, der *Fz-Impuls* verringert sich.

Tabelle 8 Deskriptive Statistik verletztes/gesundes Bein (%) *Stichprobe gesamt*

verletztes Bein (n=43)					gesundes Bein (n=43)				
Erstmessung	Mittelwert	SD	Min	Max	Erstmessung	Mittelwert	SD	Min	Max
Beinkraft	150,76	59,79	39,10	291,10	Beinkraft	190,83	72,83	56,95	376,27
Stützbeinkraft	71,77	5,22	53,50	78,30	Stützbeinkraft	78,29	3,36	73,05	89,01
Belastungsmax	101,16	6,88	80,84	116,36	Belastungsmax	110,24	8,95	96,57	134,72
Fy-Bremsimp	2,51	0,57	1,09	3,74	Fy-Bremsimp	3,18	0,45	2,19	4,18
Fy-Abstoßimp	2,75	0,48	1,47	3,56	Fy-Abstoßimp	3,35	0,51	2,37	5,15
Fz-Impuls	56,83	7,41	44,85	86,55	Fz-Impuls	65,03	8,74	53,17	99,89
Kontaktzeit(s)	0,76	0,10	0,61	1,21	Kontaktzeit(s)	0,78	0,15	0,09	1,19
Endmessung	Mittelwert	SD	Min	Max	Endmessung	Mittelwert	SD	Min	Max
Beinkraft	173,92	65,83	51,00	364,90	Beinkraft	208,93	73,17	83,28	414,45
Stützbeinkraft	73,66	4,66	55,20	82,40	Stützbeinkraft	78,84	3,46	71,82	87,34
Belastungsmax	104,48	5,62	89,23	112,86	Belastungsmax	112,42	9,13	86,52	134,36
Fy-Bremsimp	2,55	0,53	1,47	3,76	Fy-Bremsimp	3,25	0,50	1,98	4,26
Fy-Abstoßimp	2,91	0,53	1,18	3,87	Fy-Abstoßimp	3,47	0,60	2,26	4,94
Fz-Impuls	55,81	6,42	40,89	79,58	Fz-Impuls	62,16	7,67	48,38	87,00
Kontaktzeit(s)	0,73	0,08	0,57	1,03	Kontaktzeit(s)	0,76	0,09	0,58	1,12

Wie aus Tabelle 8 ersichtlich wird, lassen die kürzeren *Kontaktzeiten* des verletzten und des gesunden Beines bei der Endmessung auf ein tendenziell höheres Gangtempo schließen. Die Werte in der vertikalen Ebene zeigen geringe Steigerungen der Mittelwerte bei der Endmessung, wobei der *Fy Bremsimpuls* annähernd gleich bleibt.

Die Testergebnisse für die isometrische Maximalkraft der Beinstreckschlinge weisen große Unterschiede in den Merkmalsausprägungen auf. Abbildung 24 stellt die Entwicklung der Mittelwerte und die Standardabweichung der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge dar.

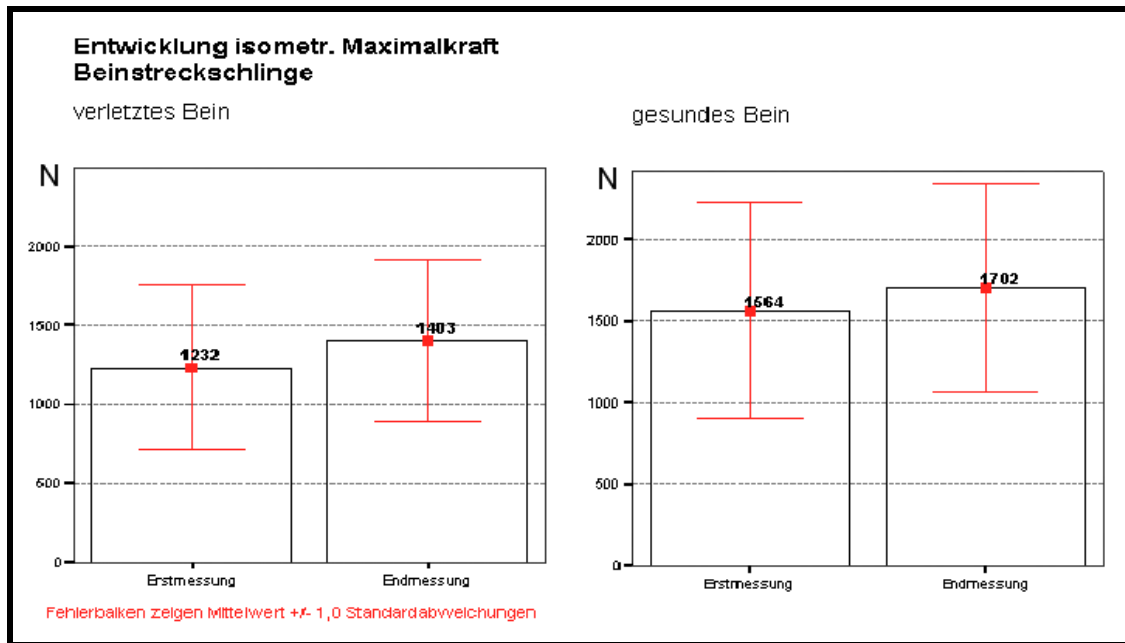


Abbildung 24 Mittelwerte isometr. Maximalkraft Beinstreckschlinge Stichprobe gesamt

Die Mittelwerte sowohl für das gesunde als auch für das verletzte Bein zeigen eine Steigerung vom Erst- zum Endtest, wobei die Zunahme beim verletzten Bein rund 5% mehr als beim gesunden Bein ausmacht.

Diese Zunahme unterscheidet die zwei Stichproben voneinander. Eine mögliche Ursache dafür könnte der undefinierte Zeitrahmen der Messwiederholungen der *Stichprobe Projekt Kraft-Gang* haben, die mit $n=32$ Fällen in der *Stichprobe gesamt* vertreten ist. Eine Messwiederholung nach 3 Wochen zeigt bei der *Stichprobe Pilotstudie* keine deutliche Veränderung der Mittelwerte bei der isometrischen Maximalkraft. Neben dem Zeitrahmen kann auch der Erhebungszeitraum eine Rolle spielen, der bei der *Stichprobe Projekt Kraft-Gang* 3 Jahre betrug und bei der *Stichprobe Pilotstudie* ein halbes Jahr.

3.4.2.1 Entwicklung der Differenz zwischen gesundem und verletztem Bein

Im Vergleich der Mittelwerte der Beinkraft ist eine Reduzierung der Differenz bei der Endmessung festzustellen, wobei die Standardabweichung bei der Erstmessung etwa dem Mittelwert entspricht und bei der Endmessung sogar etwas größer ist. Bei genauerer Betrachtung wird ersichtlich, dass es sowohl in der Entwicklung als auch im Verhältnis vom gesunden und verletztem Bein Unterschiede gibt (s. Abb. 26).

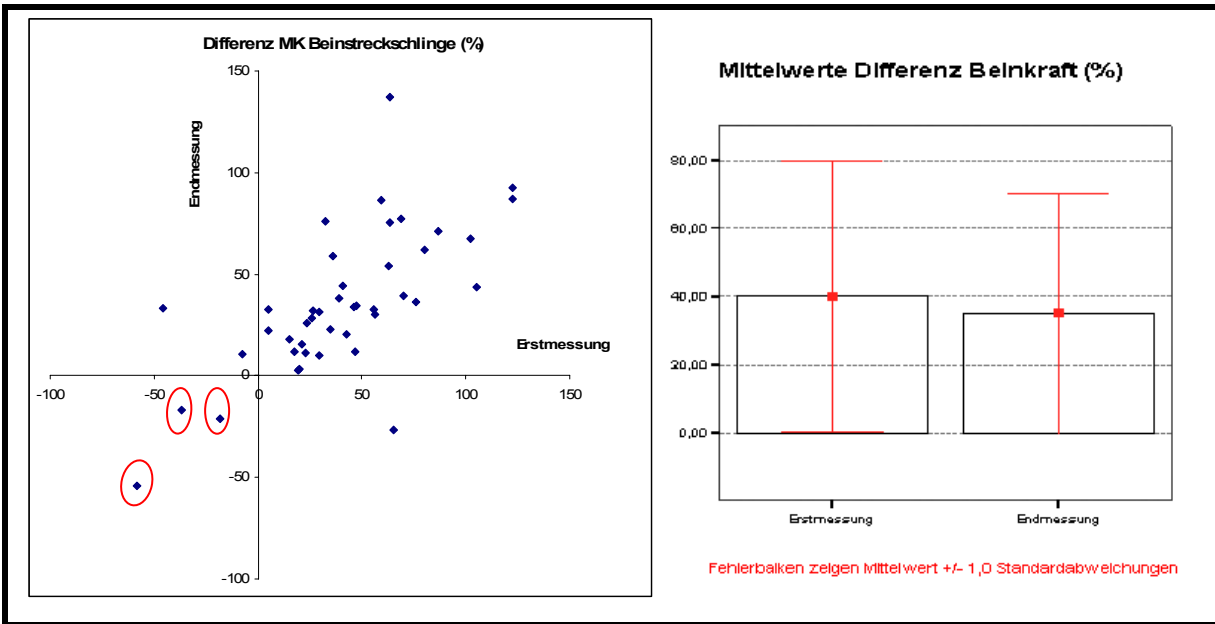


Abbildung 25 Differenz Beinkraft (%) Stichprobe gesamt

In den 3 Fällen (rot eingerahmt) der Abbildung 25 ist sowohl bei der Erstmessung als auch bei der Endmessung die Kraft des verletzten Beines größer, als die des Gesunden. Das zeigt sich auch in einer negativen Differenz. Bei der Überprüfung der Daten konnte allerdings kein Fehler in der Datenauswertung gefunden werden. Zwei dieser Probanden haben eine Schienbein- und einer eine Fersenbeinfraktur. Das inverse Verhältnis von verletztem zu gesundem Bein zeigt sich in der Ganganalyse nicht mehr. Dort sind die Werte des gesunden Beines größer. Neben dieser Auffälligkeit wird aus der Abbildung auch die Spannweite und große Varianz der Verteilung ersichtlich.

Alle Parameter des Belastungstests zeigen eine Verminderung des Mittelwertes der Differenz von der Erst- zur Endmessung (s. Abb. 26).

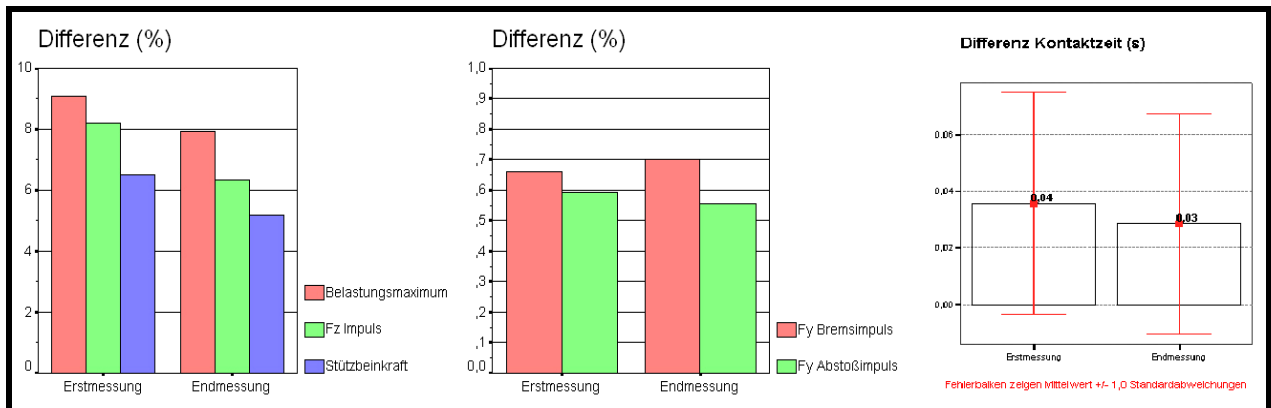


Abbildung 26 Mittelwerte Differenz Parameter Belastungstest Stichprobe gesamt

Bei den statistischen Kenngrößen zeigt sich ein ähnliches Verhältnis zwischen Mittelwert und Standardabweichung der einzelnen Parameter wie bei der Beinkraft (s. Tab.9).

Tabelle 9 statistische Kenngrößen Differenz Parameter Belastungstest Stichprobe gesamt

n=43	Differenz Parameter Belastungstest			
Erstmessung	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
Kontaktzeit (s)	0,04	0,04	-0,02	0,15
Belastungsmax(%)	9,08	8,26	-4,13	36,59
Fy Bremsimpuls (%)	0,66	0,70	-1,39	2,27
Fy Abstoßimpuls (%)	0,59	0,71	-0,67	2,56
Fz Impuls (%)	8,20	6,68	-0,65	28,72
Stützbeinkraft (%)	6,52	5,01	-1,24	21,60
Endmessung				
Kontaktzeit (s)	0,03	0,04	-0,05	0,18
Belastungsmax(%)	7,95	6,93	-6,45	23,78
Fy Bremsimpuls (%)	0,70	0,63	-0,55	2,80
Fy Abstoßimpuls (%)	0,55	0,74	-0,84	2,38
Fz Impuls (%)	6,34	5,84	-0,17	29,39
Stützbeinkraft (%)	5,18	3,98	-0,84	16,63

Anhand der folgenden Abbildung 27 werden die kinetischen Parameter der Ganganalyse mit der Beinkraft verglichen. Die grafische Darstellung der Parameter der Erst- und Endmessung mittels Streudiagrammen lässt keine deutliche Zusammenhangsfunktion in der Verteilung erkennen.

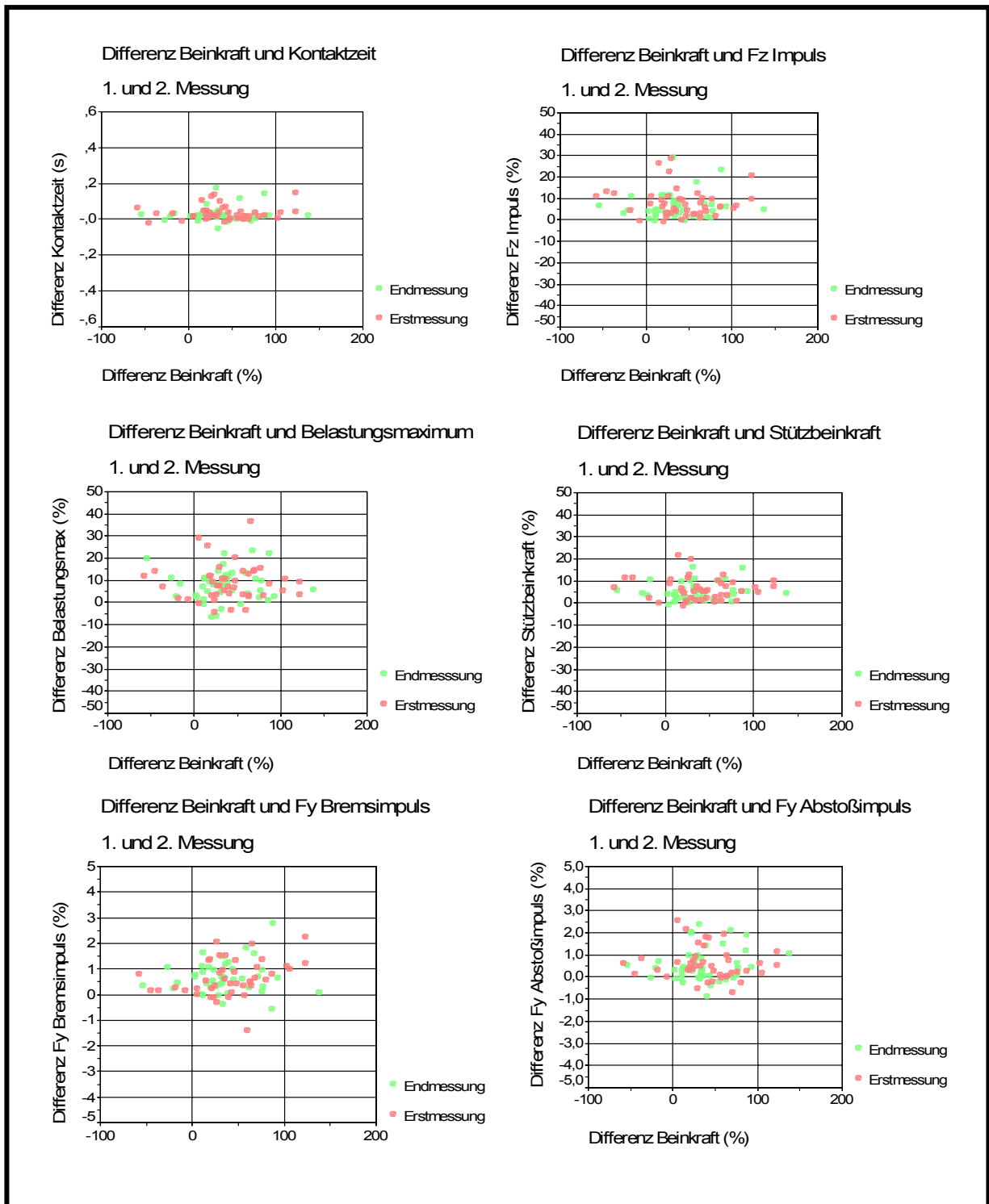


Abbildung 27 Streudiagramm Differenz Beinkraft und Parameter Belastungstest *Stichprobe* *gesamt*

3.4.3 Überprüfung der Hypothesen

Für den Rehabilitationsverlauf ist die Entwicklung des Verhältnisses von gesundem zu verletztem Bein von besonderer Bedeutung. Durch die Betrachtung der Differenz zwischen verletzter und gesunder unterer Extremität kann der Zustand des/der PatientIn nach einer Störung dieses Verhältnisses beurteilt werden. Die Herstellung der ursprünglichen Symmetrie steht im Interesse der Rehabilitation.

Ziel der Untersuchung ist es, Parameter zu finden, die eine Aussage über den Rehabilitationsverlauf zulassen. Voraussetzung dafür ist ein signifikanter Unterschied der Messwerte von der ersten zur zweiten Messwiederholung. Als Beurteilungskriterium wurden die Differenzen herangezogen. Wenn sie sich bei den Messwiederholungen signifikant voneinander unterscheiden und bei der zweiten Messwiederholung geringer werden, bestätigt das die Aussagekraft in Bezug auf den Rehabilitationsverlauf.

Diese Annahme wird aufgrund der Hypothesen H 1 bis H 7 überprüft.

Hypothese H1:

Das Signifikanzniveau bei der Überprüfung der Hypothese H1 mittels Wilcoxon Test (s. Anhang) liegt bei $p=0,151$ (Z-Wert: $-1,437$), was zur Beibehaltung der Nullhypothese H_{01} führt. Das Ergebnis ist zwar nicht signifikant, die Richtung der Tendenz zeigt allerdings, dass die Differenz beim Endtest kleiner ist als beim Ersttest.

Bei der Berechnung ohne der Ausreißer¹⁷ bleibt eine Stichprobengröße von $n=40$ und der Wilcoxon Test zeigt ein signifikantes Ergebnis mit $p=0,035$. Die Abnahme der Differenz von der ersten zur zweiten Messung ist durch einen Z –Wert von $-2,11$ bestätigt. In diesem Fall kann die Alternativhypothese H1 angenommen werden. Das bedeutet, dass sich das Maximalkraftverhalten der Beinstreckschlinge während der Rehabilitation verändert und die Differenz zwischen verletztem und gesundem Bein geringer wird.

Hypothese H 2 – 8:

Die ausgewählten Parameter der Ganganalyse unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Differenz von der Erst- zur Endmessung. Bei der Überprüfung dieser Hypothesen zeigt sich für die Parameter *Kontaktzeit*, *Belastungsmaximum*, *Fy Brems-* und *Abstoßimpuls* kein signifikantes Ergebnis und daher werden die Nullhypothesen H_{02} - H_{05} beibehalten.

¹⁷ Definition SPSS Box-Plot Darstellung: Ausreißer liegen zwischen dem 1,5 und 3 fachen Interquartilabstand von der Box entfernt.

Im Fall des *Fz Impuls* ($p=0,003$) und der *Stützbeinkraft* ($p=0,005$) können die Alternativhypothesen H 6 und H7 angenommen werden (s. Abb. 28)

Ränge				
		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Fz Impuls (%)	Negative Ränge	27 ^a	26,67	720,00
2 - Differenz Fz Impuls (%) 1.	Positive Ränge	16 ^b	14,13	226,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	43		
Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung - Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung	Negative Ränge	28 ^d	25,25	707,00
	Positive Ränge	15 ^e	15,93	239,00
	Bindungen	0 ^f		
	Gesamt	43		

a. Differenz Fz Impuls (%) 2. < Differenz Fz Impuls (%) 1.
 b. Differenz Fz Impuls (%) 2. > Differenz Fz Impuls (%) 1.
 c. Differenz Fz Impuls (%) 1. = Differenz Fz Impuls (%) 2.
 d. Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung < Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
 e. Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung > Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
 f. Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung = Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung

Statistik für Test ^b

	Differenz Fz Impuls (%) 2. - Differenz Fz Impuls (%) 1.	Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung - Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
Z	-2,983 ^a	-2,826 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,003	,005

a. Basiert auf positiven Rängen.
 b. Wilcoxon-Test

Abbildung 28 Wilcoxon Test zur Überprüfung der Hypothesen H6 und H7

Sowohl der *Fz Impuls* als auch die *Stützbeinkraft* zeigen einen signifikant geringeren Unterschied zwischen den beiden Beinen. Die Differenz verringert sich bei der Endmessung, was auch in diesem Fall für einen positiven Rehabilitationsverlauf spricht. Der Parameter *Fz Impuls* und die daraus abgeleitete *Stützbeinkraft* können herangezogen werden, um den Rehabilitationsfortschritt zu beurteilen.

Auch die Hypothesen H2-H7 wurden unter Bereinigung der Daten von Ausreißern durchgeführt, brachten aber kein signifikantes Ergebnis für die Hypothesen 2-5. somit hat sich nur die Aussagekraft des *Fz Impuls* und der *Stützbeinkraft* bei den ausgewählten kinetischen Parametern bestätigt.

Aufgrund der Verwerfung der Alternativhypothese H 1 und Beibehaltung der Nullhypothese (H_0) wird die Zusammenhangshypothese H 8 nur nach Ausschluss der 3 Ausreißer, die in Abbildung 29 grafisch dargestellt werden, bei der *Stichprobe gesamt* überprüft.

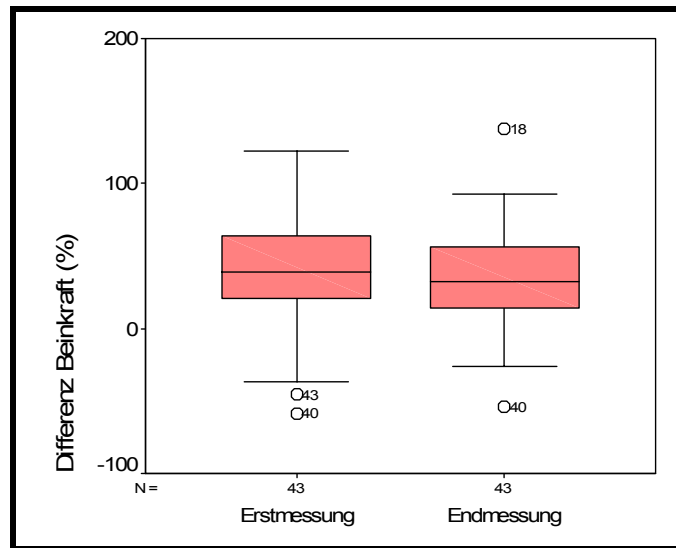


Abbildung 29 Box Plot Differenz Beinkraft (%) Erst- und Endtest Stichprobe gesamt

Bei dem Test nach Spearman kann kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Gesamtdifferenz der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge zwischen gesundem und verletztem Bein und der Gesamtdifferenz der Parameter des Belastungstest gefunden werden. (s. Tab. 10)

Tabelle 10 Korrelation Gesamtdifferenzen Stichprobe gesamt (ohne Ausreißer, n=40)

Spearman-Rho	Δ gesamt					
	Kontaktzeit (s)	Belastungs- max(%)	Fy Brems- impuls (%)	Fy Abstoß- impuls (%)	Fz Impuls (%)	Stütz- beinkraft (%)
Δ gesamt Beinkraft (%)						
Korrelations- koeffizient	0,082	-0,063	-0,229	-0,229	-0,229	-0,308
α (2-seitig)	0,616	0,700	0,154	0,154	0,154	0,053

Die Nullhypothese H_0 wird beibehalten, was die divergierenden Beobachtungen aus der Praxis bestätigt, dass ein besseres isometrisches Maximalkraftverhältnis der Beinstreckschlinge der unteren Extremitäten nicht mit den Parametern Kontaktzeit, Belastungsmaximum, Fy Brems- und Abstoßimpuls, Fz Impuls und Stützbeinkraft zusammenhängt.

3.5 Methodenkritische Aspekte

Die Auswahl der Messinstrumente und Methoden war durch die Beschränkung auf die vorhandenen Ressourcen im Rehabilitationszentrum Weißer Hof limitiert.

Messungen in einem Ganglabor zeigen Abweichungen zum Fortbewegungsmuster im Freien. Dabei spielen physische Ursachen wie Geräte oder Kabel und psychophysische Störeinflüsse wie die Testsituation eine Rolle. Weiters haben auch anthropometrische Daten wie Körperhöhe und Beinlänge einen Einfluss auf räumlich-zeitliche Parameter, sowie das individuelle Gangtempo (Vogt & Banzer 2005). Die Verwendung ausschließlich kinetischer Parameter ohne die Berücksichtigung der Gehgeschwindigkeit ist kritisch zu betrachten, da sie die Kraftverläufe bei Bodenreaktionskraftmessungen beeinflusst. Da das Gangtempo aber eine individuelle Eigenschaft ist, würde das Verlangen einer bestimmten Geschwindigkeit von den ProbandInnen das Ergebnis verfälschen. Somit sollte sie vor allem bei Vorher-Nachher-Tests nicht fehlen. Für die Vergleichbarkeit der Gangparameter wären neben der Verwendung der gleichen Instrumente und Gangbahn noch Standardisierungen nötig in Bezug auf die gleiche Testperson und Umwelteinflüsse, wie Messungen zur gleichen Uhrzeit und Instruktionen des/der ProbandIn. (Kirtley 2006) Belastungstests mit Gehhilfen wurden trotzdem toleriert, da sie das verletzte Bein stützen und der Impuls ohne sie noch geringer wäre.

Bei der ProbandInnenauswahl hätte durch die Erhebung der dominanten und nicht-dominanten Seite ein weiterer Störfaktor ausgeschlossen werden können, der sich auf das unterschiedliche Kräfteverhältnis der Beinmuskulatur auswirkt.

Die Messgenauigkeit isometrischer Krafttests wird unter anderem durch die Motivations- und Konzentrationsfähigkeit des/der ProbandIn beeinflusst. Die PatientInnen am Rehabilitationszentrum Weißer Hof nahmen freiwillig an der Pilotstudie teil und waren dementsprechend motiviert. Teilweise wurde sogar das Interesse anderer PatientInnen erweckt, die gerne auch an den Tests teilgenommen hätten, aber nicht die Voraussetzungen brachten. Die Freiwilligkeit und Abwechslung zum üblichen Rehabilitationsprogramm bedeutete beispielsweise für die Motivation der PatientInnen beim Maximalkrafttest eine positive Verstärkung. Auch die gruppendynamische Komponente spielte beim Maximalkrafttest eine Rolle, da der Krafraum immer von mehreren PatientInnen gleichzeitig genutzt wurde. Beim Belastungstest im Ganglabor war dies nicht der Fall. Als Störgröße ist auch ein Lerneffekt von Messung zu Messung zu

sehen, der quantitativ nicht erfasst wird. Ein weiterer Einflussfaktor zeigte sich in der Durchführung des Tests. Die ProbandInnen hielten sich während des Tests an der dafür vorgesehenen Halterung der Funktionsstemma an und somit entstanden zusätzliche Kraftmomente, die von ProbandIn zu ProbandIn unterschiedlich sein könnten. Der Vorteil der ausgewählten Testposition lag hingegen in der Bewegungsausführung als geschlossene kinetische Kette des zu testenden Beines, wodurch die Freiheitsgrade der Bewegungsmöglichkeit eingeschränkt waren. Eine kritische Betrachtung verlangt auch die Durchführung eines Maximalkrafttest mit 3 Wiederholungen. Der Vorteil bei der Abweichung vom Einwiederholungsmaximum liegt laut Marchart (2002) darin, dass der Einfluss einer koordinativen Komponente geringer wird. Zwar habe diese bei statischen Messungen ohnehin eine kleinere Bedeutung als bei dynamischen, allerdings wirkt sich die Wiederholung positiv auf die intra- und intermuskuläre Koordination aus, was zu einer geringeren Varianz der Messwerte führt. Dieser Aspekt sprach bei der Pilotstudie für 3 Wiederholungen, da die ProbandInnen kaum Erfahrung mit Krafttraining und den dafür vorgesehenen Geräten hatten.

Beim isometrischen Maximalkrafttest konnte neben den beschriebenen Standardisierungen auch die Durchführung des Tests durch nur eine Person realisiert werden. Weineck (2004a) weist in diesem Zusammenhang auf die verminderte Aussagekraft von Absolutwerten bei Krafttests hin, da sie stark vom Messgerät abhängen und daher die Verwendung des gleichen Gerätes von Vorteil ist.

Aus trainingswissenschaftlicher Sicht wäre im Zuge des Fragebogens zum Test an der Funktionsstemma auch die Frage nach einem Muskelkater wichtig, da dann nur mehr submaximale Leistungen möglich sind. Bei dieser Untersuchung wurde davon ausgegangen, dass in den Therapieeinheiten kein Maximalkrafttraining stattfand, allerdings könnte es sein, dass sich auch durch Kraftausdauerleistungen ein Muskelkater gebildet hat. (Weineck 1990)

Radlinger et al. (1998) betonen, dass die Leistungsfähigkeit auch im psychologischen Bereich mehreren Faktoren unterliegt. Diese können einen positiven oder negativen Einfluss haben. Schmerzen wirken sich sowohl auf die Leistungsbereitschaft als auch Motivation und Stresstoleranz hemmend aus.

Durch meinen externen Betreuer vom Forschungsinstitut für Orthopädietechnik, Dr. Josef Kastner, wurde es mir ermöglicht die Pilotstudie am Rehabilitationszentrum Weißer Hof in Klosterneuburg durchzuführen. Leider stellte sich während der Durchführung heraus, dass

der geplante Umfang nicht durchführbar war. Dafür gab es mehrere Gründe, wie zum Beispiel die notwendige außerdisziplinäre Zusammenarbeit von Sportlehrern/Sportlehrerinnen, PhysiotherapeutInnen und einer Ärztin sowie eine Systemumstellung am Weißen Hof, die zusätzlich Zeit und Nerven der MitarbeiterInnen beanspruchte. Aufgrund der übriggebliebenen kleinen Stichprobengröße von 11 Personen wurde auf die bereits erhobenen Daten zurückgegriffen. Da es für diese Messungen keine festgehaltenen Standardisierungen gab, muss davon ausgegangen werden, dass die Testgütekriterien unter diesem Umstand nicht oder nur teilweise erfüllt werden. Somit wird die Qualität der Pilotstudie vermindert.

Ihre Bedeutung liegt daher wohl weniger in der statistischen Auswertung, als in der Erfahrungssammlung durch die praktische Umsetzung eines theoretischen Konzepts und den dabei aufgetretenen Fehlerquellen.

4 Diskussion

Das isometrische Maximalkraftverhalten der Beinstreckschlinge zeigt sich unterschiedlich bei den beiden Stichproben. Bei der größeren gesamten Stichprobe ($n=43$) steigen die Maximalkraftwerte von der Erst- zur Endmessung sowohl beim verletzten Bein um 23,2% als auch beim gesunden im Durchschnitt um 18,1% des Körpergewichtes. Diese positive Entwicklung ist bei der Pilotstudie von der Erst- zur Endmessung nicht vorhanden. Eine deutliche Verbesserung des verletzten Beines zeigt sich allerdings von der Erst- zur Zwischenmessung, die bereits nach 1 Woche durchgeführt wurde. Die Kraftentwicklung in der Rehabilitationsphase ist von mehreren Faktoren abhängig und daher kann es für diese Unterschiede der beiden Stichproben mehrere Gründe geben. Die Entwicklung des verletzten Beines hängt natürlich von der Art der Verletzung, dem Regenerierungsprozess und den Schmerzen der PatientInnen ab. Der annähernd gleich bleibende bzw. steigende Mittelwert beim gesunden Bein spricht für eine gute Verteilung des Krafttrainings auf die gesunde und verletzte Extremität.

Zur weiteren Beurteilung des Verhaltens der Parameter werden Differenzen des gesunden abzüglich des verletzten Beines herangezogen. Damit kann die isolierte Betrachtung der Muskelkraftentwicklung des gesunden Beines unberücksichtigt bleiben. Die Auswertung seiner Veränderung ist deshalb kritisch, wenn keine Informationen über den Zustand vor der Verletzung vorhanden sind. Nach längeren Phasen der Immobilität kann es auch beim gesunden Bein zu Einbußen der Maximalkraft kommen und daher kann eine Verbesserung der Werte des gesunden Beines ebenfalls einen positiven

Rehabilitationsverlauf zeigen. (Schlumberger et al. 2004) Die kinetischen Parameter der Ganganalyse weisen einheitlich eine Verringerung der Differenzen von der Erst- zur Endmessung auf. Daraus kann auf eine erhöhte Gangsymmetrie bei der Endmessung bei den ProbandInnen geschlossen werden.

Die durchgeführte Zwischenmessung bei der Pilotstudie zeigt hinsichtlich der Differenzen interessante Ergebnisse. Die Mittelwerte der Differenz von der 1. zur 2. Messwiederholung unterscheiden sich sowohl bei der Beinkraft ($p=0,033$) als auch beim Belastungsmaximum ($p=0,003$) signifikant voneinander. Die Differenz ist bei der 2. Messung jeweils kleiner als bei der 1. Messung. Von der 2. zur 3. Messung allerdings ist bei der Beinkraft kein signifikanter Unterschied im Gegensatz zum Belastungsmaximum ($p=0,003$) und Fz Impuls ($p=0,004$) zu finden. Im Fall der zwei Parameter des Belastungstests nimmt die Differenz von 2. zu 3. Messung ab. Die Entwicklung der Maximalkrafttendenz kann also nur zu Beginn der Rehabilitationsphase für den Vergleich mit Parametern der Ganganalyse dienen. Die Maximalkraftwerte der Beinstreckschlinge nach mehreren Wochen der Rehabilitation sind bei den ProbandInnen zu unterschiedlich und weisen keine signifikante Veränderung auf. Bei der Ganganalyse zeigt sich ein anderes Bild, da sich von 2. zu 3. Messung sowohl Belastungsmaximum als auch Fz Impuls signifikant in der Entwicklung ihrer Differenzen unterscheiden. Das könnte einen Hinweis darauf geben, dass die Verbesserung der Maximalkraftfähigkeit rascher erfolgt, als die Verringerung von Gangasymmetrien.

Ähnliche Ergebnisse zeigen sich auch beim Vergleich der Differenzen der gesamten Stichprobe ($n=43$) von Erst- und Endmessung. Die Messwiederholung nach mindestens 3 Wochen Rehabilitation zeigt keinen signifikanten Unterschied der Beinkraft, der aber nach der Entfernung von Ausreißern signifikant wird. Bei den Parametern der Ganganalyse findet sich ein Unterschied in der Differenz beim Fz Impuls und der Stützbeinkraft. Perry (1992, S. 417) weist auf die Schwierigkeit der Analyse des Fz-Impulses hin, wenn starke Störungen des Gangbildes beobachtet werden. Grund dafür ist eine Abweichung vom normalen Kraft-Zeit-Diagramm, da es durch eine unregelmäßige Belastung zu mehreren Maxima und Minima kommen kann. Weiters können Ausweichbewegungen die Belastung in vertikaler Ebene verringern, sodass Werte höher als das Körpergewicht gar nicht erreicht werden. Für diese Interpretation der Daten spricht eine Zunahme des Belastungsmaximum von der Erst- zur Endmessung und die verringerte Differenz des Mittelwertes vom Fz-Impuls zwischen gesundem und verletzten Bein ebenfalls zur Endmessung (- 1,9%).

Die durchgeführte Korrelation nach Beseitigung der Ausreißer von Beinkraft und den Ganganalyseparametern führt zu keinem signifikanten Ergebnis. Somit stellten sich die erhofften statistischen Ergebnisse, dass ein Zusammenhang zwischen der Muskelkraft der Beinstreckschlinge und Bodenreaktionskräften nachgewiesen werden kann, nicht ein. Die Erwartung, dass eine Korrelation mit dem F_y -Abstoßimpuls besteht, da beim Abdrücken vom Boden die Beinstreckschlinge verwendet wird, konnte nicht bestätigt werden. Dieses Ergebnis kann in der unterschiedlichen Arbeitsweise der Wadenmuskulatur bei der Messung der isometrischen Maximalkraft bei der Beinstreckung und in der Abdruckphase liegen. Beim Gehen arbeitet die Wadenmuskulatur exzentrisch und dann konzentrisch. (Vaughan, Davis, O'Connor 1999) bei der Maximalkraftmessung kommt es nach einer konzentrischen Arbeitsweise zu der isometrischen Kraftentfaltung. Weiters ist der Anteil der Wadenmuskulatur beim isometrischen Maximalkrafttest nicht bekannt.

Von den ausgewählten Parametern zeigen die Differenzen der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge, der F_z -Impuls und die Stützbeinkraft eine Aussagekraft hinsichtlich des Rehabilitationsverlaufes.

Ursachen für den nicht feststellbaren Zusammenhang zwischen Beinkraft und kinetischen Ganganalyseparametern liegen möglicherweise in der unterschiedlichen Verletzungssymptomatik der ausgewählten PatientInnen und der Schwierigkeit der Bewertung der Bedeutung der isometrischen Maximalkraft der Beinstrecker für das Gehen. Dadurch ist es nicht möglich den Schwellenwert der Maximalkraft zu bestimmen, der definiert, ab wann die Gangasymmetrie von der benötigten Kraft oder von anderen Faktoren beeinflusst wird.

5 Zusammenfassung

Beim theoretischen Vergleich der Muskelfunktion bei der Beinstreckung gegen einen unüberwindbaren Widerstand und während der Stützphase beim Gehen, können parallelen in der Muskelaktivität und -funktion gefunden werden. Als bedeutendste Muskelgruppen der Beinstreckschlinge können der große Gesäßmuskel und die rückseitige Oberschenkelmuskulatur, der vierköpfige Oberschenkelstrecker und die hintere Wadenmuskulatur genannt werden. Die Hüftstrecker sind zu Beginn der Gewichtsübernahme kontrahiert. Beim Abrollen über die Ferse entspannen sie sich und die Gewichtsübernahme wird vom vierköpfigen Oberschenkelstrecker übernommen, während sich die Hüftextension passiv fortsetzt. Die eingelenkigen Anteile des vierköpfigen Oberschenkelstreckers haben ihre Haupttätigkeit während der Gewichtsübernahme und zu Beginn der mittleren Standphase, wobei sich daran auch die Beuger im Sprunggelenk beteiligen, die ihre Hauptaktivität in der terminalen Standphase haben. Diese Muskeln sind auch aktiv an der Beinstreckung beteiligt. Die isometrische Arbeitsweise zeigt sich während der Standphase, ist aber nicht die dominante Arbeitsweise. Isometrisch arbeitet die Gesäßmuskulatur im ersten Teil der Standphase. (vgl. Bruckner 1998)

Untersuchungen von Muskelkraft und in erster Linie räumlich-zeitlicher Gangparameter haben diese Zusammenhänge bereits bestätigt, dass sich eine größere Muskelkraft gewisser Muskeln der unteren Extremität und der Hüfte positiv auf das Gangbild auswirken.

Im Zuge der Diplomarbeit wurde eine Pilotstudie geplant, die den Vergleich kinetischer Parameter der Ganganalyse mit der Muskelkraft der Beinstreckschlinge zu Beginn und am Ende eines Rehabilitationsprozesses anstellte. Die Auswahl der Parameter der Ganganalyse orientierte sich an der Kraftgröße, die bei der Messung des isometrischen Maximalkraftverhaltens der Beinstreckschlinge erhoben wurde. Als Primärparameter der Ganganalyse wurden daher das Belastungsmaximum, die anterior-posterior gerichteten F_y Impulse, der F_z Impuls und die daraus berechnete Stützbeinkraft ausgewählt. Als Sekundärparameter wurde die Kontaktzeit untersucht.

Die Stichprobe der Pilotstudie bestand aus 11 PatientInnen des Rehabilitationszentrums Weißer Hof in Klosterneuburg, die unterschiedliche Verletzungen an jeweils einem Bein hatten. Die ProbandInnen der Pilotstudie wurden über einen Zeitraum von 3 Wochen im

Abstand von etwa einer Woche insgesamt 3 Messwiederholungen unterzogen. Die Messungen erfolgten im Krafttrainingsraum und Ganganalyselabor des Rehabilitationszentrums. Für die Auswertung wurden zusätzlich zur Stichprobe der Pilotstudie bereits vorhandene Daten verwendet. Bei diesen Messungen handelte es sich um 2 Messwiederholungen jeweils zu Beginn und am Ende der Rehabilitationsphase von PatientInnen, die ebenfalls eine Verletzung einer unteren Extremität hatten. Diese Stichprobe umfasste eine Anzahl von 32 PatientInnen, wodurch eine gesamte Stichprobengröße von $n=43$ erreicht wurde.

Um die Entwicklung der gemessenen Parameter besser vergleichbar zu machen, wurden die Differenzen aus den auf das Körpergewicht normierten Werten des gesunden abzüglich des verletzten Beines gebildet und daraus eine Gesamtdifferenz aus der Erst- und der Endmessung. Dadurch werden Informationen sowohl zum Gesamtzustand des/der Patienten/Patientin, als auch des Verhältnisses der verletzten und gesunden Extremität berücksichtigt.

Zur Überprüfung, ob sich die Parameter in ihrem Verhalten von gesundem und verletztem Bein zu Anfang und zu Beginn der Rehabilitation signifikant voneinander entscheiden, wurden die Hypothesen H 1- 7 aufgestellt (s. Kap. 1. 3).

Eine signifikante Veränderung der Differenzen konnte bei der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge und dem Fz Impuls, sowie der daraus errechneten Stützbeinkraft festgestellt werden. Ein Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen Parametern wurde nicht gefunden. Dieses Ergebnis bestätigt die Beobachtungen aus der Praxis, die gezeigt haben, dass manche PatientInnen trotz einer geringen Differenz der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge Gangasymmetrien aufweisen.

Es könnte auch ein Zeichen dafür sein, dass einzelne Parameter aus der Ganganalyse nur bedingt durch die komplexe Betrachtung der Beinstreckschlinge erklärt werden können, vor allem dann, wenn es sich um Patientinnen mit so unterschiedlichen Verletzungen handelt. Die unter Kapitel 1. 2. angeführten Studien haben gezeigt, dass es möglich ist Vergleiche von Muskelkraft- und Gangparameter anzustellen und es Zusammenhänge bei bestimmten Krankheiten oder Verletzungen, die Abweichungen vom normalen Gangbild nach sich ziehen, gibt. Diese Untersuchung konnte den Zusammenhang für das ausgewählte Testverfahren der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge und den ausgewählten kinetischen Parametern der Ganganalyse bei einem Probandengut mit unterschiedlichen Verletzungen einer unteren Extremität nicht bestätigen.

Das Training der isometrischen Maximalkraft der Beinstrecker sollte im Rehabilitationsalltag nicht überbewertet und differenziert betrachtet werden. Im Fall des Gehens in der Ebene liegt die Bedeutung vermutlich geringer als beim Stiegensteigen oder auf schiefer Ebene.

Literaturverzeichnis

- Archer, K. R.; Castillo, R. C.; MacKenzie, E.J. & Bosse, M.J. (2006). Gait Symmetrie and Walking Speed Analysis Following Lower-Extremity Trauma. *Physical Therapy, Volume 86* (12), 1630-1640.
- Baumann, W. & Preiß, R. (1996). Biomechanische Meßverfahren. In R. Ballreich & W. Baumann (Hrsg.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme – Methoden – Modelle* (S. 75-102). Stuttgart: Enke.
- Berthold, F. & Dietrich, L. (1988). Die Zwei-Waagen-Probe – eine Methode zur Einschätzung des Rehabilitationsverlaufs nach einseitigen Kniegelenkverletzungen. *Medizin und Sport*, 28 (4), 116-118.
- Bös, K.; Hänsel, F. & Schott, N. (2004). *Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Planung – Auswertung – Statistik*. (2. vollst. überarb. u. akt. Aufl.). Hamburg: Czwalina Verlag.
- Bortz, J. (1999). *Statistik für Sozialwissenschaftler*. (5. vollst. überarb. u. akt. Aufl.). Berlin: Springer Verlag.
- Bruckner, J. (1998). *The Gait Workbook. A practical Guide to Clinical Gait Analysis*. Thorofare: Slack Incorporated.
- Dawes, H.; Smith, C.; Collett, J.; Wade, D.; Howells, K.; Ramsbottom, R.; Izadi, H. & Sackley, C. (2005). A pilot study to investigate explosive leg extensor power and walking performance after stroke. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2005 (4), 556-562.
- Ehlenz, H.; Grosser, M. & Zimmermann, E. (1983). *Krafttraining: Grundlagen – Methoden – Übungen - Trainingsprogramme*. München: BLV Verlagsgesellschaft mbH.
- Ehlenz, H.; Grosser, M.; Zimmermann, E. & Zintl, F. (1995). *Krafttraining. Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogramme* (5. überarb. Aufl.). München: BLV Verlagsgesellschaft mbH.
- Fischer, M. S. & Witte, H. F. (2004). Evolution of Vertebrate Locomotory Systems. In F. Pfeiffer & T. Zielinska (Hrsg.), *Walking: Biological and technological aspects* (S. 51-79). Wien [u.a.]: Springer-Verlag.
- Fleischer, A. (1997). *Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Ausdauer- und Krafttests zur Überprüfung des Therapieerfolges – eine gemeinsame Aufgabe für Physiotherapeuten und Sportwissenschaftler*. Diplomarbeit, Universität Wien: Grund- und Integrativwissenschaftliche Fakultät.
- Giannini, S.; Catani, F.; Benedetti, M. G. & Leardini, A. (1994). *Gait Analysis. Methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS Press.
- Götz-Neumann, K. (2003). *Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Haag, H. & Haag, G. (2000). *From Physical Fitness to Motor Competence. Aims – Content – Methods – Evaluation*. Frankfurt am Main: Peter Lang.
- Höglinger, M. (2007). *Zum möglichen Einfluss einer 3D-Ganganalyse auf die Operationsplanung bei Rotationsfehlstellungen der unteren Extremität*. Diplomarbeit, Universität Wien: Institut für Sportwissenschaft.
- Hollmann, W. & Hettinger, Th. (2000). *Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin*. (4. Auflage). Stuttgart: Schattauer.

- Kastner, J.; Krüpl, B. & Wagner, P. (2000). *Angewandte Ganganalyse. Zielsetzung, Anwendungen, Projekte*. © Ganganalyse RZ Weißer Hof – Allgemeine Unfallversicherungsanstalt/Forschungsinstitut für Orthopädietechnik Wien. unveröff.
- Kastner, J. & Wagner, P. (1997). Die Charakterisierung der Asymmetrie beim Gehen mit Hilfe von Kraftmeßdaten. *Österreichische Zeitschrift für physikalische Medizin und Rehabilitation, Supplement 2*, 7, 65-68.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Köcher, L. & Ludwig, H. (1999). *Evaluation von Maßnahmen der postoperativen Versorgung von Patienten mit vorderen Kreuzbandrupturen unter sportwissenschaftlichen Gesichtspunkten*. Dissertation, Universität Göttingen: Sozialwissenschaftliche Fakultät.
- Kurpgoweit, S. & Delank, K.-St. (2006). Grundlagen und Methoden der Ganganalyse. *Medizinisch Orthopädische Technik*, 1 (127) Archiv. Zugriff am 04. April 2008 unter http://mot-magazin.de/component/option,com_alphacontent/section,5/cat,124/task,view/id,97/Itemid,60/
- Loeweneck, H. (1994). *Funktionelle Anatomie für Krankengymnasten* (2. überarb. u. erg. Aufl.). München: Pflaum Verlag.
- Luchs, A. (2006). *Minimalinvasiver Operationszugang bei Hüfttotalendoprothesen – Verlaufskontrolle mittels biomechanischer Ganganalyse*. Dissertation, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
- Marchart, P. (2002). *Anthropometrisch- und altersbezogene Referenzwerte für die Maximalkraft und Kraftausdauer bei Kindern (ab 12 J.), Jugendlichen und Erwachsenen*. Diplomarbeit, Universität Wien: Institut für Sportwissenschaften.
- Marées, de H. (2002). *Sportphysiologie* (9., vollst. überarb. und erweit. Aufl.). Köln: Sport und Buch Strauss.
- Martin, D. (Red.); Carl, K. & Lehnertz, K. (1991). *Handbuch Trainingslehre*. Schorndorf: Verlag Karl Hofmann.
- Martin, D.; Carl, K. & Lehnertz, K. (2001). *Handbuch Trainingslehre*. Schorndorf: Verlag Karl Hofmann.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. Thorofare: SLACK Incorporated.
- Pippenger, W. S. & Scalzitti, D. A. (2004). Evidence in Practice. Clinical question: What are the effects, if any, of lower-extremity strength training on gait in children with cerebral palsy?. *Physical Therapy, Volume 84* (4), 849-858.
- Platzer, W. (2005). *Taschenatlas Anatomie. Band 1 Bewegungsapparat* (9. überarb. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Powers, C. M.; Boyd, L. A.; Fontaine, C. A. & Perry, J. (1996). The influence of Lower-Extremity Muscle Force on Gait Characteristics in Individuals With Below-Knee Amputations Secondary to Vascular Disease. *Physical Therapy, Volume 76* (4), 369-385.
- Preiß, R. (1996). Biomechanische Merkmale. In R. Ballreich & W. Baumann (Hrsg.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme – Methoden – Modelle* (S. 54-74). Stuttgart: Enke.
- Radlinger, L.; Bachmann, W.; Homburg, J.; Leuenberger, U. & Thaddey, G. (1998). *Rehabilitatives Krafttraining. Theoretische Grundlagen und praktische Anwendungen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Rohen, J. W. (1998). *Funktionelle Anatomie des Menschen. Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten* (9. Aufl.). Stuttgart: Schattauer.
- Roth, K. & Willimczik, K. (1999). *Bewegungswissenschaft*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.

- Röthig, P.; Becker, H.; Carl, K.; Kayser, D. & Prohl, R. (Hrsg.). (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon* (6., völlig neu bearb. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.
- Schlumberger, A. & Schmidbleicher, D. (2004). Grundlagen der Kraftdiagnostik. In Banzer, W.; Pfeifer, K. & Vogt, L. (Hrsg.), *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin* (S. 88-104). Berlin: Springer-Verlag.s
- Schmidbleicher, D. (1987). Motorische Beanspruchungsform Kraft: Struktur und Einflußgrößen, Adaptationen, Trainingsmethoden, Diagnose und Trainingsansteuerung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38, 356-377.
- Tittel, K. (2003). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen* (14., völlig überarb. und erw. Aufl.). München: Urban und Fischer.
- Untersteiner, H. (2007). *Statistik – Datenauswertung mit Excel und SPSS. Für Naturwissenschaftler und Mediziner* (2. überarb. Aufl.). Wien: Facultas Verlags- und Buchhandels AG.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby, Inc.
- Vaughan, C. L.; Davis, B. L. & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. Howard Place: Kiboho Publishers.
- Verdonck, A. (1997, 05.November). *Anwendung und Fallbeispiele zum Einsatz biokinetischer Messverfahren*. Veröffentlichte Forschungsberichte, Abteilung für Sportmedizin am Krankenhaus für Sportverletzte Lüdenscheid-Hellersen. Zugriff am 03. April 2008 unter http://www.sportkrankenhaus.de/Ergebnisse/4_4.htm#1
- Vogt, L. & Banzer, W. (2005). Instrumentelle Ganganalyse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56 (4), 108-109.
- Weineck, J. (1990). *Optimales Training: leistungsphysiologische Trainingslehre; unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings*. Erlangen: perimed - Fachbuch-Verl.-Ges.
- Weineck, J. (2004a). *Optimales Training: leistungsphysiologische Trainingslehre; unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings* (14. Auflage). Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG.
- Weineck, J. (2004b). *Sportbiologie* (9. Aufl.). Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG.
- Willimczik, K. (1989). Biomechanische Forschungsmethodik. In K. Willimczik (Hrsg.), *Biomechanik der Sportarten. Grundlagen-Methoden-Analysen*. (25-57). Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.

Abkürzungen

beinkrv	isometrische Maximalkraft Beinstreckschlinge verletztes Bein
beinkrg	isometrische Maximalkraft Beinstreckschlinge gesundes Bein
Ext.	Extension
Flex.	Flexion
ges	gesund
isometr.	Isometrisch
KG	Körpergewicht
M.	Musculus
Min.	Minimum
Max.	Maximum
MK	Maximalkraft
MM.	Musculi
Musk.	Muskulatur
SD	Standardabweichung
verl	verletzt

allgemein

a.	auch
Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
Hrsg.	Herausgeber
Kap.	Kapitel
s.	siehe
Tab.	Tabelle
unveröff.	unveröffentlicht

Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

ABBILDUNG 1 SCHEMATISCHE DARSTELLUNG THEMENFINDUNG	- 4 -
ABBILDUNG 2 SCHEMATISCHER AUFBAU ARBEITSFELD DIPLOMARBEIT	- 5 -
ABBILDUNG 3 ÜBERSICHT EINIGER BEINSTRECKER MODIFIZIERT NACH ROHEN 1998	- 14 -
ABBILDUNG 4 GLIEDERUNG DES GANGZYKLUS MODIFIZIERT NACH KIRTLEY 2006.....	- 18 -
ABBILDUNG 5 BEINSTRECKSCHLINGE NACH ROHEN 1998, S. 162	- 27 -
ABBILDUNG 6 MUSKELAKTIVITÄT DER STRECKSCHLINGE BEIM GANG MODIFIZIERT NACH PERRY 1992..	- 28 -
ABBILDUNG 7 SKIZZE TESTAUFBAU	- 35 -
ABBILDUNG 8 LAGE DER KRAFTMESSPLATTEN.....	- 36 -
ABBILDUNG 9 DYNAMISCHE KOMPONENTEN KRAFTMESSPLATTE.....	- 36 -
ABBILDUNG 10 BELASTUNGSBEFUND STANDARD AUSDRUCK	- 38 -
ABBILDUNG 11 BELASTUNGSBEFUND DATENBLATT SYMMETRIE	- 39 -
ABBILDUNG 12 FUNKTIONSTEMME VON PROXOMED®	- 41 -
ABBILDUNG 13 AUFBAU DER MESSEINRICHTUNG	- 42 -
ABBILDUNG 14 TESTPROTOKOLL MAXIMALKRAFTTEST	- 43 -
ABBILDUNG 15 POSITION MAXIMALKRAFTTEST	- 45 -
ABBILDUNG 16 POSITION DES PROBANDEN WÄHREND ISOMETR. MAXIMALKRAFTTEST	- 46 -
ABBILDUNG 17 MITTELWERTE ISOMETR. MAXIMALKRAFT DER BEINSTRECKSCHLINGE <i>STICHPROBE</i> <i>PILOTSTUDIE</i>	- 50 -
ABBILDUNG 18 ISOMETR. MAXIMALKRAFT BEINSTRECKSCHLINGE VERLETZTES UND GESUNDES BEIN <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i>	- 51 -
ABBILDUNG 19 ISOMETR. MK BEINSTRECKSCHLINGE UND SCHMERZEMPFINDEN <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i> 52 -	- 52 -
ABBILDUNG 20 BELASTUNGSMAXIMUM <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i>	- 53 -
ABBILDUNG 21 DIFFERENZ BEINKRAFT % 1. -3. MESSUNG <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i>	- 54 -
ABBILDUNG 22 DIFFERENZ MITTELWERTE BEINKRAFT <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i>	- 54 -
ABBILDUNG 23 DARSTELLUNG MITTELWERTE DER DIFFERENZ PARAMETER BELASTUNGSTEST <i>STICHPROBE</i> <i>PILOTSTUDIE</i>	- 55 -
ABBILDUNG 24 MITTELWERTE ISOMETR. MAXIMALKRAFT BEINSTRECKSCHLINGE <i>STICHPROBE GESAMT</i> -	- 57 -
ABBILDUNG 25 DIFFERENZ BEINKRAFT (%) <i>STICHPROBE GESAMT</i>	- 58 -
ABBILDUNG 26 MITTELWERTE DIFFERENZ PARAMETER BELASTUNGSTEST <i>STICHPROBE GESAMT</i>	- 58 -
ABBILDUNG 27 STREUDIAGRAMM DIFFERENZ BEINKRAFT UND PARAMETER BELASTUNGSTEST <i>STICHPROBE</i> <i>GESAMT</i>	- 60 -
ABBILDUNG 28 WILCOXON TEST ZUR ÜBERPRÜFUNG DER HYPOTHESEN H6 UND H7	- 62 -
ABBILDUNG 29 BOX PLOT DIFFERENZ BEINKRAFT (%) ERST- UND ENDTEST <i>STICHPROBE GESAMT</i>	- 63 -

TABELLE 1 VERSUCHSPLAN PILOTSTUDIE UND PROJEKT „KRAFT-GANG“	- 5 -
TABELLE 2 MUSKELAKTIVITÄT NORMALER GANG MODIFIZIERT NACH BRUCKNER 1998	- 21 -
TABELLE 3 PROBANDENMERKMALE <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i>	- 30 -
TABELLE 4 PROBANDENMERKMALE <i>STICHPROBE PROJEKT KRAFT-GANG</i>	- 32 -
TABELLE 5 PROBANDENMERKMALE <i>STICHPROBE GESAMT</i>	- 33 -
TABELLE 6 STATISTISCHE KENNGRÖßEN ISOMETR. MAXIMALKRAFT (NEWTON) DER BEINSTRECKSCHLINGE <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i>	- 51 -
TABELLE 7 STATISTISCHE KENNGRÖßEN PARAMETER BELASTUNGSTEST <i>STICHPROBE PILOTSTUDIE</i> ...	- 52 -
TABELLE 8 DESKRIPTIVE STATISTIK VERLETZTES/GESUNDES BEIN (%) <i>STICHPROBE GESAMT</i>	- 56 -
TABELLE 9 STATISTISCHE KENNGRÖßEN DIFFERENZ PARAMETER BELASTUNGSTEST <i>STICHPROBE GESAMT</i> - 59 -	
TABELLE 10 KORRELATION GESAMTDIFFERENZEN <i>STICHPROBE GESAMT</i> (OHNE AUSREIßER, N=40)	- 63 -

Anhang

Fragebogen Maximalkrafttest

RW-Nr.:

Datum:

Uhrzeit:

Test - Nr.:

1. Belastung der Beine am heutigen Tag (in h):
2. Schmerzempfinden während des Tests im verletzten Bein:

sehr starke Schmerzen



keine Schmerzen



3. Schmerzen im gesunden Bein: ☐ Ja ☐ Nein

4. Müdigkeit:

keine Müdigkeit



sehr müde



5. Medikamente: ☐ Ja ☐ Nein

Bitte nicht ausfüllen

Diagnose:

Beweglichkeitstest:

Einnahme von Medikamenten:

Ausweichbewegungen:

Bemerkungen:

Ergebnis li re Differenz %

Stammdatenblatt

Name:

RW-Nr.:

Station:

Therapeut:

Aufenthaltsdauer:

Geb. Datum.:

Geschlecht:

Gewicht:

Größe:

Beruf:

Geräteinstellung:

Sitzposition:

Schulterstützen:

Position Fußplatte (cm):

Wilcoxon Test Differenzen Erst- und Endmessung *Stichprobe gesamt*

Statistik für Test^c

	Differenz Beinkraft (%) Endmessung - Differenz Beinkraft (%) Erstmessung	Differenz Kontaktzeit (s) Endmessung - Differenz Kontaktzeit (s) Erstmessung	Differenz Belastungsm aximum (%) Endtest - Differenz Belastungsm aximum (%) Erstmessung	Differenz Fy Bremsimpuls (%) Endmessung - Differenz Fy Bremsimpuls (%) Erstmessung	Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2. - Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.	Differenz Fz Impuls (%) 2. - Differenz Fz Impuls (%) 1.	Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung - Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
Z	-1,437 ^a	-1,727 ^a	-,749 ^a	-,761 ^b	-,994 ^a	-2,983 ^a	-2,826 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,151	,084	,454	,447	,320	,003	,005

a. Basiert auf positiven Rängen.

b. Basiert auf negativen Rängen.

c. Wilcoxon-Test

Wilcoxon Test Differenzen Erst- und Endmessung *Stichprobe gesamt* (ohne Ausreißer)

Ränge

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Beinkraft (%) Endmessung - Differenz Beinkraft (%) Erstmessung	Negative Ränge	25 ^a	22,68	567,00
	Positive Ränge	15 ^b	16,87	253,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	40		

a. Differenz Beinkraft (%) Endmessung < Differenz Beinkraft (%) Erstmessung

b. Differenz Beinkraft (%) Endmessung > Differenz Beinkraft (%) Erstmessung

c. Differenz Beinkraft (%) Erstmessung = Differenz Beinkraft (%) Endmessung

Statistik für Test^b

	Differenz Beinkraft (%) Endmessung - Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
Z	-2,110 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,035

a. Basiert auf positiven Rängen.

b. Wilcoxon-Test

Ränge

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Kontaktzeit (s)	Negative Ränge	21 ^a	22,31	468,50
Endmessung - Differenz Kontaktzeit (s)	Positive Ränge	16 ^b	14,66	234,50
Erstmessung	Bindungen	3 ^c		
	Gesamt	40		
Differenz Belastungsmaximum(%)	Negative Ränge	21 ^d	23,05	484,00
Endtest - Differenz Belastungsmaximum(%)	Positive Ränge	19 ^e	17,68	336,00
Erstmessung	Bindungen	0 ^f		
	Gesamt	40		
Differenz Fy Bremsimpuls (%)	Negative Ränge	17 ^g	20,71	352,00
Endmessung - Differenz Fy Bremsimpuls (%)	Positive Ränge	23 ^h	20,35	468,00
Erstmessung	Bindungen	0 ⁱ		
	Gesamt	40		
Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2. - Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.	Negative Ränge	22 ^j	21,86	481,00
	Positive Ränge	17 ^k	17,59	299,00
	Bindungen	1 ^l		
	Gesamt	40		
Differenz Fz Impuls (%) 2. - Differenz Fz Impuls (%) 1.	Negative Ränge	26 ^m	24,69	642,00
	Positive Ränge	14 ⁿ	12,71	178,00
	Bindungen	0 ^o		
	Gesamt	40		
Differenz Stützbeinkraft (%)	Negative Ränge	27 ^p	23,74	641,00
Endmessung - Differenz Stützbeinkraft (%)	Positive Ränge	13 ^q	13,77	179,00
Erstmessung	Bindungen	0 ^r		
	Gesamt	40		

- Differenz Kontaktzeit (s) Endmessung < Differenz Kontaktzeit (s) Erstmessung
- Differenz Kontaktzeit (s) Endmessung > Differenz Kontaktzeit (s) Erstmessung
- Differenz Kontaktzeit (s) Erstmessung = Differenz Kontaktzeit (s) Endmessung
- Differenz Belastungsmaximum(%) Endtest < Differenz Belastungsmaximum(%) Erstmessung
- Differenz Belastungsmaximum(%) Endtest > Differenz Belastungsmaximum(%) Erstmessung
- Differenz Belastungsmaximum(%) Erstmessung = Differenz Belastungsmaximum(%) Endtest
- Differenz Fy Bremsimpuls (%) Endmessung < Differenz Fy Bremsimpuls (%) Erstmessung
- Differenz Fy Bremsimpuls (%) Endmessung > Differenz Fy Bremsimpuls (%) Erstmessung
- Differenz Fy Bremsimpuls (%) Erstmessung = Differenz Fy Bremsimpuls (%) Endmessung
- Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2. < Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.
- Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2. > Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.
- Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1. = Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2.
- Differenz Fz Impuls (%) 2. < Differenz Fz Impuls (%) 1.
- Differenz Fz Impuls (%) 2. > Differenz Fz Impuls (%) 1.
- Differenz Fz Impuls (%) 1. = Differenz Fz Impuls (%) 2.
- Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung < Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
- Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung > Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
- Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung = Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung

Statistik für Test ^c

	Differenz Kontaktzeit (s) Endmessung - Differenz Kontaktzeit (s) Erstmessung	Differenz Belastungsmaximum(%) Endtest - Differenz Belastungsmaximum(%) Erstmessung	Differenz Fy Bremsimpuls (%) Endmessung - Differenz Fy Bremsimpuls (%) Erstmessung	Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2. - Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.	Differenz Fz Impuls (%) 2. - Differenz Fz Impuls (%) 1.	Differenz Stützbeinkraft (%) Endmessung - Differenz Stützbeinkraft (%) Erstmessung
Z	-1,765 ^a	-,995 ^a	-,780 ^b	-1,270 ^a	-3,118 ^a	-3,105 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,078	,320	,436	,204	,002	,002

- Basiert auf positiven Rängen.
- Basiert auf negativen Rängen.
- Wilcoxon-Test

Korrelation nach Spearman, Gesamtdifferenzen ohne Ausreißer Beinkraft (n=40)

Korrelationen			Differenz Beinkraft (%) gesamt	Differenz Kontaktzeit (s) gesamt	Differenz Belastungsmaximum (%) gesamt	Gesamtdifferenz Fy Bremsimpuls (%)	Gesamtdifferenz Fy Abstoßimpuls (%)	Gesamtdifferenz Fz Impuls (%)	Differenz Stützbeinkraft (%) gesamt
Spearman-Rho	Differenz Beinkraft (%) gesamt	Korrelationskoeffizient	1,000	,082	-,063	-,229	-,229	-,229	-,308
		Sig. (2-seitig)	.	,616	,700	,154	,154	,154	,053
		N	40	40	40	40	40	40	40
	Differenz Kontaktzeit (s) gesamt	Korrelationskoeffizient	,082	1,000	-,011	,761**	,761**	,761**	,338*
		Sig. (2-seitig)	,616	.	,946	,000	,000	,000	,033
		N	40	40	40	40	40	40	40
	Differenz Belastungsmaximum (%) gesamt	Korrelationskoeffizient	-,063	-,011	1,000	,259	,259	,259	,423**
		Sig. (2-seitig)	,700	,946	.	,107	,107	,107	,007
		N	40	40	40	40	40	40	40
	Gesamtdifferenz Fy Bremsimpuls (%)	Korrelationskoeffizient	-,229	,761**	,259	1,000	1,000**	1,000**	,818**
		Sig. (2-seitig)	,154	,000	,107	.	.	.	,000
		N	40	40	40	40	40	40	40
	Gesamtdifferenz Fy Abstoßimpuls (%)	Korrelationskoeffizient	-,229	,761**	,259	1,000**	1,000	1,000**	,818**
		Sig. (2-seitig)	,154	,000	,107	.	.	.	,000
		N	40	40	40	40	40	40	40
	Gesamtdifferenz Fz Impuls (%)	Korrelationskoeffizient	-,229	,761**	,259	1,000**	1,000**	1,000	,818**
		Sig. (2-seitig)	,154	,000	,107	.	.	.	,000
		N	40	40	40	40	40	40	40
	Differenz Stützbeinkraft (%) gesamt	Korrelationskoeffizient	-,308	,338*	,423**	,818**	,818**	,818**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,053	,033	,007	,000	,000	,000	.
		N	40	40	40	40	40	40	40

** Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (2-seitig).
 * Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (2-seitig).

Wilcoxon-Test Beinkraft 1. und 2. Messung *Stichprobe Pilotstudie*

Ränge

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Beinkraft (%) 2. Messung - Differenz Beinkraft (%) Erstmessung	Negative Ränge	8 ^a	7,13	57,00
	Positive Ränge	3 ^b	3,00	9,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	11		

- a. Differenz Beinkraft (%) 2. Messung < Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
 b. Differenz Beinkraft (%) 2. Messung > Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
 c. Differenz Beinkraft (%) Erstmessung = Differenz Beinkraft (%) 2. Messung

Statistik für Test^b

	Differenz Beinkraft (%) 2. Messung - Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
Z	-2,134 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,033

- a. Basiert auf positiven Rängen.
 b. Wilcoxon-Test

Wilcoxon-Test Beinkraft 2. und 3. Messung *Stichprobe Pilotstudie*

Ränge		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Beinkraft	Negative Ränge	7 ^a	7,29	51,00
(%) 2. Messung -	Positive Ränge	4 ^b	3,75	15,00
Differenz Beinkraft	Bindungen	0 ^c		
(%) Endmessung	Gesamt	11		

- a. Differenz Beinkraft (%) 2. Messung < Differenz Beinkraft (%) Endmessung
b. Differenz Beinkraft (%) 2. Messung > Differenz Beinkraft (%) Endmessung
c. Differenz Beinkraft (%) Endmessung = Differenz Beinkraft (%) 2. Messung

Statistik für Test^b

	Differenz Beinkraft (%) 2. Messung - Differenz Beinkraft (%) Endmessung
Z	-1,600 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,110

- a. Basiert auf positiven Rängen.
b. Wilcoxon-Test

Wilcoxon-Test Beinkraft 1. und 3. Messung *Stichprobe Pilotstudie*

Ränge		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Beinkraft	Negative Ränge	7 ^a	6,29	44,00
(%) Endmessung -	Positive Ränge	4 ^b	5,50	22,00
Differenz Beinkraft	Bindungen	0 ^c		
(%) Erstmessung	Gesamt	11		

- a. Differenz Beinkraft (%) Endmessung < Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
b. Differenz Beinkraft (%) Endmessung > Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
c. Differenz Beinkraft (%) Erstmessung = Differenz Beinkraft (%) Endmessung

Statistik für Test^b

	Differenz Beinkraft (%) Endmessung - Differenz Beinkraft (%) Erstmessung
Z	-,978 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,328

- a. Basiert auf positiven Rängen.
b. Wilcoxon-Test

Friedmann Test Beinkraft *Stichprobe Pilotstudie*

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	11
Differenz Beinkraft (%) Erstmessung	2,36	Chi-Quadrat	2,909
Differenz Beinkraft (%) 2. Messung	1,64	df	2
Differenz Beinkraft (%) Endmessung	2,00	Asymptotische Signifikanz	,234
a. Friedman-Test			

ohne Ausreißer

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	10
Differenz Beinkraft (%) Erstmessung	2,40	Chi-Quadrat	2,600
Differenz Beinkraft (%) Endmessung	1,90	df	2
Differenz Beinkraft (%) 2. Messung	1,70	Asymptotische Signifikanz	,273
a. Friedman-Test			

Friedman Test Parameter Belastungstest *Stichprobe Pilotstudie*

Kontaktzeit

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	11
Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung	1,91	Chi-Quadrat	,190
Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung	2,09	df	2
Differenz Kontaktzeit (s) 3.	2,00	Asymptotische Signifikanz	,909
a. Friedman-Test			

ohne Ausreißer

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	9
Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung	2,00	Chi-Quadrat	,000
Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung	2,00	df	2
Differenz Kontaktzeit (s) 3.	2,00	Asymptotische Signifikanz	1,000
a. Friedman-Test			

Belastungsmaximum

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	11
Differenz Belastungsmax (%) 1.	2,27	Chi-Quadrat	2,364
Differenz Belastungsmaximum (%) 2.	2,09	df	2
Differenz Belastungsmax (%) 3.	1,64	Asymptotische Signifikanz	,307
a. Friedman-Test			

ohne Ausreißer

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	10
Differenz Belastungsmax (%) 1.	2,40	Chi-Quadrat	4,200
Differenz Belastungsmaximum (%) 2.	2,10	df	2
Differenz Belastungsmax (%) 3.	1,50	Asymptotische Signifikanz	,122
a. Friedman-Test			

Fy Bremsimpuls

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	11
Differenz Fy Bremsimpuls (%) 1.	2,05	Chi-Quadrat	,667
Differenz Fy Bremsimpuls (%) 2.	2,14	df	2
Differenz Fy Bremsimpuls (%) 3.	1,82	Asymptotische Signifikanz	,717
a. Friedman-Test			

Fy Abstoßimpuls

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	11
Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.	1,95	Chi-Quadrat	1,676
Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2.	1,77	df	2
Differenz Fy Abstoßimp (%) 3.	2,27	Asymptotische Signifikanz	,433
a. Friedman-Test			

ohne Ausreißer

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	9
Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 1.	2,00	Chi-Quadrat	2,400
Differenz Fy Abstoßimpuls (%) 2.	1,67	df	2
Differenz Fy Abstoßimp (%) 3.	2,33	Asymptotische Signifikanz	,301
a. Friedman-Test			

Fz Impuls

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	11
Differenz Fz Impuls (%) 1.	2,36	Chi-Quadrat	2,651
Differenz Fz Impuls (%) 2.	1,05	df	2
Differenz Fz Impuls (%) 3.	1,68	Asymptotische Signifikanz	,266
a. Friedman-Test			

Stützbeinkraft

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	10
Differenz Stützbeinkraft (%) 1.	2,18	Chi-Quadrat	3,800
Differenz Stützbeinkraft (%) 2.	2,18	df	2
Differenz Stützbeinkraft (%) 3.	1,64	Asymptotische Signifikanz	,150
a. Friedman-Test			

ohne Ausreißer

Ränge		Statistik für Test ^a	
	Mittlerer Rang	N	10
Differenz Stützbeinkraft (%) 1.	2,30	Chi-Quadrat	3,800
Differenz Stützbeinkraft (%) 2.	2,20	df	2
Differenz Stützbeinkraft (%) 3.	1,50	Asymptotische Signifikanz	,150
a. Friedman-Test			

Wilcoxon Fz Impuls 1. und 3. Messung *Stichprobe Pilotstudie*

Deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Diff Fz Impuls (%) 1.	11	6,5300	3,4572	-,34	11,40
Diff Fz Impuls (%) 3.	11	5,0450	2,6454	-,17	8,17

Ränge

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Diff Fz Impuls (%) 3. -	Negative Ränge	8 ^a	7,13	57,00
Diff Fz Impuls (%) 1.	Positive Ränge	3 ^b	3,00	9,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	11		

a. Diff Fz Impuls (%) 3. < Diff Fz Impuls (%) 1.

b. Diff Fz Impuls (%) 3. > Diff Fz Impuls (%) 1.

c. Diff Fz Impuls (%) 1. = Diff Fz Impuls (%) 3.

Statistik für Test^b

	Diff Fz Impuls (%) 3. - Diff Fz Impuls (%) 1.
Z	-2,134 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,033

a. Basiert auf positiven Rängen.

b. Wilcoxon-Test

Wilcoxon Parameter Belastungstest 1. und 2. Messung *Stichprobe Pilotstudie*

Ränge		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung - Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung	Negative Ränge	4 ^a	8,75	35,00
	Positive Ränge	7 ^b	4,43	31,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	11		
Differenz Belastungsmaximum(%) 2. - Differenz Belastungsmax (%) 1.	Negative Ränge	6 ^d	6,83	41,00
	Positive Ränge	5 ^e	5,00	25,00
	Bindungen	0 ^f		
	Gesamt	11		
Diff Fy Bremsimpuls (%) 2. - Diff Fy Bremsimpuls (%) 1.	Negative Ränge	4 ^g	3,25	13,00
	Positive Ränge	4 ^h	5,75	23,00
	Bindungen	3 ⁱ		
	Gesamt	11		
Diff Fy Abstößimpuls (%) 2. - Diff Fy Abstößimpuls (%) 1.	Negative Ränge	4 ^j	4,50	18,00
	Positive Ränge	3 ^k	3,33	10,00
	Bindungen	4 ^l		
	Gesamt	11		
Diff Fz Impuls (%) 2. - Diff Fz Impuls (%) 1.	Negative Ränge	7 ^m	6,57	46,00
	Positive Ränge	4 ⁿ	5,00	20,00
	Bindungen	0 ^o		
	Gesamt	11		
Diff Stützbeinkraft (%) 2. - Diff Stützbeinkraft (%) 1.	Negative Ränge	6 ^p	7,17	43,00
	Positive Ränge	5 ^q	4,60	23,00
	Bindungen	0 ^r		
	Gesamt	11		

- a. Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung < Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung
b. Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung > Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung
c. Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung = Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung
d. Differenz Belastungsmaximum(%) 2. < Differenz Belastungsmax (%) 1.
e. Differenz Belastungsmaximum(%) 2. > Differenz Belastungsmax (%) 1.
f. Differenz Belastungsmax (%) 1. = Differenz Belastungsmaximum(%) 2.
g. Diff Fy Bremsimpuls (%) 2 < Diff Fy Bremsimpuls (%) 1.
h. Diff Fy Bremsimpuls (%) 2 > Diff Fy Bremsimpuls (%) 1.
i. Diff Fy Bremsimpuls (%) 1. = Diff Fy Bremsimpuls (%) 2.
j. Diff Fy Abstößimpuls (%) 2 < Diff Fy Abstößimpuls (%) 1.
k. Diff Fy Abstößimpuls (%) 2. > Diff Fy Abstößimpuls (%) 1.
l. Diff Fy Abstößimpuls (%) 1. = Diff Fy Abstößimpuls (%) 2.
m. Diff Fz Impuls (%) 2 < Diff Fz Impuls (%) 1.
n. Diff Fz Impuls (%) 2 > Diff Fz Impuls (%) 1.
o. Diff Fz Impuls (%) 1. = Diff Fz Impuls (%) 2.
p. Diff Stützbeinkraft (%) 2. < Diff Stützbeinkraft (%) 1.
q. Diff Stützbeinkraft (%) 2. > Diff Stützbeinkraft (%) 1.
r. Diff Stützbeinkraft (%) 1. = Diff Stützbeinkraft (%) 2.

Statistik für Test^c

	Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung - Differenz Kontaktzeit(s) Erstmessung	Differenz Belastungsmaximum(%) 2. - Differenz Belastungsmax (%) 1.	Diff Fy Bremsimpuls (%) 2. - Diff Fy Bremsimpuls (%) 1.	Diff Fy Abstößimpuls (%) 2. - Diff Fy Abstößimpuls (%) 1.	Diff Fz Impuls (%) 2. - Diff Fz Impuls (%) 1.	Diff Stützbeinkraft (%) 2. - Diff Stützbeinkraft (%) 1.
Z	-,178 ^a	-,711 ^a	-,700 ^b	-,676 ^a	-1,156 ^a	-,889 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,859	,477	,484	,499	,248	,374

- a. Basiert auf positiven Rängen.
b. Basiert auf negativen Rängen.
c. Wilcoxon-Test

Wilcoxon Parameter Belastungstest 2. und 3. Messung *Stichprobe Pilotstudie*

Ränge

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Diff Kontaktzeit (s) 3. - Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung	Negative Ränge	5 ^a	7,40	37,00
	Positive Ränge	6 ^b	4,83	29,00
	Bindungen	0 ^c		
	Gesamt	11		
Diff Belmax (%) 3. - Differenz Belastungsmaximum(%) 2.	Negative Ränge	7 ^d	6,57	46,00
	Positive Ränge	4 ^e	5,00	20,00
	Bindungen	0 ^f		
	Gesamt	11		
Diff Fy Bremsimpuls (%) 3. - Diff Fy Bremsimpuls (%) 2.	Negative Ränge	6 ^g	5,17	31,00
	Positive Ränge	3 ^h	4,67	14,00
	Bindungen	2 ⁱ		
	Gesamt	11		
Diff Fy Abstoßimp (%) 3. - Diff Fy Abstoßimpuls (%) 2.	Negative Ränge	3 ^j	4,00	12,00
	Positive Ränge	7 ^k	6,14	43,00
	Bindungen	1 ^l		
	Gesamt	11		
Diff Fz Impuls (%) 3. - Diff Fz Impuls (%) 2.	Negative Ränge	6 ^m	6,83	41,00
	Positive Ränge	4 ⁿ	3,50	14,00
	Bindungen	1 ^o		
	Gesamt	11		
Diff Stützbeinkraft (%) 3. - Diff Stützbeinkraft (%) 2.	Negative Ränge	8 ^p	6,25	50,00
	Positive Ränge	3 ^q	5,33	16,00
	Bindungen	0 ^r		
	Gesamt	11		

- a. Diff Kontaktzeit (s) 3. < Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung
b. Diff Kontaktzeit (s) 3. > Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung
c. Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung = Diff Kontaktzeit (s) 3.
d. Diff Belmax (%) 3. < Differenz Belastungsmaximum(%) 2.
e. Diff Belmax (%) 3. > Differenz Belastungsmaximum(%) 2.
f. Differenz Belastungsmaximum(%) 2. = Diff Belmax (%) 3.
g. Diff Fy Bremsimpuls (%) 3. < Diff Fy Bremsimpuls (%) 2.
h. Diff Fy Bremsimpuls (%) 3. > Diff Fy Bremsimpuls (%) 2.
i. Diff Fy Bremsimpuls (%) 2. = Diff Fy Bremsimpuls (%) 3.
j. Diff Fy Abstoßimp (%) 3. < Diff Fy Abstoßimpuls (%) 2.
k. Diff Fy Abstoßimp (%) 3. > Diff Fy Abstoßimpuls (%) 2.
l. Diff Fy Abstoßimpuls (%) 2. = Diff Fy Abstoßimp (%) 3.
m. Diff Fz Impuls (%) 3. < Diff Fz Impuls (%) 2.
n. Diff Fz Impuls (%) 3. > Diff Fz Impuls (%) 2.
o. Diff Fz Impuls (%) 2. = Diff Fz Impuls (%) 3.
p. Diff Stützbeinkraft (%) 3. < Diff Stützbeinkraft (%) 2.
q. Diff Stützbeinkraft (%) 3. > Diff Stützbeinkraft (%) 2.
r. Diff Stützbeinkraft (%) 2. = Diff Stützbeinkraft (%) 3.

Statistik für Test^c

	Diff Kontaktzeit (s) 3. - Differenz Kontaktzeit (s) 2. Messung	Diff Belmax (%) 3. - Differenz Belastungs- maximum (%) 2.	Diff Fy Bremsimpuls (%) 3. - Diff Fy Bremsimpuls (%) 2.	Diff Fy Abstoßimp (%) 3. - Diff Fy Abstoßimpuls (%) 2.	Diff Fz Impuls (%) 3. - Diff Fz Impuls (%) 2.	Diff Stützbeinkraft (%) 3. - Diff Stützbeinkraft (%) 2.
Z	-,355 ^a	-1,156 ^b	-1,007 ^a	-1,580 ^b	-1,376 ^a	-1,511 ^a
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,722	,248	,314	,114	,169	,131

- a. Basiert auf positiven Rängen.
b. Basiert auf negativen Rängen.
c. Wilcoxon-Test

Abstract

This research, carried out with patients attending a rehabilitation process, was based on the assumption that there is a possible correlation between the activity of muscles when stretching legs (with a leg-press) in a lying position and Stance during gait.

Several studies (Powers et al. 1996, Dawes et al. 2005, Archer et al. 2006) have tried to prove this possible connection between muscle force and gait analysis. The results refer to illness and traumas that caused specific disorders (physical problems) in the process of walking. The used parameters in this analysis have been kinematic parameters like gait-speed, cadence or step length.

The study was carried out on patients with different injuries of the lower extremities. The participants of the study had various traumas of one leg and started rehabilitation at the Center for Rehabilitation Weißer Hof in Klosterneuburg, Austria. The evaluation was based on data taken from measurement of maximum isometric force of the leg extensors and 6 kinetic parameters from measurements of the ground reaction forces. The chosen parameters for gait analysis were contact time, vertical component maximum force, fore/after impulse and vertical impulse including the calculated vertical force. The measurements were implemented at beginning of rehabilitation and repeated after a period of 3 to 6 weeks. Measurement of leg extensor force was realised at a leg press in lying position. The individuals were asked to press at maximum level with each leg for 3 times and the best attempt was taken. Measurement of the ground reaction forces took place in the gait laboratory of the Center with two force plates. The data of 10 valid efforts at preferred speed was taken. For better analysis the difference between uninjured and injured leg was calculated for all parameters.

The results of this study show no significant change between the differences at the beginning and at the end of rehabilitation according to the most of the chosen parameters. A variance was found in the difference of leg extensor force, the vertical impulse and vertical force. The asymmetry of injured and healthy leg was smaller at the end of Rehabilitation. But there is no evidence that a relationship between isometric muscle force of leg extensors and the chosen kinetic gait parameters exists.

Kurzzusammenfassung

Die ähnliche Muskelaktivität bei der Beinstreckung an einer Beinpresse in liegender Position und der Stützbeinphase beim Gehen bildet die Grundlage für die durchgeführte Untersuchung an PatientInnen in Rehabilitation. In mehreren Studien (Powers et al. 1996, Dawes et al. 2005, Archer et al. 2006) wurde ein möglicher Zusammenhang von Muskelkraft und Gangbild überprüft. Dabei handelt es sich um Forschungsergebnisse zu Krankheiten oder Unfalltraumata, die zu spezifischen Störungen des Gangmechanismus führen. Die dabei verwendeten Parameter zur Analyse sind hauptsächlich kinematische Parameter wie Gangtempo, Kadenz oder Schrittlänge.

Die im Zuge der Diplomarbeit durchgeführte Pilotstudie wurde an PatientInnen mit unterschiedlichen Verletzungen einer unteren Extremität durchgeführt. Für die Auswertung wurden die Werte einer isometrischen Maximalkraftmessung der Beinstreckschlinge und 6 kinetische Parameter einer Bodenreaktionskraftmessung herangezogen. Die ausgewählten Parameter der Ganganalyse waren die Kontaktzeit, das Belastungsmaximum, der Brems- und Abstoßimpuls in horizontaler Ebene und der Impuls und die daraus errechnete Kraft in vertikaler Ebene. Es wurde eine Messwiederholung zu Beginn und nach ungefähr 3 Wochen der Rehabilitation durchgeführt.

Der Vergleich der Differenzen von gesundem und verletztem Bein zeigte Unterschiede von der Erst- zur Endmessung bei der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge, dem Fz Impuls und der daraus errechneten Stützbeinkraft. Ein Zusammenhang der isometrischen Maximalkraft der Beinstreckschlinge und den ausgewählten kinetischen Parametern konnte in dieser Untersuchung für PatientInnen mit unterschiedlichen Verletzungen einer unteren Extremität nicht bestätigt werden.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Reinhild Hagn
Adresse: Schafberg Bergfriede 21
A-1180 Wien
Geburtsdatum: 22.01.1983
Geburtsort: Wien
Staatsangehörigkeit: Österreich
Eltern: Dr. Gerhild Hagn-Mildner, Kauffrau
Reinhart Hagn, Kaufmann
Geschwister: Andrea Hagn, Christian Hagn

Ausbildung

1989 – 1993 VS Wichtelg., 1170 Wien
1993 – 2001 neusprachliches Gymnasium Maria Regina, 1190 Wien
15. Juni 2001 Reifeprüfung
ab Okt. 2001 Studium der Sportwissenschaften und FÄKO Sportmanagement,
Universität Wien
Sept. 2005 Ausbildung Technischer Trainer für Hochseilgärten
Okt.-Nov. 2007 Ausbildung Übungsleiter Reiten

Sonstiges

1995 Praktikum Reit- und Seminarzentrum Gerolsbach (D)
1996-2002 Dressurausbildung i. Reitstall St. Lukas bei Oberbereiter J. Riegler,
NÖ
2001 ECDL Europäischer Computer Führerschein
2001-2002 selbständige Außendienstmitarbeiterin Reisebüro Tu' die Reise
2002 Mitarbeit Eventmanagement Surfworldcup Podersdorf
ab 2004 selbständig im Blumeneinzelhandel tätig
2005-2007 Trainer Hochseilgarten Donnerskirchen, Bgld
2005-2007 Betreuung Homepage IG zur Förderung des Reitens im Damensattel
in Österreich
ab 2006 Rettungshundeführerin beim SKV-KHD Feuerwehr Wien