

**Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik
Tübingen**

Abteilung Innere Medizin V, Sportmedizin

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. A. Nieß

**Charakterisierung des Balanceverhaltens von
Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf dem
Posturomed**

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

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

**vorgelegt von
Johannes Rudolf Böer
aus Filderstadt**

2006

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. T. Horstmann

2. Berichterstatter: Professor Dr. N. Wülker

Für meine Eltern

1	Einleitung	1
2	Theoretische Grundlagen	3
	2.1 Koordinative Fähigkeiten	3
	2.2 Posturale Steuerung und ihre Regulation.....	8
	2.3 Hüft- und Kniesport als sporttherapeutisches Konzept.....	12
3	Fragestellung und Hypothesenbildung	18
	3.1 Fragen und Ziele	18
	3.2 Hypothesenbildung.....	19
4	Probanden und Methoden	21
	4.1 Untersuchungsdesign.....	21
	4.2 Untersuchungskollektiv und Stichprobe.....	21
	4.3 Untersuchungs- und Testverfahren	23
	4.4 Statistische Datenverarbeitung.....	30
5	Ergebnisse	34
	5.1 Reliabilitätsprüfung	34
	5.2 Einbeinstand ohne Störung	40
	5.3 Einbeinstand mit Störung des Standes.....	46
6	Diskussion	53
	6.1 Diskussion der Methode	53
	6.2 Diskussion der Ergebnisse	55
	6.3 Schlussfolgerungen und Ausblick.....	68
7	Zusammenfassung	70
8	Literaturverzeichnis	72
9	Danksagung	79
10	Lebenslauf	80

1 Einleitung

Propriozeptive Trainingsmaßnahmen und sensomotorisches Training haben in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Sie werden in der Rehabilitation zur Verbesserung der ursprünglichen Funktion nach Verletzungen eingesetzt (REBEL 2000, ROME/BROWN 2004), zur Verbesserung des präoperativen Ausgangsniveaus bei Protheseimplantationen an Hüft- oder Kniegelenk (GILBEY et al. 2003, HORSTMANN et al. 2001, Wang et al. 2002) und zur Verletzungsprophylaxe und Leistungssteigerung bei bestimmten Sportarten (BRUHN et al. 2004, HEITKAMP et al. 2001, LEPHART 1998, VERHAGEN 2004). Auch in der Sturzprävention bei Älteren haben sie eine wichtige Rolle erlangt (CHANG et al. 2004, HAINES et al. 2004, NITZ/CHOY 2004). Stürze können zu einer Minderung der Lebensqualität und zu hohen Kosten durch Krankenhausaufenthalte und Rehabilitation sowie zum Verlust von Mobilität und Eigenständigkeit führen. Angesichts knapper werdender Ressourcen im Gesundheitssystem sind kostengünstige sporttherapeutische Maßnahmen gefordert. Die Messung des Trainingseffekts von sensomotorischem Training gestaltete sich bisher zum Teil jedoch schwierig (BEYERLEIN 2003, GRAS et al. 2004, STEDMAN et al. 2003).

Das Angebot an Trainingsmaßnahmen und Geräten für propriozeptives Training ist sehr groß. Häufig werden instabile Standflächen wie Matten, Kreisel und Balance- Pads sowie Trainingsgeräte mit wackeligem Untergrund eingesetzt, die vor allem auf die Verbesserung der Standsicherheit im Einbeinstand abzielen. Schlechte Kompensationsmöglichkeiten beim Stehen auf instabilen Flächen und erhöhte Werte im „sway“ gelten bei Älteren als Indikator für ein erhöhtes Sturzrisiko. Sie sind aber auch eine gute Möglichkeit das Sturzrisiko zu evaluieren (NARDONE et al. 2000, NGUYEN et al. 2005, LAUGHTON et al. 2003). Ein Beispiel für solch ein Trainingsgerät ist das Posturomed, ein Gerät mit instabiler Balance- Plattform, das zum Training senso-motorischer Fähigkeiten entwickelt wurde und in Rehabilitationseinrichtungen weit verbreitet ist. Durch Kombination mit einem Wegaufnahmesystem kann das Balancevermögens von

Probanden durch Überforderung posturaler Regulationsmechanismen quantifiziert werden (MÜLLER et al. 2004). Zur Simulation einer Störung des Standes kann ein mechanischer Auslösemechanismus eingesetzt werden.

Durch Messung mit dem Posturomed wurden Verbesserungen im Balancevermögen von Coxarthrosepatienten und Patienten mit künstlichem Hüftgelenk nachgewiesen (KRAUSS et al. 2006, BOEER et al. 2005). Es gibt jedoch noch keine Vergleichsmöglichkeit der erhobenen Daten zu einem Normalkollektiv von gesunden Personen. Eine Verschlechterung des Balancevermögens mit zunehmendem Lebensalter ist bekannt und wird mit einem erhöhten Sturzrisiko in Verbindung gebracht. Deshalb wurde in der vorliegenden Studie eine Charakterisierung des Standverhaltens Gesunder auf dem Posturomed durchgeführt und Änderungen zwischen jungen und älteren gesunden Probanden herausgearbeitet.

Außerdem wurden Patienten mit Arthrose oder Prothese an Hüft- oder Kniegelenk auf dem Posturomed getestet und ihre Werte mit dem Normalkollektiv verglichen. Dabei sollte die Frage im Vordergrund stehen, ob sich das Balanceverhalten von Patienten grundsätzlich von dem gesunder Probanden unterscheidet und ob unterschiedliche Reaktionsmuster zum Ausgleich von Störungen des Standes bei den verschiedenen Gruppen vorliegen. Können aus der Evaluation von Kompensationsmöglichkeiten zur Reaktion auf Störung des Standes Hinweise zur Früherkennung von sturzgefährdeten Probanden gezogen werden?

2 Theoretische Grundlagen

Im theoretischen Teil dieser Arbeit sollen die für diese Untersuchung relevanten Themenbereiche dargestellt werden. Der Begriff der koordinativen Fähigkeiten wird mit Schwerpunkt der Gleichgewichtsfähigkeit betrachtet, das posturale System und seine Regulationsmechanismen werden anhand einer Literaturanalyse beschrieben. Zudem werden Faktoren genannt, die einen Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit haben können und insofern bei der Messung und Planung berücksichtigt werden müssen. Dann wird das Konzept der Hüft- und Kniesportgruppen, aus dem die Patienten rekrutiert wurden, vorgestellt und der theoretische Hintergrund dieses Gesundheitssports betrachtet. Auf dieser Grundlage wird die Fragestellung präzisiert und es werden Hypothesen für die empirische Untersuchung gebildet.

2.1 Koordinative Fähigkeiten

In der Sportwissenschaft wird die Gleichgewichtsfähigkeit in den Kontext der koordinativen Fähigkeiten eingeordnet. Die koordinativen Fähigkeiten sind komplexe Leistungsvoraussetzungen, die sich primär auf Prozesse der Bewegungssteuerung und -regelung beziehen. Zusammen mit den konditionellen Fähigkeiten Kraft, Schnelligkeit und Ausdauer sowie der Beweglichkeit tragen sie als so genannte motorische Fähigkeiten zur sportlichen Leistung bei (MEINEL/SCHNABEL 1998).

Eine Möglichkeit zur Systematisierung und Differenzierung der Struktur der koordinativen Fähigkeiten ist die Einteilung in verschiedene Teilbereiche.

Man unterscheidet insgesamt sieben koordinative Fähigkeiten: Differenzierungsfähigkeit, Kopplungsfähigkeit, Reaktionsfähigkeit, Orientierungsfähigkeit, Gleichgewichtsfähigkeit, Umstellungsfähigkeit und Rhythmisierungsfähigkeit. Diese Fähigkeiten wurden aus empirischen

Erkenntnissen, experimentellen Befunden und aus Anforderungscharakteristiken der sportlichen Tätigkeit abgeleitet und beschrieben (MEINEL/SCHNABEL 1998).

Diese Einteilung wird jedoch in letzter Zeit immer mehr in Frage gestellt. Es gibt eine Vielzahl weiterer Ansätze (ROTH 1982, TEIPEL 1988, NEUMAIER/MELCHING 1985), die auf induktivem oder deduktivem Wege versuchen, verschiedene Fähigkeiten abzuleiten und zu bestimmen. Bisher liegt kein einheitliches, allgemeingültiges wissenschaftliches Strukturkonzept der koordinativen Fähigkeiten vor. Der Konstruktcharakter der koordinativen Fähigkeiten macht sie schwer fassbar und wirkt sich hemmend auf Strukturierungs- und Differenzierungsversuche aus. Der modifizierte Fähigkeitsansatz erscheint geeignet für diese Studie, da es bisher nicht möglich ist, mit Hilfe einfacher prozessualer Parameter eine vergleichbare Prognose für terminale Zustände zu erreichen. Es muss berücksichtigt werden, dass es sich bei den beschriebenen Fähigkeiten um Konstrukte handelt, die in interaktiven Schritten bestätigt und präzisiert werden müssen (MELCHING 2003).

2.1.1 Gleichgewicht und Balance

Das Gleichgewicht nimmt durch seine Rolle zur posturalen Gleichgewichtsregulation eine Sonderstellung ein. Betrachtet man die Definitionen der koordinativen Fähigkeiten von MEINEL/SCHNABEL wird die enge Beziehung der Gleichgewichtsfähigkeit zu anderen koordinativen Fähigkeiten deutlich (1998). Eine strenge Trennung der koordinativen Fähigkeiten lässt sich nicht durchführen. Sie sind als komplexes Wirkungsgefüge zu verstehen. Komplexität und Geschwindigkeit der Regulationsprozesse sowie fehlende direkte Zugänge zwingen bei der wissenschaftlichen Untersuchung des Gleichgewichts zu erheblichen Vereinfachungen (JENDRUSCH/BRACH 2003).

Unter Gleichgewichtsfähigkeit versteht man „die Fähigkeit, den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverschiebungen diesen Zustand beizubehalten

beziehungsweise wiederherzustellen“ (MEINEL/SCHNABEL 1998). Man unterscheidet zwischen zwei Seiten dieser Fähigkeit: einerseits der Fähigkeit, das Gleichgewicht in relativer Ruhestellung zu erhalten (statisches Gleichgewicht) und andererseits das Gleichgewicht bei umfangreichen und schnellen Lageveränderungen zu erhalten und wiederherzustellen (dynamisches Gleichgewicht). Darüber hinaus gibt es neben dieser personenbezogenen Gleichgewichtsfähigkeit auch einen objektbezogenen Aspekt, der sich beispielsweise beim Balancieren von Gegenständen manifestiert. Beim Versuch einer Operationalisierung oder einer Messung der Gleichgewichtsfähigkeit fließen beispielsweise immer auch Anteile der kinästhetischen Differenzierungsfähigkeit mit ein.

Es ist deutlich geworden, dass die Interpretation eines Messergebnisses in Bezug auf einen Leistungsfaktor wie das Gleichgewicht, das von einem großen Komplex an weiteren Einflussfaktoren bestimmt wird, durchaus problematisch sein kann. Die Testformen dieser Arbeit beschränken sich auf die personenbezogene Gleichgewichtsfähigkeit, da sich sonst Schwierigkeiten bezüglich der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ergeben hätten. Als Maß für die Gleichgewichtsfähigkeit kann die Dauer der Aufrechterhaltung eines Gleichgewichtszustandes beziehungsweise das Tempo und die Qualität der Wiederherstellung des Gleichgewichts angegeben werden. Zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit wird gefordert, die Gleichgewichtsbedingungen zu erschweren (MEINEL/SCHNABEL 1998). Zum Beispiel kann dies durch eine freibewegliche Unterstützungsfläche erreicht werden. Bei der durchgeführten Untersuchung dient das Therapiegerät Posturomed zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit der Probanden. Tempo und Qualität der Wiederherstellung des Gleichgewichts kann über das aufgezeichnete Gesamtwegsignal der Messplatte quantifiziert werden (MÜLLER et al. 2004).

Der Ausdruck „Gleichgewicht“ wird in der Alltagssprache schnell zu einseitig mit dem vestibulären System verbunden. Dieses dominiert jedoch im posturalen Regelkreis keineswegs. Das vom posturalen System kontrollierte statische und dynamische Gleichgewicht kann auch Balance genannt werden. Balance meint die Kontrolle der Körperposition im Raum beziehungsweise der Position der Körperteile zueinander, so dass der menschliche Körper gegen von außen einwirkende Kräfte aufrecht oder in der gewünschten Haltung bleiben kann (RUNGE 1998). Balance und Gleichgewicht werden in dieser Arbeit als Synonyme verwendet.

2.1.2 Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsfähigkeit

Die Gleichgewichtsfähigkeit unterliegt großen intra- und interindividuellen Schwankungen. Die interindividuellen Unterschiede nehmen tendenziell mit dem Lebensalter zu, dies gilt insbesondere für Bewegungsabläufe, die im Alltagsleben nicht ausreichend geschult werden. Ursache ist die Verschlechterung von Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung aufgrund der physiologischen Altersinvolution (WEINECK 2002). Die Trainierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit bleibt jedoch bis ins hohe Alter erhalten, auch wenn sie im Alter möglicherweise geringer ausgeprägt ist als in jungen Jahren. Neben Alterungsprozessen gibt es eine Vielzahl von Faktoren, die die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen. So weisen regelmäßig sportlich aktive ältere Personen bessere Koordinationsleistungen auf als jüngere, die nicht regelmäßig Sport treiben (TEIPEL 1988). Der Trainingszustand ist also neben dem Alter ein wichtiger Faktor, der bei der Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit berücksichtigt werden muss. Es besteht eine deutlich positive Korrelation zwischen sportmotorischer Vorerfahrung und koordinativer Leistungsfähigkeit. Personen, die in ihrem Leben regelmäßig sportlich aktiv waren und über vielseitige Bewegungserfahrungen verfügen, schneiden bei Gleichgewichtstests besser ab als Personen, die wenig oder keinen Sport getrieben haben (KIPHARD et al. 1985, WEINECK 2002). Dieser Einfluss wird auch für die Messergebnisse auf dem Posturomed erwartet.

Über den Einfluss des Geschlechts auf die Gleichgewichtsfähigkeit liegen in der Literatur inkonsistente Ergebnisse vor (MAYER 2004, FRÄNDIN et al. 1995). Gleichgewichtsmessungen von OTT (1999) auf dem Posturomed ergaben keinen relevanten Unterschied der Messergebnisse von Frauen und Männern.

Im Zusammenhang mit Arthrose kann auch Schmerz die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen. Schmerzen können zu muskulären Dysbalancen führen, indem sie einen erhöhten lokalen Muskeltonus bewirken und die Ausbildung von Schonhaltungen fördern. Das „Giving-Way- Phänomen“ ist ein bekanntes Beispiel für den gegenteiligen Effekt, die reflektorische Hemmungen von Muskelanteilen (MENKE 2000).

Auch der Ermüdungszustand hat über eine zunehmende Hemmung zentralnervöser Strukturen, die für die motorische Steuerung verantwortlich sind, einen Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit. Alkohol, Nikotin, Schlafmangel und eine Vielzahl von Medikamenten ändern das Erregungsniveau im Zentralnervensystem und beeinflussen so die Leistungsfähigkeit des neuromuskulären Systems (WEINECK 2002).

Es wurde gezeigt, dass Belastungen oberhalb der anaeroben Schwelle die Körperschwankungen bei Gleichgewichtsaufgaben deutlich verstärken (NARDONE et al. 1997). Aus diesem Grund wurden die Messungen auf dem Posturomed zeitlich immer vor intensiveren Belastungen in den Sportgruppen durchgeführt.

Erhöhte Motivation kann über Steigerung von Wachheits- und Aufmerksamkeitsgrad eine Verbesserung der Leistungen in Gleichgewichtstests ergeben (FREIWALD et al. 1999). Die komplexen Verschaltungen der Regelkreise der Gleichgewichtsreaktion legen den Schluss nahe, dass interne Faktoren wie Tagesform, Stimmung und Temperament einen Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit haben (RIEDER 1996). Äußere Faktoren wie Lärm, Temperatur und visuelle oder taktile Ablenkung können die Gleichgewichtsleistung ebenfalls beeinträchtigen.

Es wurde versucht, diejenigen Einflussfaktoren, die nicht als unabhängige Variable dienen, so weit wie möglich konstant zu halten. Näheres ist im Kapitel „Material und Methode“ beschrieben.

2.2 Posturale Steuerung und ihre Regulation

Unser Körper hat eine kleine Standfläche und einen relativ hoch über dem Boden gelegenen Schwerpunkt. In mechanischer Hinsicht ist der menschliche Körper eine wackelige Angelegenheit. Aus diesem Grund unterliegt die Körperhaltung der ständigen Kontrolle und Regulation verschiedener Strukturen des zentralen und peripheren Nervensystems sowie des Bewegungsapparates. Der Ausdruck „posturales System“ bezeichnet die integrierte Gesamtheit aller Teilsysteme, die Aufgaben der Haltungsstabilität erfüllen (RUNGE 1998). Der Ausdruck „posturale Reaktion“ dient als Sammelbegriff für alle sensomotorischen Aktivitäten, die Balance und Haltungskontrolle aufrechterhalten. „Postural control can be defined as the process by which the central nervous system (CNS) generates the pattern of muscle activity required to regulate the relationship between the center of mass (COM) and the base of support (BOS)” (MAKI et al. 1996).

Wahrnehmungen und deren Verarbeitung sowie Muskelaktivitäten sind in einem komplexen Regelkreis miteinander verknüpft. Es gibt eine Vielzahl an Möglichkeiten, die an der Bewegungsregulation beteiligten Prozesse zu beschreiben. Es liegen kybernetische, psychologische, handlungsorientierte und neurophysiologische Ansätze vor (SINGER 1985, SCHMIDT / THEWS 1997, GÖHNER 1999).

Zur Erklärung der Prozesse, die bei der Ausführung von Gleichgewichtsübungen stattfinden, ist die Beschreibung der Bewegungsregulation aus neurophysiologischer Perspektive am besten geeignet. Von besonderer Bedeutung sind Informationsprozesse, das sensomotorische System und die Propriozeption, auf die in Anlehnung an das Struktur- und Prozessmodell der Bewegungsregulation von TEIPEL (1995) eingegangen wird.

Für die Aufrechterhaltung des eigenen Gleichgewichts sind vier Funktionseinheiten von Bedeutung: die Informationsaufnahme, das Gedächtnis, die Programmierung und die Motivation.

Die Informationsaufnahme geschieht über innere und äußere Informationssysteme. Der innere Regelkreis umfasst die Wahrnehmung innerhalb des Körpers. Die Informationen werden von vestibulären und kinästhetischen Rezeptoren aufgenommen. Die Aufnahme von Informationsquellen aus der Umwelt erfolgt über taktile, akustische und optische Analysatoren. Die Aufnahme und Verarbeitung dieser drei Systeme wird als äußerer Regelkreis bezeichnet.

Die Strukturierung und Trennung der Informationssysteme dient lediglich der exakteren Beschreibung. Sämtliche Informationen werden analysiert, differenziert und synthetisiert. Die integrative Verarbeitungsleistung aller Informationssysteme sowie deren Interdependenz ist die eigentliche Leistung, so dass eine einzelne Funktion nicht ausschließlich einem System zugeordnet werden kann (NEUMAIER/MELCHING 1995). Für die ausführliche Beschreibung der neurophysiologischen Vorgänge sei auf entsprechende Fachliteratur verwiesen (ROBERTS 1978, SCHMIDT/THEWS 1997, TREPEL 1999, WEINECK 2002). Auch das komplexe Verschaltungsmuster der Neuronen von Rückenmark, Hirnstamm, Großhirnrinde, Basalganglien und Kleinhirn mit ihren hemmenden und aktivierenden Transmittern soll hier nicht näher beschrieben werden.

Es sei lediglich erwähnt, dass die Bewegungspläne auch in Zusammenarbeit mit dem limbischen System erstellt werden. Emotionen und Motivation können damit Einfluss auf die Intensität des Bewegungsverhaltens ausüben.

Ebenso fließen Informationen aus früheren Bewegungserfahrungen mit ein. GÖHNER konnte in einem Experiment nachweisen, dass es „motorische Informationen gibt, die nur wenige Sekunden lang behalten werden können, und dass andererseits motorische Informationen, die man eine Minute lang behalten kann, auch noch nach Stunden oder Tagen abgerufen werden können“ (GÖHNER 1999). Ein Gleichgewichtstest wird daher auch von den motorischen Vorerfahrungen eines Probanden beeinflusst, so dass die ausgeübten Sportarten und die Größe der Vorerfahrung der Probanden erfragt und eventuell berücksichtigt werden sollte. Letztlich bewirken die wechselseitigen Einflüsse und interaktiven Abläufe der Informationssysteme

sowie das Zusammenwirken aller an der Gleichgewichtsregulation beteiligten Funktionseinheiten das motorische Verhalten. Die Frage, ob sportliche Vorerfahrung auch die Messergebnisse auf dem Posturomed beeinflusst, soll in dieser Arbeit beantwortet werden.

2.2.1 Propriozeption

Das Stehen auf einer labilen oder beweglichen Unterstützungsfläche erfordert ständige Längen- und Spannungsveränderungen der Muskulatur. Die Muskelspannung wird von Golgi- Sehnenorganen gemessen, die Muskellänge von Muskelspindeln. Die sensorisch afferenten Informationen aus der Peripherie werden dem Zentralen Nervensystem zugeleitet und dort verarbeitet. Die Fähigkeit, diese Signale wahrzunehmen und für die Steuerung von Ausgleichsbewegungen zu nutzen wird als Propriozeption bezeichnet. Die bei Messung mit dem Posturomed aufgezeichneten Bewegungen der Messplatte werden daher in dieser Arbeit als „Ausgleichsbewegungen“ bezeichnet.

In der Literatur ist ein weites Begriffsverständnis der Propriozeption verbreitet. Dieses soll auch in der vorliegenden Arbeit verwendet werden, obwohl die Propriozeption streng genommen nur das afferente System umfasst, die motorische efferente Regulation des Gleichgewichts jedoch nicht mit einbezieht. Der Begriff sensomotorische Regulation erfasst diesen Vorgang exakter. Dieses kinästhetische Informations- und Regulationssystem zeichnet sich durch hohe Leitungsgeschwindigkeit und ein hohes Differenzierungsvermögen aus. Schnelle Bewegungskorrekturen und Feinabstimmungen, wie sie bei Gleichgewichtsübungen auf dem Posturomed vermehrt gefordert und provoziert werden, können realisiert werden.

2.2.2 Stürze und Risikofaktoren

Die meisten Stürze älterer Menschen ergeben sich aus lokomotorischen Störungen. Es sind nicht einzelne Krankheiten oder Funktionsdefizite einzelner Organe, die zur Gehstörung oder zum Sturz führen, sondern die Interaktion

mehrerer Strukturschäden und Funktionsstörungen. Gehstörungen und Stürze im Alter sind also durch eine multifaktorielle Pathogenese gekennzeichnet (MYERS et al. 1996). Als Risikofaktoren für Stürze werden Arthrose, Orthostase, Depression sowie verminderte kognitive Leistungsfähigkeit, Sicht, Balance, Gang und Muskelkraft genannt, sowie die Einnahme von vier oder mehr Medikamenten (TINETTI 2003). Um das Risiko für Stürze zu reduzieren haben sich Balance- und Gangtraining, Krafttraining, Überprüfung der Medikamentenliste, Optimierung der Blutdruckeinstellung sowie das Ausschalten von sturzgefährdenden Objekten in der häuslichen Umgebung bewährt (CHANG et al. 2004, TINETTI 2003).

Es ist bekannt, dass zusätzliche Aufgaben die posturale Stabilität verringern und bei geringen Reserven eine Erklärung für erhöhtes Sturzrisiko bei geriatrischen Patienten darstellen können (HAUER et al. 2003). Wenn die Balance also bereits gestört ist und zusätzliche Anforderungen wie Hindernisse oder das Laufen in einer Menschenmasse die Situation erschweren, dann besteht erhöhte Sturzgefahr. Koordinationstraining kann die potentiellen Reaktionsmöglichkeiten erhöhen und Ressourcen für andere Aufmerksamkeitsbereiche frei machen. Koordinatives Training wird deshalb zur Sturzprävention empfohlen, da so das Handlungspotential erhöht werden kann (NITZ/CHOY 2004). Die schwingende Messplatte des Posturomeds ist daher in idealer Weise geeignet, die Balance eines Probanden zu evaluieren. Das Stehen im Einbeinstand auf der Platte fordert auch Probanden mit sehr guter Balance, da man auf der Platte nie komplett ruhig stehen kann. Sie ermöglicht aber auch bei Probanden mit reduzierter Gleichgewichtsfähigkeit die Balance praktisch risikolos zu evaluieren (NARDONE et al. 2000). Ist es möglich durch Messung mit dem Posturomed sturzgefährdete Patienten herauszufiltern um ihnen anschließend ein spezielles Training zukommen lassen zu können?

2.3 Hüft- und Kniesport als sporttherapeutisches Konzept

Altersstruktur und zunehmende Lebenserwartung führen zu einer Zunahme der Arthroseerkrankungen und der Anzahl implantierter künstlicher Gelenke. Arthrose in fortgeschrittenem Stadium führt zu funktionellen Einschränkungen und bedingt Bewegungsarmut, die zur Minderung von Leistungsfähigkeit und Lebensqualität führt. Auch nach implantiertem künstlichem Hüftgelenk reicht die konventionelle Therapie oft nicht aus, um die ursprüngliche Leistungsfähigkeit wiederherzustellen (GILBEY 2003, WANG 2002). Es wird gefordert, die Therapie bereits präoperativ - am besten sofort nach Diagnosestellung - zu beginnen und auch sechs Monate nach Implantation einer Prothese nicht zu beenden (HORSTMANN et al. 2001, 2002). Als sporttherapeutische Maßnahme wurden vor diesem Hintergrund die Tübinger Hüft- und Kniesportgruppen gegründet. Die Kurse werden in geschlossenen Gruppen von maximal 15 Personen über einen Zeitraum von sechs Monaten angeboten. Unter Anleitung von sportpädagogisch geschulten Physiotherapeuten wird einmal pro Woche 60 Minuten lang trainiert. Die Gruppen bestehen zu etwa gleichen Anteilen aus Patienten mit Arthrose und Endoprothese (Haupt/Horstmann 2002). Die Wirksamkeit von Gruppenintervention ist vergleichbar mit der physiotherapeutischen Einzeltherapie (FRANSEN et al. 2003).

Übergeordnetes funktionales Ziel ist die bessere Bewältigung von Alltagsanforderungen und die Steigerung der Lebensqualität durch Vergrößerung der Bewegungsmöglichkeiten. Das Konzept integriert Ziele in drei Bereichen: motorisch-funktionale Ziele, affektiv-kognitive Aspekte sowie psycho-soziale Ziele.

In den letzten Jahren wurden zahlreiche Trainingsstudien bei Hüft- und Kniepatienten durchgeführt: Es wurden Verbesserungen im subjektiven Bereich nachgewiesen, Patienten erlangten mehr Sicherheit beim Gehen und empfanden weniger Bewegungsunsicherheit. Sie gaben weniger Schmerzen und Beschwerden an (Horstmann et al. 1999).

Im Bereich der koordinativen Fähigkeiten zeigten sich im Verlauf eines Hüftsportkurses Verbesserungen im Einbeinstand (statische Gleichgewichtsfähigkeit), im Sternschritt (dynamische Gleichgewichtsfähigkeit, Kopplungsfähigkeit) und in der Kraftausdauer (MAYER 2004).

Im Bereich der gesundheitsbezogenen Lebensqualität deuten neuere Ergebnisse auf Verbesserungen im Bereich der „körperlichen Summenskala“ hin, während die „psychische Summenskala“ unverändert bleibt (VENTER et al. 2003).

2.3.1 Theoretischer Hintergrund des Gesundheitssports

Der Hüftsport lässt sich als sportbezogene Intervention in den Kontext der Sportförderung und des Gesundheitssports einordnen.

Sportförderung meint all jene „personen-, gruppen- oder populationsbezogenen Maßnahmen und Strategien, die dazu dienen, dass Menschen mit dem regelmäßigen Sporttreiben beginnen und dieses über längere Zeiträume hinweg aufrechterhalten können“ (FUCHS 2003). Gesundheitssport zielt vor allem auf drei Gesundheitswirkungen: auf die Stärkung von physischen, psychischen und sozialen Ressourcen, auf die Minderung körperlicher Risikofaktoren und auf die Bewältigung von Beschwerden und Missbefinden (BÖS/BREHM 1998).

Der Themenkomplex der Auswirkungen des Sports auf die Gesundheit ist in den letzten 20 Jahren intensiv bearbeitet worden. Während Wissenschaftler sich noch darüber streiten, ob und in welchem Ausmaß von gesundheitlichen Effekten des Sporttreibens gesprochen werden kann, „ist beim Laien die Vorstellung von der positiven Wirkung des sportlichen Aktivseins auf die körperliche und seelische Gesundheit längst ein unumstößliches Faktum“ (FUCHS 2003).

FUCHS vertritt die Auffassung, dass ein theoriegeleitetes Vorgehen für die Entwicklung wirkungsvoller Sportförderprogramme unverzichtbar sei. Er stellt vier Prinzipien vor, von denen angenommen wird, sie seien für eine effektive Sportförderung von grundlegender Bedeutung: Prinzip der Zielexplication, dem

Mehrebenen- Prinzip sowie den beiden Prinzipien der Stadienspezifität und Niedrigschwelligkeit (FUCHS 2003). Diese Prinzipien sind bei der Konzeption der Hüft- und Kniesportgruppen zwar nicht explizit erwähnt worden, man kann ihre Berücksichtigung jedoch bei eingehender Beschäftigung nachvollziehen (BÖER 2004).

Ein weiterer Ansatzpunkt zur theoretischen Betrachtung der Wirksamkeit der Hüft- und Kniesportkonzeption sind Rehabilitationsmodelle. PETERMANN sieht die Fähigkeit zur Krankheitsbewältigung nicht als unveränderbare Persönlichkeitseigenschaft, sondern als „erworbene, erlernte und damit auch veränderbare Fähigkeit der Person“, die somit auch therapeutisch beeinflusst werden kann (1997). Nimmt man das Theoriemodell der Rehabilitation von GERDES/WEIS (2000) als Grundlage, so ergeben sich beispielsweise für den Hüftsport verschiedene Ansatzpunkte für therapeutisches Handeln. Eine zentrale Stellung nimmt der Bewältigungsprozess als Mediatorvariable ein. Er kann direkt über Gesundheitssport und Bewegungstherapie positiv beeinflusst werden. Außerdem kann der Hüftsport zur Aktivitätssteigerung und zur Verbesserung der Partizipation beitragen. Die affektiv-kognitive Zielsetzung des Hüftsports beeinflusst das Gesundheitsverhalten durch Schulung und Vermittlung von Hintergrundwissen. Selbst für Schulung und Wissensvermittlung allein sind Verbesserungen im Bereich „Schmerzen“ und „Aktivität“ nachgewiesen worden (KLASSBO et al. 2003).

Die Konzeption als Gruppentherapie mit ihren psychosozialen Aspekten, dem freudvollen Bewegen in der Gruppe und dem direkten Erfahrungsaustausch der Kursteilnehmer untereinander ermöglicht zusätzlich eine Stärkung persönlicher Ressourcen, sowohl psychisch als auch sozial. Die vielfältigen Ansatzpunkte machen deutlich, wie komplex das Wirkungsgefüge des Gesundheitssports ist.

In einer Studie kann immer nur ein kleiner Bereich bearbeitet werden. In dieser Arbeit wird untersucht, ob sich das Balanceverhalten von Gesunden von dem von Arthrose- und Prothese-Patienten unterscheidet. Aufbauend auf die Ergebnisse dieser Studie könnten dann Interventionsuntersuchungen gemacht werden, mit dem Ziel die Gleichgewichtsfähigkeit zu verbessern. Man nimmt an,

dass eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit Gesundheitsstörungen mindern kann und somit den Bewältigungsprozess fördert und zu einer Steigerung von Aktivität und Partizipation beiträgt (HAUER et al. 2002).

2.3.2 Pathomechanismus der Arthrose

Degenerative Gelenkerkrankungen sind von großer sozialmedizinischer Bedeutung und beeinträchtigen die Funktion des Gelenks und angrenzender Weichteile. Ab dem 40. Lebensjahr sind bei der Hälfte der Bevölkerung röntgenmorphologisch degenerative Gelenkveränderungen erkennbar. Subjektive Beschwerden werden jedoch im Durchschnitt nur von etwa einem Viertel der Betroffenen angegeben. Am häufigsten sind große Gelenke wie das Knie- und Hüftgelenk von einer Arthrose betroffen (NIETHARD / PFEIL 2003).

Es handelt sich bei der Arthrosis deformans um eine Degeneration des Gelenkknorpels mit sekundärer Knochenläsion und entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel. Der Verlauf ist langsam progredient.

Zu Beginn der Erkrankung steht der Elastizitätsverlust des Gelenkknorpels mit Veränderung der Knochengrundsubstanz und Demaskierung kollagener Fasern. Erste röntgenmorphologische Veränderungen sind Höhenabnahme des Knorpelgewebes, Spaltbildung im Gelenkknorpel und subchondrale Sklerosierung der Gelenkfläche als Zeichen veränderter Belastungszonen. Der jetzt entstandene Knorpelschaden bedingt Schub- und Scherkräfte an den Gelenkflächenrändern, die zur Ausbildung von Knochenvorsprüngen führen, sogenannten Exophyten oder Osteophyten.

Ab diesem Stadium spricht man von Arthrosis deformans, der Deformierung des Gelenks. Der Verlust von Gelenkknorpel verkleinert die kraftaufnehmende Fläche im Gelenk, der Knochen bildet sich unter maximal beanspruchten Arealen der Gelenkflächen zurück und es entstehen sogenannte Zysten. Reparative und destruktive Vorgänge können sich über viele Jahre die Waage halten, ohne dass es zu einer auffälligen klinischen Symptomatik kommt. Beschleunigt sich jedoch der Verlauf, kann durch einen vermehrten Anfall von Knorpelabriebprodukten die Gelenkinnenhaut (Synovia) gereizt werden und

sich entzünden. Man spricht dann von einer aktivierten Arthrose, die klinisch relevant ist (NIETHARD / PFEIL 2003).

Die Hauptsymptome der Arthrosis deformans sind Schmerz, Schwellung, Muskelverspannung, Bewegungseinschränkungen und zunehmende Deformierung. Die beschriebenen pathomorphologischen Veränderungen bedingen den Funktionsverlust des Gelenkes und damit die objektivierbaren Befunde.

Der degenerative Verlauf der Erkrankung führt zu einer zunehmenden Verschlechterung und in einen Teufelskreis hinein: durch die Deformierung entwickeln sich funktionelle Kontrakturen und Achsenfehlstellungen, die eine Bewegungseinschränkung und Minderung der Gebrauchsfähigkeit der Extremität bedingen. Schmerz und Verspannung führen zur Schonung und Schonhaltung des Gelenks. Es bilden sich dadurch muskuläre Dysbalancen. Die zunehmende Einschränkung der Bewegungsaktivität führt zur Muskelatrophie und zur Minderung der allgemeinen und lokalen aeroben Leistungsfähigkeit (HORSTMANN et al. 2002).

Im Zusammenhang mit dem eingetretenen Knorpelverlust kann das Gelenk instabil werden und ein „Schlottergelenk“ mit lockeren Bändern entstehen. Die Instabilität kann zu Gangunsicherheit und zur Erhöhung des Sturzrisikos beitragen.

Mit der Diagnose der Arthrose sollte nicht das Leiden, sondern die Therapie beginnen. Eine präoperative Physiotherapie kann bei Hüftpatienten die Beweglichkeit und Bewältigung der Schmerzen positiv beeinflussen und die Operation bis zu vier Jahre hinausschieben (MARTINI et al. 1997, GILBEY et al. 1999). Es konnte eine deutliche Einschränkung der konditionellen maximalen und submaximalen Leistungsfähigkeit präoperativ bei Hüftarthrosepatienten nachgewiesen werden (HORSTMANN et al. 2002). Trotz erkennbarer Verbesserung postoperativ blieben die Patienten jedoch weit von der Normalisierung entfernt. Um eine Ökonomisierung der Belastung im alltäglichen Bereich zu erreichen, ist ein Anstieg der lokalen aeroben Kapazität, Azidosetoleranz und Kraftausdauer erforderlich.

Es werden daher neben der gängigen symptomorientierten Therapie der Coxarthrose spezielle sporttherapeutische Maßnahmen gefordert (HORSTMANN et al. 2002). Therapiemaßnahmen müssen die Belastung der Gelenke niedrig halten. Der Integration von Übungen zum Training der Koordination kommt eine besondere Bedeutung zu, da sie eine Minderung von Belastungsspitzen durch verbesserte Koordination bewirken (BERGMANN et al. 2004). Mit der Verbesserung der Gesamtfunktion des Gelenks durch sportliche Aktivität können Behinderungen bei Alltagsaktivitäten entscheidend beeinflusst werden. Die aktuelle Funktion eines Gelenks ist außerdem bei anstehenden Gelenkoperationen für den Erfolg der operativen Maßnahme und das spätere funktionelle Ergebnis mit entscheidend (GILBEY et al. 2003, MENKE 1997).

Befragungen am Ende von Hüftsportkursen ergaben, dass Patienten vor allem mehr Vertrauen zu ihrer Extremität und mehr Sicherheit beim Gehen und Steigen erlangen sowie weniger Bewegungsunsicherheit empfinden. Es wird außerdem eine Verminderung der Schmerzen und Beschwerden angegeben. Ein gezieltes Training des Gleichgewichts und der Propriozeption kann die Sicherheit beim Gehen verbessern. Möglicherweise ist durch Gleichgewichtstraining auch das Sturzrisiko positiv beeinflussbar.

In diesem Kapitel wurden theoretische Aspekte zur Balance- und Gleichgewichtsregulation dargestellt.

Ausgehend von den vorgestellten Studien über Einflussfaktoren auf das Balancevermögen und dem Bezug zu Stürzen älterer Menschen wird die Fragestellung für diese Arbeit konkretisiert und werden die im empirischen Teil zu prüfenden Hypothesen gebildet.

3 Fragestellung und Hypothesenbildung

3.1 Fragen und Ziele

Ziel der Studie ist es, das Balanceverhalten von gesunden Probanden auf dem Posturomed zu charakterisieren und mit dem von Hüft- und Kniepatienten zu vergleichen. Im Folgenden soll die Fragestellung spezifiziert und sollen Hypothesen gebildet werden, die anhand der empirischen Untersuchung geprüft werden. Es wird zunächst das Standverhalten im Einbeinstand betrachtet, anschließend wird die Reaktion auf frontale und laterale Störungen des Standes beschrieben.

Neben der Charakterisierung des Standverhaltens und der Reaktion auf Störungen von Gesunden, sollen folgende Fragen anhand der Hypothesen bearbeitet und beantwortet werden:

- Wie zuverlässig kann mit dem Posturomed gemessen werden?
- Weisen Gesunde ein anderes Bewegungsverhalten auf der Messplatte auf als Patienten mit Hüft- oder Kniebeschwerden?
- Ändern sich Standverhalten im Einbeinstand und Reaktion auf Störungen des Standes mit dem Lebensalter?
- Gibt es Unterschiede im Balanceverhalten zwischen gesundem und krankem Bein?
- Kann aus unterschiedlichen Reaktionsmustern auf Störungen des Standes ein Bezug zur Sturzgefährdung hergestellt werden? Sind Personen, die schlechter auf Störungen reagieren können, möglicherweise in Zukunft häufiger von Stürzen betroffen?
- Können durch Überforderung posturaler Reaktionsmechanismen sturzgefährdete Risikopatienten frühzeitig erkannt und eventuell einer besonderen Förderung zugeleitet werden?

3.2 Hypothesenbildung

Die aufgestellten Hypothesen sollen zunächst auf die entsprechende Nullhypothese geprüft werden, es werden jeweils die Unterschiedshypothesen ausformuliert. Als Testniveau wird $\alpha=0,05$ festgelegt. Die Nullhypothese soll auf dem 5 % Niveau verworfen werden.

3.2.1 Reliabilitätsprüfung

H1.1: Werden Probanden nach einem Zeitabstand von 1-3 Wochen ein zweites Mal auf dem Posturomed getestet, so sind die Messwerte ähnlich groß wie bei der ersten Messung. Es besteht hohe Re-Test-Reliabilität auf dem Posturomed.

H1.2: Je höher das Gewicht der Probanden ist, desto weniger Ausgleichsbewegungen werden benötigt. Das Posturomed misst Probanden mit hohem Gewicht unzuverlässig.

H1.3: Bei lateraler Störung des Standes weisen die Probanden für das rechte Bein ein geringeres Wegsignal aus, da die Störung immer von der linken Seite appliziert wurde und sich somit aus biomechanischer Sicht ein Vorteil für den Ausgleich mit dem rechten Bein ergibt.

H1.4: Lerneffekte durch Habituation werden während der Probe-Minuten vor Beginn der Messung abgeschlossen. Innerhalb einer Messserie ist kein Trend zur Abnahme des Wegsignals bei späteren Versuchen festzustellen.

3.2.2 Einbeinstand ohne Störung

H2.1: Für das Standverhalten Gesunder ist charakteristisch, dass sie ein „dominantes“ Standbein haben, auf dem sie weniger Weg zurücklegen als auf dem anderen Bein.

H2.2: Junge Probanden benötigen auf dem Posturomed weniger Ausgleichsbewegungen um im Einbeinstand stehen zu können als ältere Probanden.

H2.3: Probanden mit größerer sportmotorischer Vorerfahrung oder gutem Trainingszustand stehen ruhiger auf der Messplatte als Probanden mit geringer Vorerfahrung.

H2.4: Die Hüft- und Kniepatienten weisen auf dem betroffenen Bein ein höheres Wegsignal auf als auf dem gesunden Bein.

H2.5: Die Plattenschwingungen von Hüft- und Kniepatienten unterscheiden sich von denen der gesunden Probanden. Hüft- und Kniepatienten benötigen mehr Ausgleichsbewegungen um im Einbeinstand stehen zu können und weisen einen höheren Anteil an ungültigen Messungen auf.

3.2.3 Einbeinstand mit Störung des Standes

H3.1: Für gesunde Probanden ist die effektivere Reaktion auf frontale Störungen charakteristisch. Sie brauchen weniger Weg und der Anteil ungültiger Messungen ist geringer als bei Reaktion auf laterale Störungen.

H3.2: Junge Probanden reagieren schneller und effektiver auf frontale und seitliche Störungen als ältere Probanden.

H3.3: Das betroffene Bein der Patienten kann Störungen des Standes schlechter abfangen als das gesunde Bein.

H3.4: Hüft- und Kniepatienten weisen eine schlechtere Reaktion und Ausgleichsmöglichkeit der Störung des Standes auf als gesunde Probanden. Sie machen mehr Fehlversuche und benötigen mehr Weg, um die Störung abzufangen.

4 Probanden und Methoden

4.1 Untersuchungsdesign

Es handelt sich bei der vorliegenden Untersuchung um eine Querschnittsstudie, die als Stichprobe Teilnehmer an Hüft- und Kniesportgruppen sowie gesunde Probanden aus Tübingen und Reutlingen aufweist.

Die Probanden wurden durch ein Informationsblatt zur Studie und in einem Gespräch über die Studie informiert, füllten nach erfolgter Einverständniserklärung zur Studie einen Fragebogen aus und wurden direkt anschließend auf dem Posturomed getestet. Testorte waren die Tübinger Sportmedizin, die Physiotherapie der CRONA- Kliniken und das Therapie- und Analysezentrum „RTA“ in Reutlingen.

Die Ergebnisse der Messung wurden in einem Messprotokoll vermerkt und gemeinsam mit den ausgefüllten Fragebögen in eine JMP 4.0 Datenbank (SAS Institute Inc.) eingegeben und gespeichert.

Ein randomisiert ausgewählter Teil der jungen gesunden Probanden wurde für die Messung der Re-Test-Reliabilität im Zeitabstand von 1-3 Wochen ein zweites Mal auf dem Posturomed getestet.

4.2 Untersuchungskollektiv und Stichprobe

4.2.1 Probanden und Gruppen

Insgesamt wurden 111 Probanden getestet und in vier Gruppen eingeteilt.

Die Normalgruppe bestand aus gesunden Probanden, die aus den Präventionssportgruppen „UK fit“ und über Aushänge in Tübingen rekrutiert wurden.

In die „Hüftgruppe“ wurden Probanden eingeschlossen, die an einer Hüftarthrose leiden oder einen endoprothetischen Gelenkersatz am Hüftgelenk

erhalten hatten und bereits mindestens 6 Monate an einer Hüftsportgruppe in Tübingen oder Reutlingen teilgenommen hatten.

Die „Kniegruppe“ bestand aus Probanden mit Kniegelenksarthrose oder Kniegelenksprothese, die mindestens 6 Monate in einer Kniesportgruppe trainiert hatten.

Das Durchschnittsalter der Gesamtgruppe lag bei 49 Jahren. Hinsichtlich Alter, Gewicht, Größe und Body-Mass- Index sind „Hüftgruppe“, „Kniegruppe“ und „Normgruppe 46-79 J.“ vergleichbar. Die exakten Angaben sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 1: Biometrische Daten der Probanden.

	Gesamt	Normgruppe 22-30 J.	Normgruppe 31-45 J.	Normgruppe 46-79 J.	Hüftpatienten	Kniepatienten
Anzahl [n]	111	26	16	17	26	26
Alter [Jahre]	49 (± 17)	25 (± 2)	37 (± 4)	59 (± 11)	59 (± 9)	63 (± 8)
BMI [kg/m²]	24,6 ($\pm 3,7$)	22,8 ($\pm 3,2$)	22,2 ($\pm 2,3$)	24,8 ($\pm 2,6$)	25,4 ($\pm 2,6$)	26,8 ($\pm 4,7$)

4.2.2 Auswahl der Probanden

Als Einschlusskriterien für die Hüft- und Kniegruppe dienten das Vorliegen einer ein- oder beidseitigen Arthrose oder Total- / Teilendoprothese, der sichere Gang ohne Gehhilfe, stabile Verankerung des Implantats bei Prothesepatienten, Teilnahme an einer Hüft- oder Kniesportgruppe über einen Zeitraum von mehr als sechs Monaten sowie Einwilligungsfähigkeit und Mindestalter von 18 Jahren. Ausschlusskriterien waren Erkrankungen des Herzkreislaufsystems, die eine hochgradig verminderte Belastungsfähigkeit im Alltag zur Folge haben und als Kontraindikation einer körperlichen Belastung gelten, wie beispielsweise eine Herzinsuffizienz NYHA Stadium IV.

Einschlusskriterien für die Normalgruppe waren Einwilligungsfähigkeit und Mindestalter von 18 Jahren. Ausschlusskriterien waren akute oder chronische Erkrankungen am Bewegungsapparat, aufgrund derer sich der Proband in regelmäßiger ärztlicher Behandlung befindet oder die die Aktivität des Probanden einschränken, sowie die Einnahme eines Schmerzmittels aufgrund von Gelenkerkrankung. Das subjektive Kriterium „Schmerz“ wurde gewählt, da sonst die Auswahl einer älteren gesunden Normalgruppe schwierig gewesen wäre, insbesondere vor dem Hintergrund, dass etwa die Hälfte der Bevölkerung ab dem 40. Lebensjahr röntgenmorphologisch degenerative Gelenkveränderungen aufweist (NIETHARD/PFEIL 2003). Die Ausschlusskriterien wurden vor der Messung sowie im Fragebogen überprüft.

Nach Auswertung der Fragebögen wurden 3 Probanden der Kniegruppe ausgeschlossen, da sie auch das Vorliegen einer Coxarthrose angegeben hatten. Die Messungen von 4 Probanden der Normalgruppe wurden nicht in die Auswertung miteinbezogen, da bei dreien Symptome einer Hüft- oder Kniegelenksarthrose vorlagen, ein Proband wurde wegen einer erst 3 Monate alten Achillessehnenruptur ausgeschlossen.

4.3 Untersuchungs- und Testverfahren

4.3.1 Messgerät

Das Posturomed ist laut Herstellerfirma (Haider Bioswing, Pullenreuth) ein Therapie- und Trainingsgerät für propriozeptives Training. Es ist seit 1992 auf dem Markt und wird in Rehabilitationspraxen eingesetzt. Es wurde zur Therapie von postural bedingten Schmerzen im Bewegungsapparat konzipiert und soll die segmentale Koordination an tragenden Gelenken verbessern (www.bioswing.de). Die Standplatte des Posturomeds ist an ihren vier Ecken an 15 cm langen Stahlseilen aufgehängt. Alle Stahlseile besitzen zur Dämpfung der Plattenbewegung eine Kunststoffummantelung. Eine spezielle Konstruktion der Plattenaufhängung beinhaltet vier weitere Aufhängepunkte. Dadurch können die Schwingungseigenschaften der Platte in drei Stufen reguliert

werden, wobei vier, sechs oder acht Stahlseile aktiviert werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Plattenaufhängung mit vier Stahlseilen gewählt.

Die Platte (12kg, 60cmx60cm) wurde an der Unterseite mit einem berührungslosen induktiven Wegaufnahmesystem (DIGIMAX, mechatronic, Hamm) kombiniert. So können Bewegungen der in der Horizontalebene schwingenden Platte in zwei zueinander senkrechten Richtungen (x, y) mit jeweils 100 Hz zeitlicher und 0,1 mm örtlicher Auflösung aufgezeichnet werden. Die einzelnen Weginkremente werden jeweils in x- und y- Richtung aufaddiert, als Gesamtweg S_r wird der tatsächliche Abstand zwischen den einzelnen Messpunkten angegeben. Abbildung 1 stellt beispielhaft die Berechnung der Plattenbewegung für drei Messpunkte (1,2,3) dar. Das Wegsignal in x- Richtung errechnet sich als $S_x = dx_1 + dx_2$, in y- Richtung $S_y = dy_1 + dy_2$. Der tatsächlich zurückgelegte Gesamtweg der Messplatte kann nach dem Satz des Pythagoras berechnet werden. Er ist hier als $S_r = dr_1 + dr_2$ dargestellt (Abbildung 1).

Die zugehörige Software zur Messdatenerfassung liefert als Ergebnis den zurückgelegten Gesamtweg (S_r) sowie den Weg in den beiden zueinander senkrecht stehenden Bewegungsrichtungen x und y (S_x , S_y) für das gewählte Messintervall. Zur Vereinfachung der Auswertung wurden diese Werte nach jeder Messung direkt in das Messprotokoll übertragen.

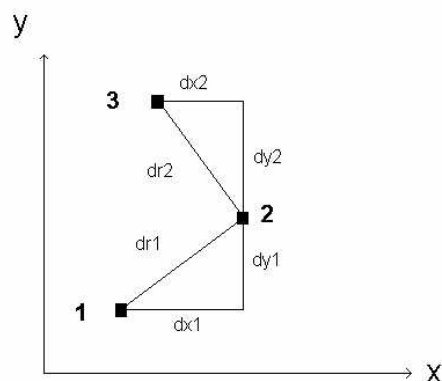


Abbildung 1: Skizze zur Berechnung des Wegsignals in den Richtungen x und y.

An einer Seite des Geräts wurde ein mechanischer Auslenkmechanismus angebracht, der die Platte in seitlicher Richtung (x- Richtung) 1,0 cm außerhalb der Gleichgewichtslage arretieren kann (Abb.2).

Nach Lösen der Arretierung schwingt die Platte in ihre Ruhelage zurück. Auf diese Weise können Störungen des Standes simuliert werden (MÜLLER et al. 2004). Bei auftretender Unsicherheit kann sich der Proband jederzeit am Sicherheitsgeländer festhalten und somit einen Sturz sicher verhindern.



Abbildung 2: Posturomed mit Messplatte, Auslösemechanismus und Standposition der Probanden

4.3.2 Messung und Untersuchungsablauf

Vor Beginn der Messung wurde jeder Proband ausführlich über Ziele, Dauer, Ablauf, Bedeutung, Tragweite, persönlichen Nutzen sowie Risiken der Studienteilnahme mündlich aufgeklärt. Seitens der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Uni Tübingen ergaben sich keine Einwände gegen die Durchführung der Studie (Bescheid 182/2003V vom 10.02.2004). Jeder Proband erhielt zusätzlich ein Informationsblatt über die Studie. Nach erfolgter Einverständniserklärung zur Studienteilnahme bekamen die Probanden einen Fragebogen ausgehändigt, mit dem sportmotorische Vorerfahrungen, Seitenpräferenzen sowie eine kurze Anamnese der Krankengeschichte erfasst wurden.

Anschließend wurde den Probanden ein standardisierter Text vorgelesen, der sie über die Standposition im Einbeinstand informierte, die sie während den Messungen einnehmen sollten. Mit einer standardisierten Standposition soll

eine höhere Reliabilität der Messwerte erreicht werden. Stützt ein Proband sein Spielbein auf dem Standbein ab oder fixiert das Standbein mit den Augen, so kann er ruhiger stehen, als wenn das Spielbein frei hängt und der Blick nach vorne gerichtet ist.

Folgende Körperposition wurde gewählt und zur Messung von allen Probanden eingenommen: Arme hängen frei, freies Bein leicht gebeugt und ohne Kontakt mit dem Standbein, der Blick ist nach vorn und an die gegenüberliegende Wand gerichtet (ILG 2000, BEYERLEIN 2003). Der Proband hatte sein Standbein in der Mitte der Messplatte zu platzieren, die mit einem Klebestreifen markiert war (Abbildung 2). Alle Messungen an Probanden wurden so durchgeführt, dass Bewegungen in der Frontal- bzw. Sagittalebene Wegsignalen in der x- bzw. y-Richtung entsprachen (S_x bzw. S_y), die Probanden wurden angewiesen, den Fuß entlang der Markierung auszurichten.

Probanden, die zum ersten Mal auf dem Posturomed stehen, reagieren oft mit unangemessen großen Ausgleichsbewegungen innerhalb der ersten ein bis drei Minuten auf dem Posturomed. Dieser Effekt ist als Habituation, also als Toleranzsteigerung des Organismus zu verstehen. Sie beruht auf innerhalb von Minuten ausgelösten Gewöhnungseffekten, die unter anderem auf der Ausbildung nervaler Hemmungsprozesse basieren (BÖS / BREHM 1998).

Aus diesem Grund standen die Probanden bereits während der Instruktionen auf dem Posturomed und konnten sich an die wackelige Standfläche gewöhnen. Vor jeder Übung konnten die Probanden in einem Probeversuch, der nicht aufgezeichnet wurde, den Versuchablauf kennen lernen. Die Aufzeichnung der Messwerte begann also erst nach Verschwinden offensichtlicher Kurzzeiterneffekte.

Für die Aufzeichnungen wurde die einfachste Schwierigkeitsstufe mit vier aktivierten Stahlseilen gewählt. Für Hüft- und Kniepatienten stellt dies eine angemessene Herausforderung dar. Höhere Schwierigkeitsstufen könnten nur noch von einem Teil der Probanden über das gesamte Messintervall von sechs Sekunden ohne Häufung von Fehlversuchen absolviert werden. Auch für gesunde Probanden ist die schwingende Plattform eine Herausforderung.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurde auch für sie die einfachste Schwierigkeitsstufe mit vier aktivierten Stahlseilen gewählt.

Alle Tests zur Quantifizierung des Balancevermögens wurden im Einbeinstand, ohne Schuhe mit Socken durchgeführt.

Als Fehlversuch wurde jeder Versuch gewertet, bei dem Kontakt von Hand oder Spielbein mit dem Sicherheitsgelenker oder der Messplatte auftraten oder das Standbein von seiner Ausgangsposition fortbewegt wurde. Fehlversuche wurden im Messprotokoll ohne Differenzierung zwischen Abstützen, Festhalten und Standbeinbewegung vermerkt. Ein Proband, der fast sein Gleichgewicht verliert, es jedoch aufgrund guter Ausgleichsmechanismen schafft, ohne Festhalten den Versuch abzuschließen, wird ein sehr großes Wegsignal aufweisen, obwohl er gute Reaktionsmechanismen besitzt („falsch-schlecht“). Ein Proband, der sich bei Unsicherheit aufgrund geringer Ausgleichsressourcen sofort festhält, um dann wieder ruhig zu stehen, weist lediglich ein sehr geringes Wegsignal auf, obwohl er eigentlich die schlechteren Regulationsmechanismen aufweist („falsch-gut“). Aus diesem Grund wurde das Wegsignal der Fehlversuch-Messungen nicht in die Auswertung miteinbezogen, sondern ausgeschlossen.

Bei den fünf Messwiederholungen konnte auch festgestellt werden, dass Probanden zufällig in einer der Messungen unsicher waren, aber das Gleichgewicht dennoch halten konnten. Da diese Messung, die vom Wegsignal her ein vielfaches des normalen Wegsignals aufweist, den Mittelwert stark beeinflusst, jedoch nicht als Fehlversuch ausgeschlossen werden konnte, wurde ein weiteres Kriterium zum Ausschluss von Messungen gewählt. Jeder Messwert, der größer als der Mittelwert plus 3 Standardabweichungen ist, wurde nicht in die Auswertung miteinbezogen. Innerhalb von ± 3 Standardabweichungen liegen bei normalverteilten Werten 99,7% aller Messungen (HARMS 1998).

Im ersten Teil der Messung wurde die Vorwärts-rückwärts- (AP, Wegsignal Sy) und die medio-laterale (ML, Wegsignal Sx) Bewegung der Platte im Einbeinstand ohne Auslenkung („ohne Störung“) erfasst.

Die Übungen wurden links und rechts jeweils fünfmal wiederholt. Der Ablauf der Messung war standardisiert, die Probanden hoben auf das Kommando „machen Sie sich bereit“ das Spielbein von der Messplatte ab, es folgte „Start“ und „Ende der Messung“. Die Messungen wurden rechts und links im Wechsel aufgezeichnet, mit rechts wurde begonnen.

Im zweiten Teil der Messung wurde die Platte um 10 mm in x- Richtung ausgelenkt und arretiert. Für die Messungen mit Auslenkung wurde der Nullpunkt neu auf die ausgelenkte Position der Platte festgelegt. So konnte die Messung automatisch bei Erreichen eines Schwellenwerts gestartet werden. Da einige Probanden im Einbeinstand recht unruhig standen, wurde als Schwellenwert zum Start der Messung der Wert sechs Millimeter gewählt.

Nach Lösen der Arretierung war es die Aufgabe des Probanden, die Platte innerhalb des Messintervalls von sechs Sekunden so schnell wie möglich wieder in Ruhe zu bringen und so ruhig wie möglich zu halten. Der Ablauf war auch hier standardisiert, rechtes und linkes Standbein wurden abwechselnd aufgezeichnet, die Messung für jedes Bein fünf Mal wiederholt. Die Probanden nahmen auf das Kommando „machen Sie sich bereit“ den Einbeinstand ein, es folgte „Start und ...“ kurz nach dem „und...“ wurde der Auslösemechanismus betätigt. Der Zeitabstand zwischen Start und Lösen der Arretierung wurde so konstant wie möglich gehalten. Die Probanden hatten auch hier den Blick aufrecht an die gegenüberliegende Wand gerichtet, Blickkontakt mit dem Auslenkmechanismus war nicht erlaubt.

Die Standposition der Probanden wurde so gewählt, dass die Auslenkung zuerst frontal zum Körper, dann seitlich zum Körper appliziert wurde („frontale Störung“, „laterale Störung“). Die Aufzeichnungen mit Auslenkung wurden ebenfalls im Einbeinstand aufgezeichnet, da dadurch die Reaktion auf eine realistische Simulation einer sturzgefährdeten Situation aufgezeichnet werden konnte. Die Plattform simuliert einen instabilen Untergrund, wie er auf

unebenen Wegen, beim Wegrutschen oder beim Stolpern auftreten kann. Im Gehen muss die Störung stets im Einbeinstand ausgeglichen werden. Die Störung wurde immer entlang der S_x -Richtung appliziert. Bei frontaler Störung entsprechen Bewegungen in S_y medio-lateralen Bewegungen der Platte, bei lateraler Störung entspricht S_y antero-posterioren Ausgleichsbewegungen (Abb.3).

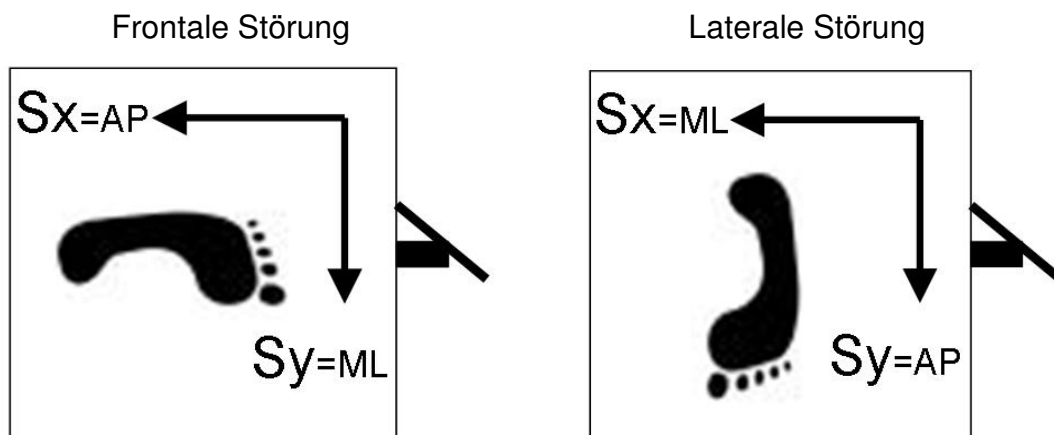


Abbildung 3: Skizze zum Messaufbau. Die Störung wurde immer entlang der x -Richtung appliziert, bei frontaler Störung drückt S_y Ausgleichsbewegungen in medio-lateraler (ML) Richtung aus, bei lateraler Störung entspricht der Weg S_y antero-posterioren (AP) Bewegungen.

4.3.2.1 Re-Test-Reliabilität

12 randomisiert ausgewählte Probanden der „Normgruppe 22-30 J.“ wurden im Abstand von 1-3 Wochen ein zweites Mal auf dem Posturomed getestet. Die Re-Test Messung wurde bei allen Probanden der „Normgruppe 22-30 J.“ mit ungerader Probandennummer durchgeführt. Nachdem der Nachweis der Messgenauigkeit des berührungslosen Wegaufnahmesystems bereits erbracht wurde (MÜLLER et. al 2004), ging es in dieser Messung um die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse eines Probanden auf dem Posturomed. Bei der zweiten Messung wurde kein Fragebogen mehr ausgefüllt, die standardisierten Instruktionen wurden jedoch ein weiteres Mal vorgelesen, so dass die Probanden auch hier wieder eine Eingewöhnungsphase auf der schwingenden Plattform hatten.

4.3.2.2 Altersabhängige Veränderung des Wegsignals

Um altersabhängige Veränderungen des Wegsignals untersuchen zu können wurden die gesunden Probanden in drei Gruppe eingeteilt. Zur Darstellung altersabhängiger Veränderungen wurde der Vergleich zwischen den jüngsten und den ältesten Gesunden gewählt, da in der mittleren Altersstufe der Unterschied zwischen biologischem und kalendarischem Alter eine große Rolle spielt und so Probanden nicht mit Sicherheit der einen oder der anderen Gruppe zugeordnet werden können.

4.4 Statistische Datenverarbeitung

Die vom Messsystem aufgezeichneten Daten wurden mit Hilfe des Statistik-Programms JMP 4.0 (SAS Institute Inc.) in eine Datenbank eingegeben und gespeichert. Eine Plausibilitätskontrolle in Form von „list check“ und „range check“ erleichterte die Eingabe. Die stichprobenhafte Überprüfung der Daten ergab sehr gute Zuverlässigkeit.

In drei Messblöcken („ohne Störung“, „frontale Störung“, „laterale Störung“) wurden von jedem Bein fünf Messwiederholungen aufgezeichnet. Von allen gültigen Messwerten wurde der Mittelwert für jedes Bein und jeden Messblock berechnet, da es sich bei diesen multiplen Beiträgen eines Probanden (mehrere Messungen auf einem Bein) um abhängige Daten handelt, die nicht als unabhängige Daten in die Auswertung eingebracht werden dürfen. Dies würde zwar die Anzahl der Beobachtungen erhöhen, nicht jedoch die erhaltene Information. Statistische Tests würden dann ungültig und täuschten eine signifikante Beziehung vor (ALTMAN / BLAND 1997). Der Mittelwert bildet den repräsentativen Wert eines Probanden, so dass aus dem Mittelwert jedes Beines ein Gesamtmittelwert für jeden Probanden gebildet wurde.

Die Darstellung der Messwerte erfolgt im Ergebnisteil durch Kasten- und Schnurrhaardiagramme von Tukey, die als „Boxplot“ bezeichnet werden. Sie stellen schematisch eine Häufigkeitsverteilung dar. Zwischen ersten und dritten Quartil wird ein Kasten aufgebaut, in diesen Bereich fallen 50 % der Messwerte. Der Medianwert entspricht dem Querstrich innerhalb der Box. Die seitlich angesetzten Schnurrhaare vermitteln einen Eindruck über die Streuung der restlichen 50% der Messwerte. Die Schnurrhaare sind bis auf $\pm 1,5$ -fachen Interquartilsabstand ausgezogen (HARMS 1998). Zusätzlich ist das 95%-Konfidenzintervall als Raute, sogenannter „mean diamond“, eingezeichnet. Aus den Mittelwerten der Probanden wird für die Gruppe ein Gesamtmittelwert berechnet.

Diese Darstellung des Gesamtwegsignals Sr soll einen Anhaltspunkt geben, ob normalverteilte Daten vorliegen. Man erkennt eine annähernd symmetrische Verteilung der Daten. Median Sr=97 mm und Mittelwert Sr=108 mm entsprechen sich allerdings nicht exakt. Die Daten sind leicht rechtsschief ins Positive gestreckt (Abbildung 4). Auf dem Posturomed können Extremwerte in positiver Richtung „unbeschränkt“ aufgezeichnet werden, während die untere Schranke das Wegsignal „Null“ bildet. Werte oberhalb von drei Standardabweichungen wurden nicht in die Auswertung miteinbezogen.

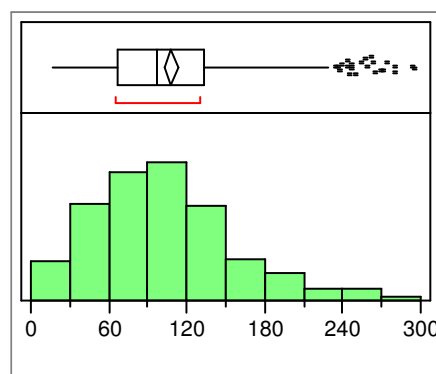


Abbildung 4: Verteilung der Mittelwerte des Gesamtwegsignals Sr für alle drei Messblöcke (ohne, frontale, laterale Störung) pro Proband je linkes und rechtes Bein ($n = 666$).

Problematisch ist die teils hohe Standardabweichung der Messwerte. Übersteigt sie die Hälfte des Mittelwerts ist die Annahme einer Normalverteilung fraglich, da negative Werte nicht möglich sind (LANG/SECIC 1997). Werden die drei Messblöcke getrennt ausgewertet, so ist die Stichprobe zu klein, um eine Normalverteilung der Messwerte sicher nachweisen zu können. Wir gehen dennoch davon aus, dass die Daten in der Grundgesamtheit normalverteilt sind und verwenden den Mittelwert statt des Medianwerts für die weiteren Berechnungen.

Hypothesen über Änderungen im Anteil der Fehlversuche werden mit dem Fisher's-exact-Test geprüft, die Nullhypothese wird bei einem $p < 0,05$ verworfen.

Eine Änderung im Balancevermögen kann sich in den Messwerten in einer Änderung im Anteil der Fehlversuche, der Änderung des tatsächlichen Gesamtwegs, aber auch bei gleich bleibendem Gesamtweg in einer Änderung des Verhältnisses der beiden Richtungsanteile S_x und S_y darstellen. Bei der Auswertung wird zunächst eine Änderung im Gesamtweg S_r betrachtet und dann gegebenenfalls auch S_x und S_y ausgewertet.

Man nimmt an, dass unterschiedliche Muskelgruppen für Bewegungen in antero-posteriorer (AP-) Richtung und medio-lateraler (ML-) Richtung verantwortlich sind (WINTER et al. 1996). Um den Anteil der Muskelgruppen unabhängig vom Gesamtwegsignal vergleichen zu können, wird die Bildung eines Balanceindex als Quotient der Gesamtwegs $Q_1 = S_{ML}/S_{AP}$ vorgeschlagen. Damit sollen große Unterschiede zwischen den Probanden im Gesamtwegsignal eliminiert werden und das Verhältnis soll so besser dargestellt werden können (MÜLLER et al. 2004).

Für Messungen mit Störung des Standes wird nach dem gleichen Prinzip der Balanceindex Q_2 gebildet. Er wird aus dem Quotienten der gemittelten Wegsignale eines Probanden entlang der applizierten Störung (S_x) errechnet und entspricht somit dem Verhältnis von ML- zu AP- Bewegung für die beiden unterschiedlichen Standpositionen in Relation zur Störung (MÜLLER et al. 2004).

Zur Überprüfung der Wiederholbarkeit der Messergebnisse auf dem Posturomed wurden an randomisiert ausgewählten Probanden Re-Test-Messungen durchgeführt. Zur graphischen Darstellung der Ergebnisse wurden ein Varianzdiagramm und der Bland- und Altman-Plot gewählt. Das Varianzdiagramm erlaubt einen Überblick darüber, wie gut Größe der Messwerte von Test- und Re-Test- Messung übereinstimmen. Es wird zusätzlich der Pearsonsche Korrelationskoeffizient angegeben, der jedoch lediglich den linearen Zusammenhang zwischen den Messergebnissen von Test- und Re-Test- Messung beschreibt und damit nicht das ideale Maß für die Übereinstimmung darstellt (Bland / Altman 1986).

Im Bland und Altman Plot wird der Unterschied des Ergebnisses der wiederholten Messung numerisch als Differenz der beiden Einzelmessungen ausgedrückt. Die Differenzen werden im Streudiagramm gegen den Mittelwert der zugehörigen Einzelmessungen aufgetragen. Für den Mittelwert der Einzelmessungen spricht, dass er dem tatsächlichen Wert näher kommt als jede Einzelmessung. Als Übereinstimmungsmaß werden die 95%-Übereinstimmungsgrenzen sowie der Wiederholungskoeffizient verwendet (BLAND UND ALTMAN 1996). Von den 5 Wiederholungen auf jedem Bein wird jeweils der Mittelwert für linkes und rechtes Bein gebildet und dann der Gesamtmittelwert für jeden Probanden berechnet.

Zunächst werden die Gesamtdaten betrachtet, anschließend die Re-Test-Reliabilität für die einzelnen Messblöcke („Ohne Störung“, „frontale“ und „laterale Störung“) überprüft.

5 Ergebnisse

Die Gliederung dieses Kapitels orientiert sich an den im Kapitel drei formulierten Hypothesen. Zur besseren Übersichtlichkeit wurden die Daten aus den Tabellen im Text auf drei Ziffern (21,7mm, 246mm) gerundet. Der p-Wert wird auf drei Stellen nach dem Komma gerundet angegeben.

5.1 Reliabilitätsprüfung

5.1.1 Re-Test- Messung

Werden Probanden ein zweites Mal auf dem Posturomed getestet, so sind die Messwerte ähnlich groß wie bei der ersten Messung.

Die Verteilung der Mittelwerte aller gültigen Messungen ist für Test- und Re-Test- Messung vergleichbar, es zeigt sich eine geringe Verkleinerung aller drei Messwerte bei der Re-Test- Messung, die sich für Sy und Sr als signifikant erwiesen (Tab.2).

Tabelle 2: Mittelwert der gültigen Messungen der drei Messblöcke junger gesunder Probanden („ohne Störung“, „frontale Störung“, „laterale Störung“) (\pm Standardabweichung) in mm. n=36.

	Test	Re-Test	Differenz (Test – Re-Test)	p-Wert
Sx [mm]	78,7 (\pm 54)	74,8 (\pm 53)	4,0 (\pm 12)	0,059
Sy [mm]	21,1 (\pm 9,4)	18,4 (\pm 7,3)	2,8 (\pm 5,0)	0,002
Sr [mm]	90,0 (\pm 54)	84,9 (\pm 54)	5,1 (\pm 13)	0,020

Zwischen den Messwerten der Test- und Re-Test-Messung besteht ein enger Zusammenhang (Pearson Korrelationskoeffizient $r= 0,97$, Abb.5). Probanden mit kleinen Werten bei der Test- Messung wiesen bei der Re-Test- Messung mit großer Wahrscheinlichkeit auch kleine Werte auf.

Der Mittelwert der Differenzen S_r (Test-Re-Test) liegt bei $5,1(\pm 12,6)$ mm und bestätigt die Tendenz zur Verbesserung bei der Re-Test-Messung. Die 95%-Übereinstimmungsgrenzen liegen zwischen $-19,6$ und $29,8$ mm (Bland and Altman Plot, Abb.5).

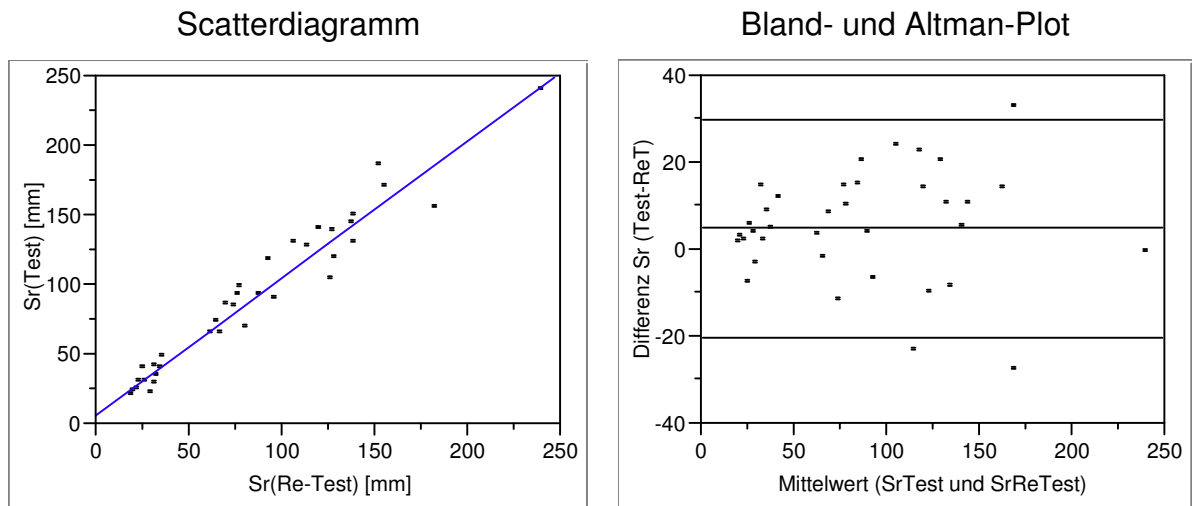


Abbildung 5: Gesamtdaten: Scatterdiagramm der Gesamtwegmittelwerte der gültigen Messungen aller drei Messblöcke, $n=36$. Bland- und Altman- Plot mit Messergebnissen, die als Differenzen gegen den Mittelwert der Einzelmessungen aufgetragen sind und 95% Übereinstimmungsgrenzen.

Im Folgenden wurde die Reproduzierbarkeit der Messwerte für die einzelnen Messblöcke untersucht.

Bei Messung ohne Störung besteht ein guter Zusammenhang zwischen den Messwerten von Test- und Re-Test-Messung ($r=0,73$, Abb.6). Die Differenz zwischen Test- und Re-Test- Messung beträgt für den Gesamtweg $S_r=3,9\pm 6$ mm ($p=0,052$). Für den Balanceindex Q1 war die Differenz der Messwerte aus Test und Re-Test annähernd Null ($-0,05\pm 0,39$) mit 95%-Übereinstimmungsgrenzen zwischen $-0,81$ und $0,71$ (Abb. 6). Die Variabilität des Balanceindex mit Normalwerten zwischen 2 und 3 ist damit relativ groß.

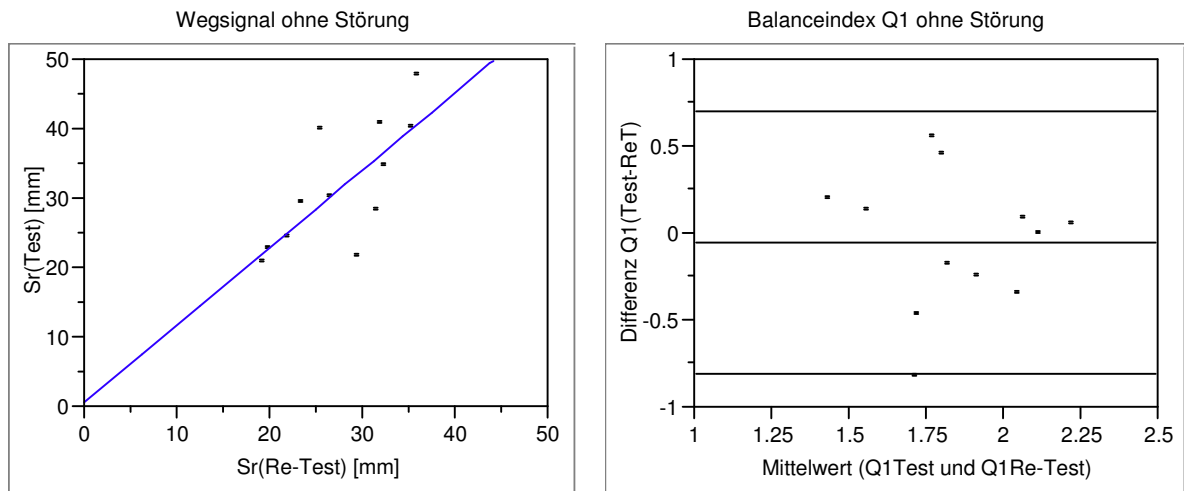


Abbildung 6: Ohne Störung: Scatterdiagramm des Wegsignals Sr und Bland- und Altman- Plot des Balanceindex $Q1$ von Test und Re-Test-Messung ($n=12$).

Bei Messung mit Störung des Standes ergibt sich eine gute Reproduzierbarkeit bei der Re-Test-Messung. Bei frontaler Störung liegt der Pearson Korrelationskoeffizient bei 0,91, bei lateraler Störung bei 0,89 (Abb.7). Die Differenz zwischen Test- und Re-Test- Messung beträgt für frontale Störung $Sr=10,1\pm 11\text{mm}$ ($p=0,007$) und für laterale Störung $Sr=1,3\pm 18\text{mm}$ ($p=0,800$).

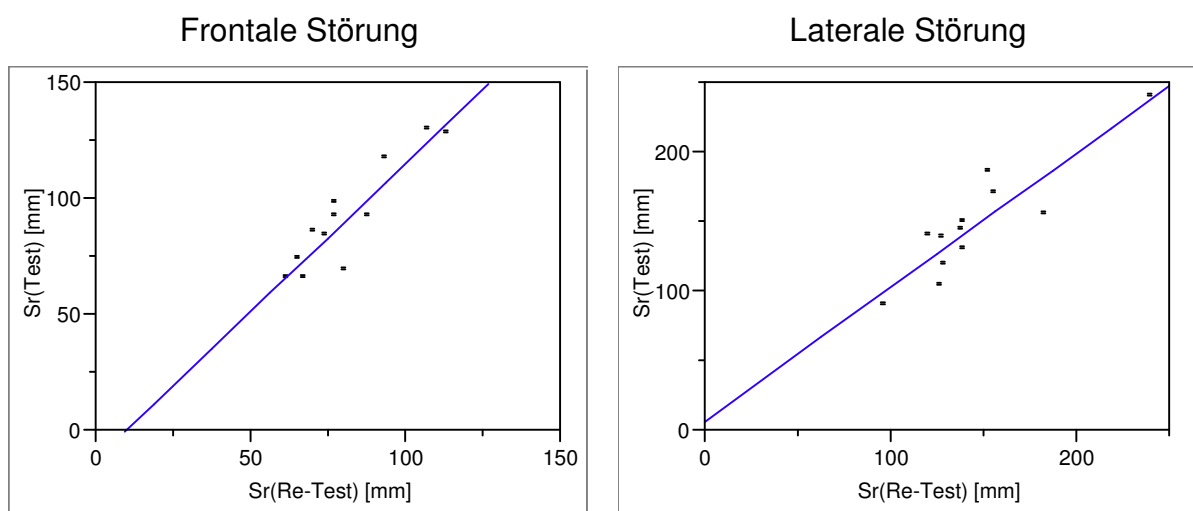


Abbildung 7: Frontale und laterale Störung: Reproduzierbarkeit des Wegsignals Sr bei Messung mit Störung ($n=12$) im Scatterdiagramm. Die 95%Übereinstimmungsgrenzen (Bland und Altman) liegen für frontale Störung zwischen $-10,6$ und $30,7\text{mm}$, für laterale Störung zwischen $-33,3$ und 36mm .

5.1.2 Wegsignal und Gewicht der Probanden

Die Hypothese, höheres Gewicht gehe mit weniger Ausgleichsbewegungen einher, hat sich nicht bestätigt. Die 55 Probanden der Normalgruppe wurden in drei Gewichtsklassen eingeteilt, es bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Im Mittel wurde von Probanden aller drei Gewichtsklassen etwa 100mm Wegsignal benötigt, um die Messungen zu bewältigen. Die Standardabweichung liegt bei allen Gruppen um 30mm (Tab.3).

Tabelle 3: Wegsignal S_r ($\pm SD$) in mm der Normalgruppe bei Einteilung in drei Gewichtsklassen.

	48-65 kg (n=16)	66-75 kg (n=24)	76-110 kg (n=15)
Gesamtweg S_r [mm]	97,7 (± 28)	106 (± 32)	103 (± 30)

5.1.3 Fehlmessung bei lateraler Störung

Bei lateraler Störung wies der Mittelwert der Messungen auf dem rechten Bein ein deutlich geringeres Wegsignal auf als der Mittelwert der Messungen auf dem linken Bein (134 vs. 168mm, $p=0,000$). Trotz hoher Streuung besteht ein hochsignifikanter Unterschied zwischen linkem und rechten Bein (Abb.8). Die Applikation der Störung des Standes erfolgte bei lateraler Störung immer von der linken Seite des Probanden.

Dieser Unterschied ist bei frontaler Störung nicht vorhanden (S_r links 100 ± 34 , S_r rechts 103 ± 38). 22 Probanden der Normalgruppe haben als Sprungbein das linke Bein angegeben, 28 das rechte Bein. Einen Fußball würden 11 Probanden mit dem linken Bein, 41 mit dem rechten Bein ins Tor schießen.

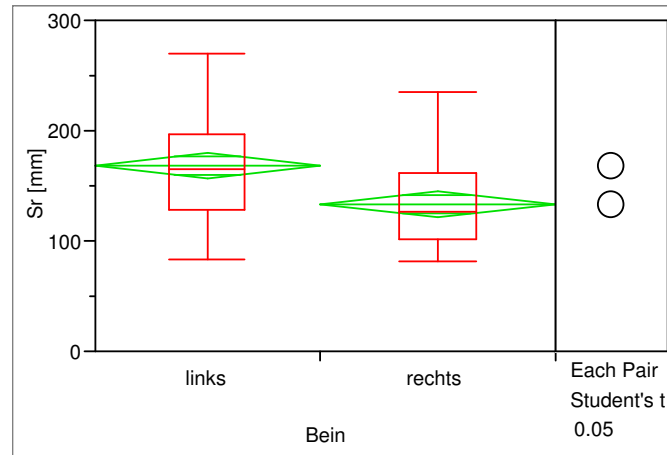


Abbildung 8: Fehlmessung des Wegsignals S_r bei Störung von lateral. Die laterale Störung ist auf dem linken Bein als Standbein schwerer zu bewältigen. $N=55$ Probanden der Normalgruppe.

Tabelle 4: Wegsignal der Normalgruppe ($n=55$) bei Störung von lateral für linkes und rechtes Bein. P -Wert bezieht sich auf t -Test der Differenz (links-rechts) für verbundene Stichproben.

	links	rechts	Differenz links - rechts	p
S_x [mm]	156 (± 45)	121 (± 40)	36,9 (± 32)	0,000
S_y [mm]	33,4 (14)	28,8 (± 11)	5,3 (± 12)	0,002
S_r [mm]	168 (± 47)	134 (± 42)	37,5 (± 34)	0,000

5.1.4 Lerneffekt innerhalb einer Messserie

Innerhalb einer Messserie zeigt sich eine minimale Verringerung des Wegsignals im Verlauf von der ersten zur fünften Messwiederholung, die in allen drei Messblöcken vorhanden ist (Tab.5). Die Verbesserung von der ersten zur fünften Messwiederholung waren bei Messung ohne Störung (55,9 vs. 48,2, $p=0,252$) und bei lateraler Störung (148 vs. 144, $p=0,586$) nicht signifikant, bei frontaler Störung unterschied sich der Wert der ersten von der fünften Messwiederholung signifikant (115 vs. 96,7, $p=0,018$).

Es kommt jedoch zu keiner kontinuierlichen Verbesserung der Messwerte oder zu einer Minderung der Streuung der Werte durch Lern- oder Gewöhnungseffekte innerhalb der Messserie (Abb.9).

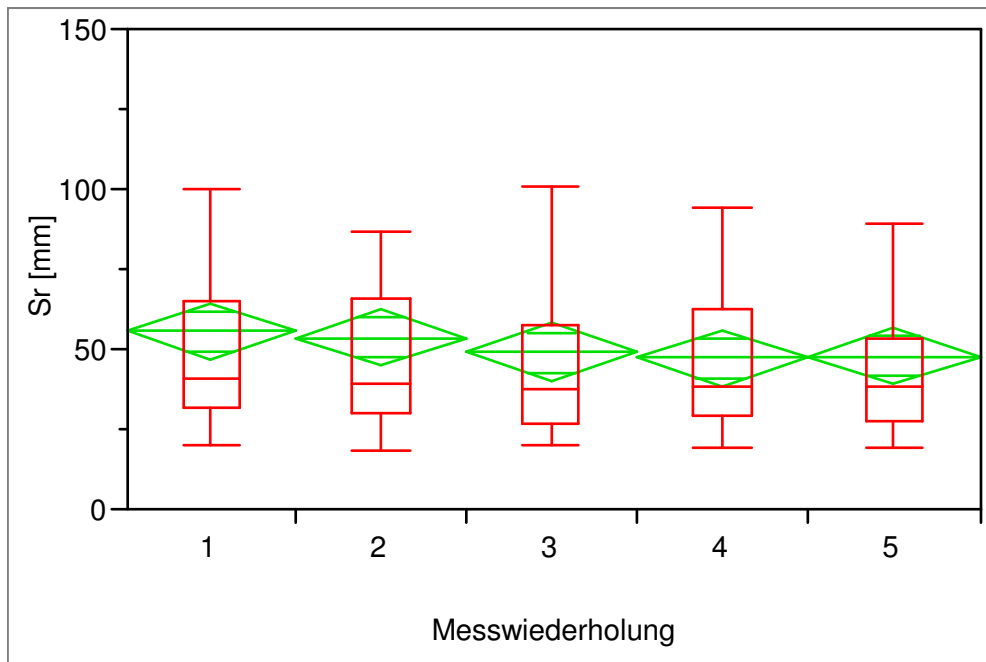


Abbildung 9: Messung ohne Störung: Gesamtwegsignal von der ersten bis zur fünften Messwiederholung der Normalgruppe ($n=55$).

Tabelle 5: Mittelwerte S_r in mm ($\pm SD$) der gültigen Messungen der Normalgruppe ($n=55$) für die erste bis fünfte Messwiederholung für die drei Messblöcke.

	ohne Störung	frontale Störung	laterale Störung
1. Messwiederholung	55,9 (± 37)	115 (± 47)	148 (± 43)
2. Messwiederholung	54,0 (± 40)	107 (± 38)	149 (± 45)
3. Messwiederholung	49,5 (± 32)	103 (± 36)	147 (± 45)
4. Messwiederholung	47,5 (± 23)	100 (± 34)	145 (± 43)
5. Messwiederholung	48,2 (± 32)	96,7 (± 29)	144 (± 41)

5.2 Einbeinstand ohne Störung

5.2.1 Charakterisierung des Standverhaltens Gesunder

Gesunde setzten zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts im Einbeinstand mehr als doppelt so viele Ausgleichsbewegungen in AP-Richtung ($40,7 \pm 26\text{mm}$) ein als in ML ($17,4 \pm 8\text{mm}$, Abb.10). Der Balanceindex Q1 beträgt $2,29 \pm 0,7$. Im Mittel benötigen die gesunden Probanden $51,5\text{mm}$ um den Einbeinstand über 6 Sekunden erfolgreich zu bewältigen.

Der Anteil ungültiger Messungen liegt in der Normalgruppe bei 8% (60/710 Versuchen). Diese Fehlversuche wurden nicht in die Auswertung einbezogen, der im Mittel zurückgelegte Weg bei Fehlversuchsmessungen beträgt $153 \pm 175\text{mm}$.

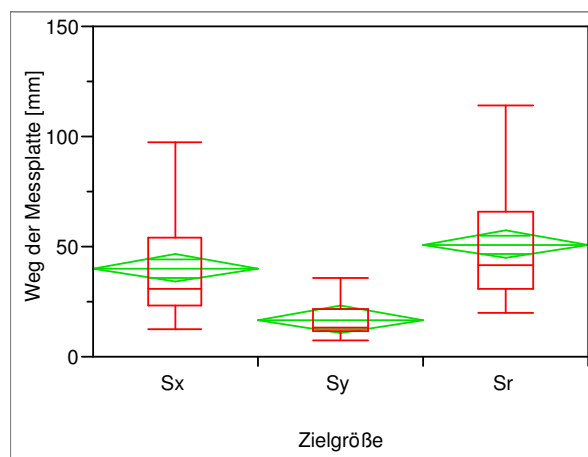


Abbildung 10: Weg der Messplatte in x- und y-Richtung und Gesamtweg Sr im Einbeinstand ohne Störung ($n=55$). Gesunde setzten doppelt so viele Ausgleichsbewegungen in Sx (AP) ein, als in Sy (ML).

Außerdem wurde geprüft, ob Gesunde ein Standbein haben, auf dem sie ruhiger stehen. Dies hat sich im Gesamtweg deutlich bestätigt. Durchschnittlich wird auf dem besseren Bein $15,5 \pm 18\text{mm}$ weniger Weg zurückgelegt als auf dem schlechteren Bein.

26 Probanden stehen auf dem linken Bein besser, 29 Probanden auf dem rechten Bein. In der untersuchten Normalgruppe beträgt die Differenz zwischen linkem und rechten Bein $-0,8 \pm 24 \text{ mm}$, damit ist keine systematische Überlegenheit eines besseren Beins festzustellen (Abb.11).

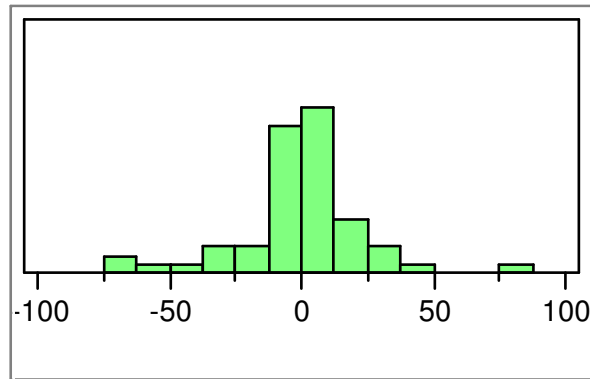


Abbildung 11: Verteilung der Differenzen des Gesamtwegsignals S_r zwischen linkem und rechtem Bein ohne Störung des Standes. $N=55$ Probanden der Normalgruppe.

5.2.2 Altersabhängige Unterschiede im Standverhalten

Zur Untersuchung von altersabhängigen Unterschieden im Standverhalten wurden die Probanden der Normalgruppe in drei Altersklassen eingeteilt (Tab.6).

Tabelle 6: Mittleres Alter der drei Altersklassen der Normalgruppe (Mittelwert \pm SD) in Jahren.

	22-30 J. (n=25)	31-45 J. (n=15)	46-79 J. (n=15)
Alter [Jahre]	25 (\pm 2)	37 (\pm 4)	59 (\pm 11)

Junge Probanden setzten weniger Ausgleichsbewegungen im Einbeinstand ein als ältere Probanden (S_r 42,9 vs. 64,7mm, $p=0,006$, Abb.12).

Der Balanceindex Q1 vergrößert sich mit zunehmendem Alter. Der Balanceindex der jüngsten und der ältesten Probanden unterscheidet sich deutlich (2,1 vs. 2,5, $p=0,042$). Bei den älteren Probanden werden doppelt so viele Messungen als Fehlversuch gewertet als bei den jüngeren (7% vs. 15%, $p=0,005$, Tab.7).

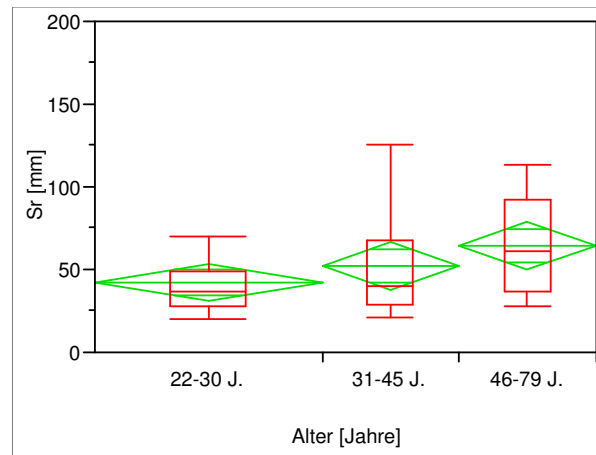


Abbildung 12: Wegsignal S_r der Normalgruppe ohne Störung. Einteilung in drei Altersklassen, $n=25$ (22-30J.), $n=15$ (31-45J.), $n=15$ (46-79J.). Die 22-30 Jährigen setzen weniger Ausgleichsbewegungen ein als die 46-79 Jährigen ($p=0,006$).

Tabelle 7: Weg der Messplatte in x- und y- Richtung (S_x , S_y) und Gesamtweg (S_r) der Normalgruppe in drei Altersklassen, ohne Störung des Standes. Mittelwert der gültigen Messungen (\pm Standardabweichung) in mm.

	22-30 J.	31-45 J.	46-79 J.
S_x [mm]	32,8 (± 20)	41,5 (± 30)	53,0 (± 27)
S_y [mm]	15,0 (± 6)	17,7 (± 10)	21,0 (± 9)
S_r [mm]	42,9 (± 22)	52,5 (± 33)	64,7 (± 30)
Q1 (S_{ML}/S_{AP})	2,1 ($\pm 0,5$)	2,3 ($\pm 0,9$)	2,5 ($\pm 0,6$)
Fehlversuche [%]	7% (26/370)	5% (9/170)	15% (25/170)

5.2.3 Einfluss von sportlicher Vorerfahrung und Trainingshäufigkeit

Probanden, die eine oder weniger Trainingseinheiten pro Woche absolvieren setzten mehr Ausgleichsbewegungen ein als Probanden, die 4x oder öfter pro Woche aktiv sind ($p=0,047$). Abbildung 13 zeigt die kontinuierliche Verringerung des Wegsignals mit zunehmender Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche.

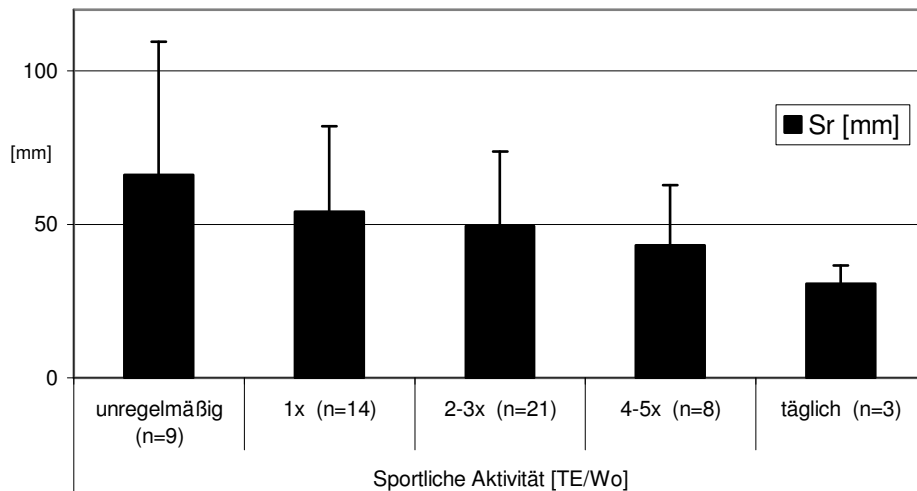


Abbildung 13: Abnahme des Wegsignals Sr [mm](+SD) ohne Störung mit zunehmender Häufigkeit der wöchentlichen Trainingseinheiten (TE/Wo) für die gesunde Normalgruppe n=55.

Probanden, die ihre eigenen sportmotorischen Vorerfahrungen „gering“ oder „mittel“ einschätzen, weisen ein größeres Wegsignal auf als Probanden, die ihre Vorerfahrung als „hoch“ oder „sehr hoch“ bezeichnen ($p=0,019$, Abb.14).

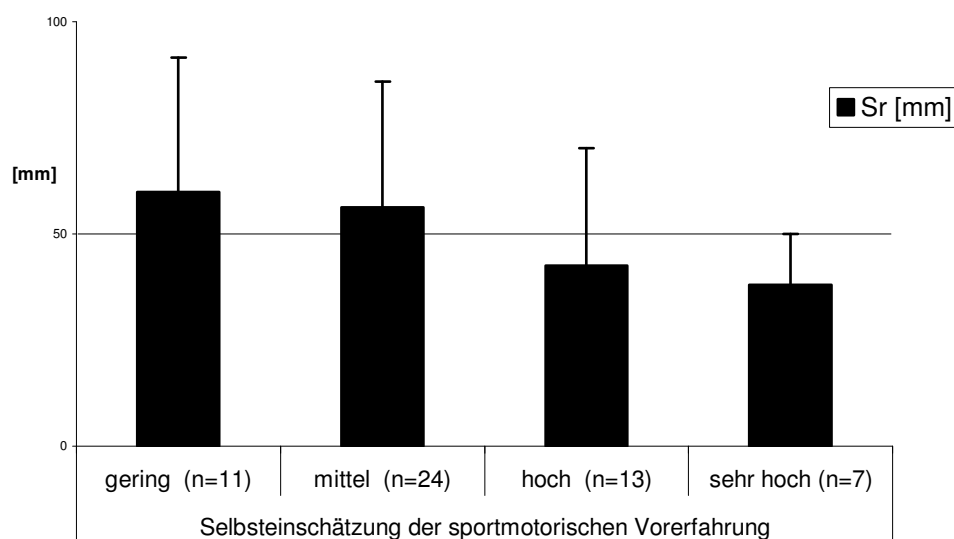


Abbildung 14: Abnahme des Wegsignals Sr [mm] (+SD) ohne Störung nach Selbsteinschätzung der eigenen sportmotorischen Vorerfahrung. Normalgruppe (n=55).

5.2.4 Unterschiede zwischen betroffenem und gesundem Bein

Im Gesamtweg der Messplatte zeigte sich kein praktisch relevanter Unterschied zwischen gesundem und erkranktem Bein. Die Nullhypothese konnte nicht verworfen werden (Tab.8). Bei den gesunden Beinen war der Anteil von 9% als Fehlversuch ungültig, während kranke Beine einen Anteil von 15% an ungültigen Messungen aufwiesen.

Tabelle 8: Unterschiede zwischen gesundem und krankem Bein von Hüft- und Kniepatienten (n=52). Kranke Beine von Arthrose (n=64) betroffen oder künstliches Gelenk (n=24), gesunde Beine (n=16).

	gesunde Beine	kranke Beine
Sx [mm]	54,4 (±49)	52,7 (±39)
Sy [mm]	21,4 (±17)	23,3 (±14)
Sr [mm]	66,3 (±54)	65,9 (±42)
Q1 (S _{ML} /S _{AP})	2,5 (±0,7)	2,3 (±1,0)
Fehlversuche [%]	9% (6/67)	15% (58/389)

5.2.5 Unterschiede zwischen Gesunden, Hüft- und Kniepatienten

Der Anteil ungültiger Messungen liegt bei der jungen Normalgruppe bei lediglich 6%, bei den älteren Gesunden bereits bei 14% und bei den Kniepatienten bei 21%. Überraschenderweise liegt der Anteil ungültiger Messungen bei den Hüftpatienten bei nur 6% (Tab.9).

Das geringste Wegsignal zeigt sich bei der jungen Normalgruppe (42,9mm) und bei den Hüftsportpatienten (51,9mm), ältere Gesunde setzen deutlich mehr Ausgleichsbewegungen ein (64,7mm), die Kniepatienten am meisten (86,5mm, Abb.15). Unterschiede zwischen Norm22-30 und Norm46-79 ($p=0,012$), Norm22-30 und Kniesport ($p=0,000$), sowie zwischen Hüft- und Kniesport ($p=0,006$) sind signifikant.

Tabelle 9: Mittelwert der gültigen Messungen ohne Störung (\pm Standardabweichung) in mm.

	Norm 22-30 J. n=25	Norm 46-79 J. n=15	Hüftsport n=26	Kniesport n=22
Sx [mm]	32,8 (\pm 20)	53,0 (\pm 27)	39,1 (\pm 25)	72,9 (\pm 47)
Sy [mm]	15,0 (\pm 6)	21,0 (\pm 9)	20,4 (\pm 12)	27,3 (\pm 16)
Sr [mm]	42,9 (\pm 22)	64,7 (\pm 30)	51,9 (\pm 30)	86,5 (\pm 51)
Q1 (S_{ML}/S_{AP})	2,1 (\pm 0,5)	2,5 (\pm 0,6)	1,9 (\pm 0,6)	2,8 (\pm 0,8)
Fehlversuche	6% (21/360)	14% (21/150)	6% (11/196)	21% (49/230)

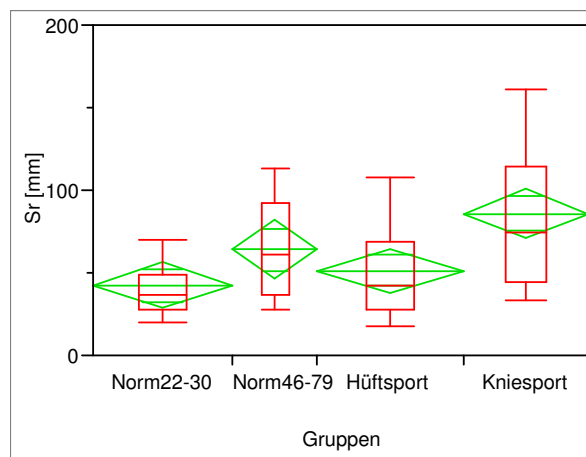


Abbildung 15: Gesamtwegsignal der verschiedenen Gruppen bei Messung ohne Störung.

Der Balanceindex Q1 der Kniepatienten liegt mit 2,8 über dem der Normgruppen (2,1 und 2,5), während er mit 1,9 bei den Hüftpatienten am kleinsten ausfällt (Abb.16).

Signifikante Unterschiede bestehen zwischen Norm22-30 und Norm46-79 ($p=0,0423$), Norm22-30 und Kniesport ($p=0,003$), Norm46-79 und Hüftsport ($p=0,003$) sowie zwischen Hüftsport und Kniesport ($p=0,000$).

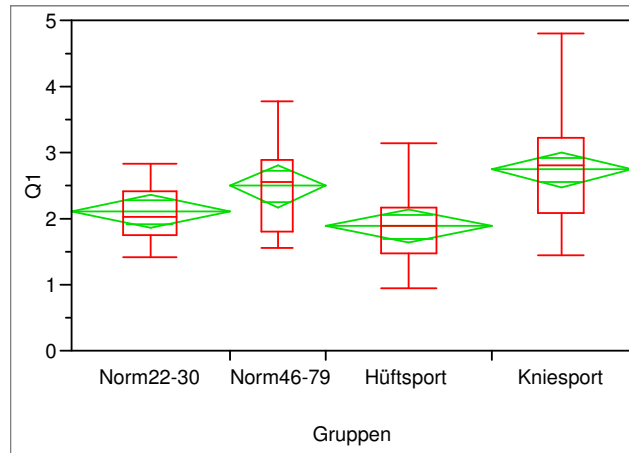


Abbildung 16: Balanceindex Q1 (S_{ML}/S_{AP}) der verschiedenen Gruppen im Einbeinstand ohne Störung. $N=25$ (Norm22-30), $n=15$ (Norm46-79), $n=26$ (Hüftsport), $n=22$ (Kniesport).

5.3 Einbeinstand mit Störung des Standes

5.3.1 Charakterisierung der Reaktion Gesunder auf Störung

Gesunde Probanden benötigen zum Ausgleich der frontalen Störung weniger Ausgleichsbewegungen als bei der lateralen Störung (105 vs. 152mm, $p=0,000$). Bei frontaler Störung werden nur 3% der Messungen ungültige Fehlversuche, bei lateraler Störung sind es 12% (Tab.10).

Die Störung wurde entlang der x-Richtung appliziert (S_x), bei frontaler Auslenkung entsprach S_x den Bewegungen in AP-Richtung, bei lateraler Auslenkung den Bewegungen in ML-Richtung. Der Balanceindex Q2 (S_{ML}/S_{AP}) errechnete sich aus dem Verhältnis von S_x bei lateraler Störung zu S_x bei frontaler Störung und beträgt $1,7(\pm 0,5)$.

Obwohl das Wegsignal S_y bei Messung mit Störung einmal ML-Bewegungen (frontale Störung) und einmal AP-Bewegungen (laterale Störung) abbildet, gibt es keinen Unterschied in der Ausprägung bei der Reaktion auf Störungen (Abb.17).

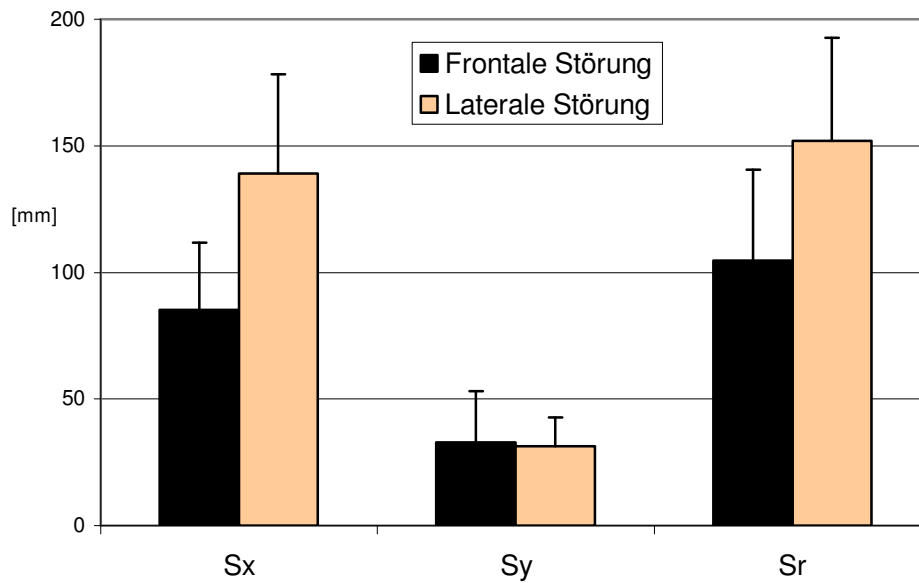


Abbildung 17: Weg der Messplatte in x- und y-Richtung und Gesamtweg im Einbeinstand bei frontaler und lateraler Störung (n=55 gesunde Probanden, Mittelwert +SD).

Tabelle 10: Mittelwert der gültigen Messungen (\pm Standardabweichung) in mm (n=55). P-Wert bezieht sich auf Verteilung der Differenzen (t-Test für abhängige Stichprobe) bzw. Fishers-exact-Test (Fehlversuche).

	Frontale Störung	Laterale Störung	Differenz (Lateral-Frontal)	p
Sx [mm]	85,3 (\pm 27)	139 (\pm 39)	55,1 (\pm 34)	0,000
Sy [mm]	32,9 (\pm 20)	31,4 (\pm 11)	0,04 (\pm 13)	0,983
Sr [mm]	105 (\pm 36)	152 (\pm 41)	49,4 (\pm 33)	0,000
Fehlversuche	3% (18/670)	12% (79/670)		0,000
Q2=S _{ML} /S _{AP}	1,7 (\pm 0,5)			

5.3.2 Reaktion junger und älterer Gesunder auf Störung

Bei frontaler Störung benötigen die 22-30-jährigen Gesunden weniger Ausgleichsbewegungen um die Messung erfolgreich zu absolvieren als die 46-79-jährigen Gesunden (94 vs. 116mm, $p=0,027$, Abb.18), und es werden weniger Messungen als Fehlversuche ungültig (1% vs. 7%, $p=0,001$, Tab.11).

Tabelle 11: Frontale Störung des Standes. Weg der Messplatte in x- und y- Richtung (S_x , S_y) und Gesamtweg (S_r) der Normalgruppe in drei Altersklassen. Mittelwert der gültigen Messungen (\pm Standardabweichung) in mm.

	22-30 J. (n=25)	31-45 J. (n=15)	46-79 J. (n=15)
S_x [mm]	78,0 (\pm 20)	91,3 (\pm 29)	91,3 (\pm 32)
S_y [mm]	27,3 (\pm 11)	32,8 (\pm 22)	42,2 (\pm 27)
S_r [mm]	94,4 (\pm 24)	111 (\pm 38)	116 (46)
Fehlversuche [%]	1% (4/360)	2% (3/160)	7% (11/150)

Bei Störung von lateral zeigt sich ein Trend der Daten zu einem kleineren Wegsignal mit zunehmendem Lebensalter (160 vs. 142, $p=0,166$, Abb.18). Bei den älteren Gesunden werden jedoch mehr als doppelt so viele Messungen als Fehlversuche ungültig (10 vs. 21%, $p=0,001$, Tab.12).

Tabelle 12: Laterale Störung des Standes. Weg der Messplatte der Normalgruppe in drei Altersklassen. Mittelwert (\pm Standardabweichung) in mm.

	22-30 J. (n=25)	31-45 J. (n=15)	46-79 J. (n=15)
S_x [mm]	147 (\pm 38)	136 (47)	127 (30)
S_y [mm]	31,8 (\pm 10)	28,4 (\pm 13)	33,7 (\pm 12)
S_r [mm]	160 (\pm 39)	148 (\pm 49)	142 (33)
Fehlversuche [%]	10% (35/360)	8% (13/160)	21% (31/150)

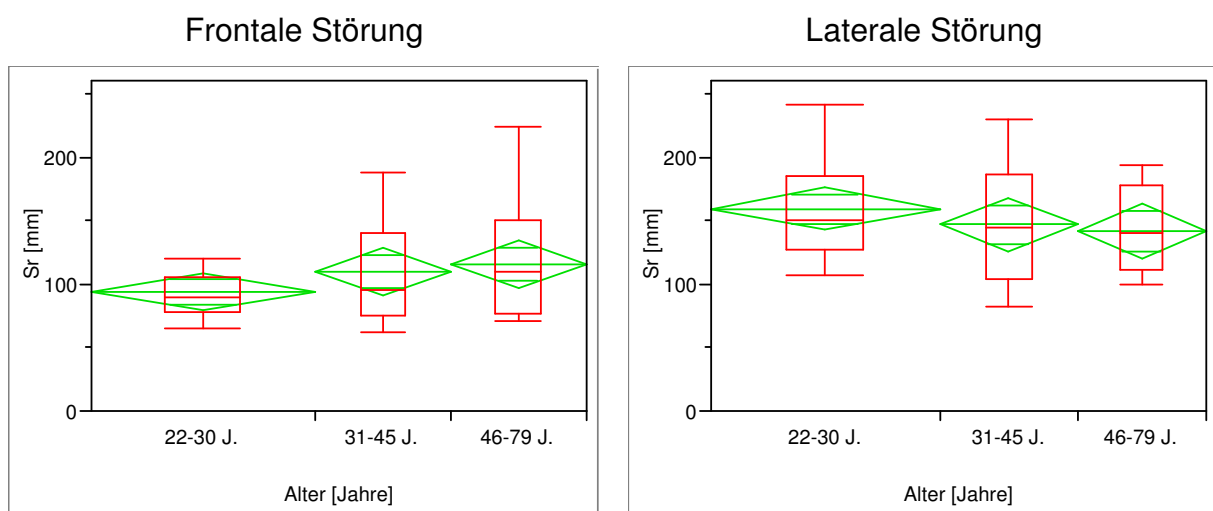


Abbildung 18: Wegsignal S_r der Normalgruppe in drei Altersklassen für frontale und laterale Störung.

Der Balanceindex Q2 als Verhältnis der Ausgleichsbewegungen entlang der applizierten Störung ($Sx_{\text{(laterale Störung)}}$ / $Sx_{\text{(frontaler Störung)}}$) ist bei den 46-79-jährigen Probanden geringer als bei den 22-30 Jährigen (1,9 vs. 1,5, $p=0,007$, Abb.19).

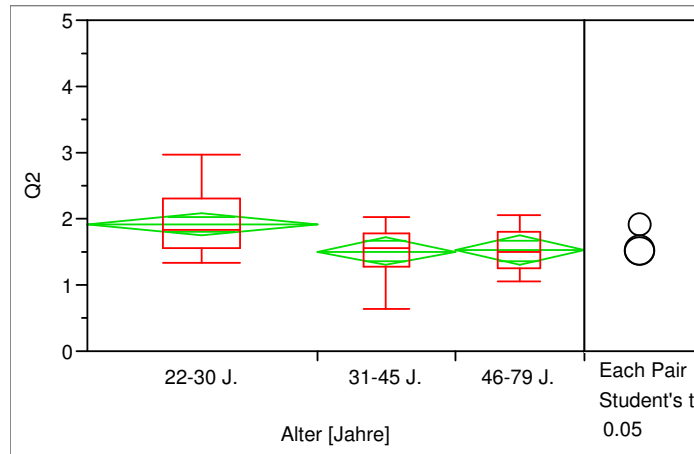


Abbildung 19: Balanceindex Q2 bei Messung mit Störung des Standes nach Altersklassen. $N=25$ (22-30J.), $n=15$ (31-45J.), $n=15$ (46-79J.).

5.3.3 Unterschiede zwischen betroffenem und gesundem Bein

Unterschiede zeigten sich im Anteil der ungültigen Messungen: Bei frontaler Störung waren bei den gesunden Beinen lediglich 3% als Fehlversuch ungültig, bei den kranken Beinen 10% ($p=0,047$, Tab.13). Bei Störung von lateral wiesen die gesunden Beine 13% ungültige Messungen auf, während bei den kranken Beinen 23% der Messungen als Fehlversuche gewertet wurden ($p=0,044$, Tab.14).

Im Wegsignal bestehen keine praktisch relevanten Unterschiede zwischen den gesunden und betroffenen Beinen. Die Nullhypothese konnte nicht verworfen werden.

Tabelle 13: Frontale Störung: Unterschiede zwischen gesundem und krankem Bein von Hüft- und Kniepatienten (n=52). Kranke Beine von Arthrose (n=64) betroffen oder künstliches Gelenk (n=24), gesunde Beine (n=16).

	gesunde Beine	kranke Beine
Sx [mm]	73,6 (25)	83,8 (±27)
Sy [mm]	39,4 (±15)	41,1 (±23)
Sr [mm]	98,3 (±28)	109 (±35)
Fehlversuche [%]	3% (2/66)	10% (38/384)

Tabelle 14: Laterale Störung: Unterschiede zwischen gesundem und krankem Bein von Hüft- und Kniepatienten (n=52). Kranke Beine von Arthrose (n=64) betroffen oder künstliches Gelenk (n=24), gesunde Beine (n=16).

	gesunde Beine	kranke Beine
Sx [mm]	125 (±46)	123 (±47)
Sy [mm]	37,5 (±18)	37,0 (±17)
Sr [mm]	141 (±49)	140 (±51)
Fehlversuche [%]	13% (9/67)	23% (92/393)

5.3.4 Reaktion von Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf Störungen

Frontale Störungen werden von allen Probanden gut bewältigt, es werden bei der jungen Normgruppe nur 1% der Messungen ungültig, bei der älteren Normgruppe sind es 7%, bei den Hüftpatienten 5% und bei den Kniepatienten 11% (Tab.15). In der nicht ausgelenkten Richtung Sy benötigen die jungen Gesunden weniger Wegsignal (27mm) als die älteren Gesunden und die Patienten ($p=0,003$, Abb. 20).

Bei Störung von lateral werden mehr Messungen ungültig, junge Gesunde haben einen Anteil von 10% an Fehlversuchen, die älteren Gesunden 21% und die Kniepatienten 28%. Bei der Hüftsportgruppe wurden 14% der Messungen ungültig (Tab.16).

Tabelle 15: Frontale Störung: Mittelwert der gültigen Messungen (\pm Standardabweichung) in mm und Anteil der ungültigen Messungen (Fehlversuche/Gesamtzahl der Messungen).

	Norm 22-30 J. n=25	Norm 46-79 J. n=15	Hüftsport n=26	Kniesport n=22
Sx [mm]	78,0 (\pm 20,1)	91,3 (\pm 32)	68,9 (\pm 23)	97,1 (\pm 19)
Sy [mm]	27,3 (\pm 11)	42,2 (\pm 27)	38,9 (\pm 19)	43,4 (\pm 20)
Sr [mm]	94,4 (\pm 24)	116 (\pm 46)	93,7 (\pm 30)	123 (\pm 27)
Fehlversuche	1% (4/360)	7% (11/150)	5% (10/190)	11% (25/230)

Tabelle 16: Laterale Störung: Mittelwert der gültigen Messungen (\pm Standardabweichung) in mm und Anteil der ungültigen Messungen (Fehlversuche/Gesamtzahl der Messungen).

	Norm 22-30 J. n=25	Norm 46-79 J. n=15	Hüftsport n=26	Kniesport n=22
Sx [mm]	147 (\pm 38)	127 (\pm 30)	107 (\pm 39)	144 (\pm 38)
Sy [mm]	31,8 (\pm 10)	33,7 (\pm 12)	38,4 (\pm 17)	36,9 (\pm 14)
Sr [mm]	160 (\pm 39)	143 (\pm 33)	126 (\pm 43)	162 (\pm 44)
Fehlversuche	10% (35/360)	21% (31/150)	14% (28/200)	28% (65/230)

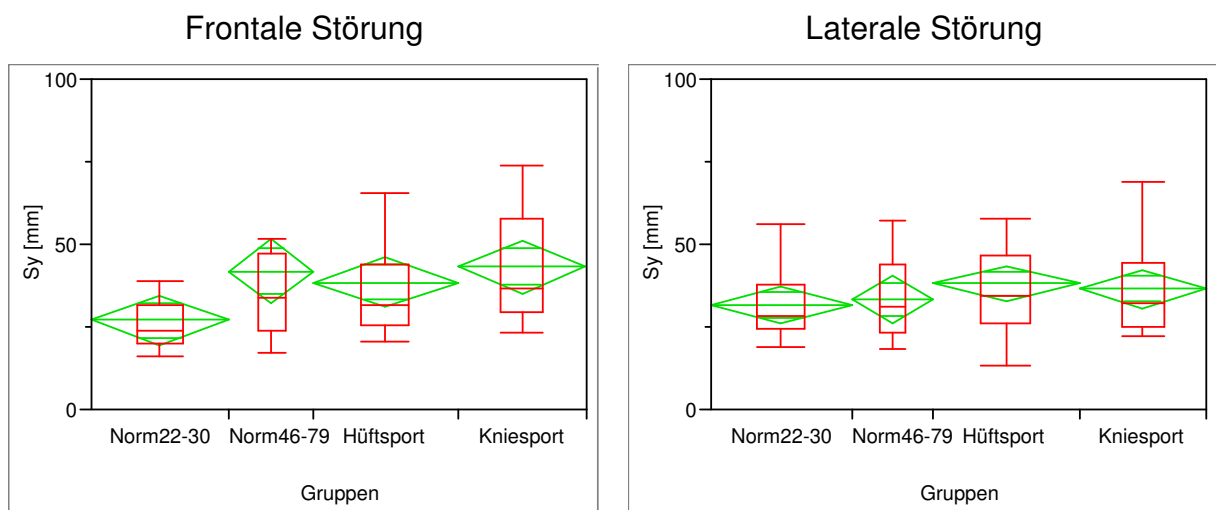


Abbildung 20: Weg in der nicht ausgelenkten Richtung S_y für frontale und laterale Störung.

Der Balanceindex Q2 liegt für die jungen Gesunden bei $1,9(\pm 0,5)$, die älteren Gesunden und die Patientengruppen weisen kleinere Werte um 1,5 auf (Tab.17).

Tabelle 17: Balanceindex Q2 bei Messung mit Störung

	Norm 22-30 J. n=25	Norm 46-79 J. n=15	Hüftsport n=26	Kniesport n=22
Balance Q2	1,9 ($\pm 0,5$)	1,5 ($\pm 0,3$)	1,6 ($\pm 0,6$)	1,5 ($\pm 0,3$)

6 Diskussion

Mit dem Posturomed können Unterschiede im Balanceverhalten von verschiedenen Probandengruppen dargestellt werden.

Zunächst wird die Methode der Untersuchung betrachtet. Anschließend werden die Ergebnisse nach ihrer Reihenfolge diskutiert.

6.1 Diskussion der Methode

Die Messergebnisse sind bei einer Querschnittsstudie einer Reihe von Einflussfaktoren ausgesetzt. An intraindividuellen Einflussfaktoren sind Konzentrationsfähigkeit, Persönlichkeitsmerkmale, sportmotorische Vorerfahrungen und Trainingszustand im Bereich der Gleichgewichtsfähigkeit zu nennen. Unterschiedliche Ausprägungen dieser Faktoren können die Ergebnisse beeinflussen. Die Probanden wurden vor allem aus Therapiegruppen rekrutiert, so dass es sich hier um die Untersuchung eines „Clusters“ handelt. Wurden beispielsweise in so einer Gruppe häufig Übungen im Einbeinstand durchgeführt und speziell trainiert, so könnten die Werte dieser Gruppe deutlich über denen einer Normalpopulation liegen. Hüft- und Kniesportpatienten trainierten bereits mindestens 6 Monate in einer Sportgruppe. Es wurden Fortgeschrittenenkurse gewählt, da dadurch eine bessere Vergleichbarkeit zur Normalbevölkerung hergestellt werden konnte, Anfänger in den Sportgruppen hätten größere Schwierigkeiten bei der Bewältigung der gestellten Aufgaben auf dem Posturomed gehabt.

Die Umgebungsbedingungen wurden so weit wie möglich kontrolliert, es stand für die Tests jedoch kein separater Raum zur Verfügung, insofern sind Störeinflüsse durch die Umgebung nicht völlig auszuschließen. Mit Hilfe des standardisierten Einführungstextes und gleichem Ablauf der Messung bei allen Probanden wurde der Einfluss des Testleiters auf die Motivation der Teilnehmer minimiert. Alle Messungen wurden vom gleichen Testleiter durchgeführt.

6.1.1 Messfehler

Die Aufzeichnung des Wegsignals mit 100Hz zeitlicher und 0,1mm örtlicher Auflösung ist für die Fragestellung von ausreichender Genauigkeit (MÜLLER et al. 2004). Bei der Auswertung des Wegsignals in den beiden Richtungsanteilen x und y ist die Standposition der Probanden eine mögliche Fehlerquelle. Steht der Proband nicht exakt in AP-/ML-Richtung so werden AP-Bewegungsanteile als ML-Bewegung registriert und umgekehrt. Die Standposition wurde so gewählt, dass Bewegungen in der Frontal- bzw. Sagittalebene Wegsignalen in der x - bzw. y -Richtung entsprachen. Zur optischen Kontrolle der Standposition wurde eine Markierung in der Mitte der Platte angebracht, so dass Abweichungen bei jeder Messung sofort bemerkt und korrigiert werden konnten.

Start und Ende der Messung erfolgten bei der Aufzeichnung mit Störung des Standes automatisch. Bei Messung ohne Störung wurde vom Versuchsleiter nach dem Abheben des Spielbeins kurz gewartet, bis die durch das Abheben des Beins verursachten Schwingungen wieder ausgeglichen waren. Dies könnte einen minimalen Fehlerbeitrag verursachen. Zur Kontrolle dieses Fehlerbeitrages könnte man in folgenden Messungen das Zeitintervall vergrößern und die Messung erst starten und dann den Probanden das Bein anheben lassen und die Anfangsschwingungen mit aufzeichnen. Zur Evaluierung des Einbeinstandes ist das gewählte Messvorgehen jedoch am besten geeignet, da sonst auch die Fähigkeit, eine unruhige Platte schnell wieder in Ruhelage zu bringen, mitgemessen würde.

6.1.2 Testdurchführung

Der Ablauf und die Abfolge der Messung waren streng standardisiert und wurden immer nach dem gleichen Schema durchgeführt. Es wurde an drei verschiedenen Standorten getestet (CRONA Tübingen, Sportmedizin Tübingen, RTA Reutlingen), an denen die Umgebungsbedingungen vergleichbar waren. Gemessen wurde jeweils in einem nicht separaten Therapieraum, die Position

und der Abstand des Messgeräts von den umgebenden Wänden waren vergleichbar. Die Messstation wurde immer exakt gleich aufgebaut.

Es ist kritisch anzumerken, dass die Zahl der Messungen bei einem Teil der Hüftsportpatienten nicht streng standardisiert war. Bei den ersten Probanden wurden für jedes Bein drei bis fünf Messwiederholungen durchgeführt, mit dem Ziel drei gültige Messungen aufzuzeichnen. Bei allen folgenden Messungen wurden unabhängig von der Zahl der Fehlversuche immer fünf Messwiederholungen für jedes Bein und jeden Messblock aufgezeichnet. Bei den Probanden der Normgruppe, die eine Re-Test-Messung absolvierten, wurden alle Messungen in die Auswertung der Fehlversuche mit einbezogen. Um den Einfluss der unterschiedlichen Anzahl an Messungen auszugleichen, wurde der Anteil der Fehlversuche an der Gesamtzahl der Messungen in Prozent ausgewertet.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Reliabilitätsprüfung

6.2.1.1 Re-Test-Messung

Bei der Re-Test Messung zeigte sich eine geringe Verbesserung in allen drei Messgrößen. Die Verteilung der Differenzen bestätigte für die Messrichtungen S_y und S_r signifikante Verbesserungen. Die Verbesserungen sind möglicherweise auf einen Lerneffekt zurückzuführen, der allein durch wiederholte Messung auf dem gleichen Messgerät verursacht wird. Dieser Lerneffekt ist jedoch lediglich gering ausgeprägt.

Die Messwerte auf dem Posturomed unterliegen einer relativ hohen Standardabweichung, die 95%-Übereinstimmungsgrenzen sind jedoch annehmbar, so dass die Quantifizierung des Balancevermögens mit dem Posturomed gut durchführbar ist. Die Re-Test-Messungen wurden im Abstand von nur ein bis drei Wochen durchgeführt, möglicherweise wäre bei einem größeren Abstand zwischen den Messungen der Lerneffekt geringer oder nicht mehr nachweisbar gewesen. Die gute Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

eines Probanden konnte für alle drei Messblöcke („ohne Störung“, „frontale Störung“, „laterale Störung“) nachgewiesen werden.

HANSEN et al. beschreiben große Lerneffekte bei Messung mit einem ähnlichen Gerät zur Quantifizierung des Balancevermögens (Kinesthetic Ability Trainer, KAT), die sich zwischen zwei Messserien an einem Tag und noch deutlicher bei der Re-Test- Messung nach vier Wochen zeigen (HANSEN et al. 2000). Ein derart deutlicher Lerneffekt ist auf der Posturomed- Plattform nicht vorhanden. Innerhalb einer Messserie kommt es zu keiner praktisch relevanten Verbesserung im Wegsignal. In anderen Untersuchungen wurden bei Re-Test-Messungen nach Zeiträumen von drei Monaten auch Vergrößerungen im Wegsignal berichtet (BEYERLEIN 2003, BÖER 2004). HANSEN et al. folgern aus dem Lerneffekt und der großen Standardabweichung der Messergebnisse, dass der KAT als Messgerät zum Testen von Personengruppen geeignet ist, aber aufgrund der hohen Varianz der Ergebnisse nicht zum Testen von einzelnen Probanden verwendet werden kann (2000). Diese Schlussfolgerung liegt auch für das Posturomed nahe. Die Standardabweichung der Messwerte ist groß, jedoch können für Personengruppen Unterschiede im Balancevermögen sichtbar gemacht werden. Eine Aussage über das Balancevermögen einer einzelnen Person ist mit dem Posturomed nur mit Einschränkungen zu treffen und allenfalls über die Analyse von Fehlversuchen in Kombination mit dem Wegsignal und der Vergleichsmöglichkeit zu einer Normgruppe möglich.

6.2.1.2 Wegsignal und Gewicht der Probanden

Es wurde keine Abhängigkeit des Wegsignals vom Gewicht der Probanden festgestellt. Es ist ein „Kriecheffekt“ für geringe Lasten bekannt, der mit zunehmender Last abnimmt. Für Gewichte im Bereich des Körpergewichts von Probanden (67,5-80kg) konnte kein Kriecheffekt festgestellt werden. Das Gesamtwegsignal ist linear von Schwingungsfrequenz und Schwingungsdauer der Platte abhängig (MÜLLER et al. 2004).

Eine Dämpfung der Schwingeneigenschaften der Platte durch vermehrte Dehnung der Stahlfedern bei hohem Gewicht konnte nicht nachgewiesen werden.

6.2.1.3 Fehlmessung bei lateraler Störung

Bei Auslenkung der Platte von lateral wurde die Störung immer von der linken Seite appliziert. Steht der Proband im Einbeinstand auf dem linken Bein, wird die Platte weiter außerhalb der normalen Unterstützungsfläche des Körpers gelenkt. Probanden fällt die Reaktion auf diese Störung schwerer, als wenn sie auf dem rechten Bein stehen und die Platte in Richtung der Unterstützungsfläche zwischen den Beinen des Probanden gelenkt wird. Das Wegsignal zwischen linkem und rechtem Bein unterschied sich bei lateraler Störung deutlich (links 168 vs. rechts 134mm). Man könnte den Unterschied durch Benennung des rechten Beins als häufigeres Standbein zu erklären versuchen, jedoch haben 28 Probanden das rechte Bein als Sprungbein angegeben, 22 das linke Bein. Außerdem ist dieser Unterschied bei frontaler Störung nicht vorhanden (links 100 vs. rechts 103mm) und auch bei Messung ohne Störung beträgt der Unterschied zwischen linkem und rechtem Bein praktisch Null ($-0,8 \pm 24$ mm). Der biomechanische Vorteil für das rechte Bein bei lateraler Störung ist damit als Ursache für den Unterschied im Wegsignal wahrscheinlich, es kann von einem systematischen Fehler beim Messaufbau ausgegangen werden kann. Bei Planung der Messungen war das Drehen der Probanden um 180° überlegt worden, jedoch wären sie dann in direktem Blickkontakt mit einer Wand gewesen, was wiederum einen Vorteil gegenüber dem Bein bedeutet hätte, bei dem der nächstgelegene Fixpunkt weiter entfernt war. Bei allen Probanden ist die Messung nach dem gleichen Schema durchgeführt worden, der Messfehler ist somit bei allen Probanden vorhanden. Zur Auswertung wurde der Mittelwert zwischen linkem und rechtem Bein verwendet, somit hat dieser systematische Fehler keinen Einfluss auf die Ergebnisse bei Störung von lateral und deren Interpretation.

6.2.1.4 Lerneffekt innerhalb einer Messserie

Innerhalb der ersten Minuten finden Anpassungseffekte an die wackelige Unterlage statt, die zunächst mit größeren Ausgleichsbewegungen einhergehen, bis ein Habituationseffekt einsetzt (BÖS/BREHM 1998). Möglicherweise beeinflusste dieser Effekt die extrem große

Standardabweichung in früheren Arbeiten mit dem Posturomed (BEYERLEIN 2003, ILG 2000).

Es wurde versucht, diesen Einfluss auf die Ergebnisse durch eine Gewöhnungsphase von mehreren Minuten und einer Probemessung vor Beginn der eigentlichen Messung zu minimieren (BÖER 2004). Bei Messung ohne Störung nimmt das Wegsignal von der ersten zur fünften Messung um 14% ab, bei frontaler Störung um 16% und bei lateraler Störung um 3%. Der Mittelwert aus den fünf Messwiederholungen wird jedoch durch diesen Effekt nicht beeinträchtigt. Die Verbesserungen innerhalb einer Messserie sind gering, die Gewöhnungseffekte wurden größtenteils vor Beginn der Messung abgeschlossen. Die eingesetzte Gewöhnungsphase mit Probemessung auf dem Posturomed war effektiv um das Mitmessen von Habituationseffekten zu vermeiden.

Mittelwert und Standardabweichung aller fünf Messwiederholungen weisen lediglich minimale Unterschiede auf und stimmen sehr gut überein. Die gewählte Methode mit Kombination von Ausschluss der Fehlversuche und Ausschluss von Messungen oberhalb von drei Standardabweichungen ermöglicht die zuverlässige Aufzeichnung der Ausgleichsbewegungen eines Probanden. Zufällig besonders gute und zufällig besonders schlechte gültige Messungen auf dem Posturomed können durch die Durchführung von fünf Messwiederholungen kontrolliert werden und haben keinen Einfluss auf die Ergebnisse.

6.2.2 Einbeinstand ohne Störung

6.2.2.1 Charakterisierung des Standverhaltens Gesunder

Das Gesamtwegsignal ist durch die neuromuskuläre Steuerung der Probanden bedingt und damit eine Möglichkeit zur Quantifizierung des Balancevermögens (MÜLLER et al. 2004). Gesunde haben keine Schwierigkeiten den Einbeinstand über sechs Sekunden zu bewältigen. Der Anteil ungültiger Messungen liegt bei 8%. Das Vorgehen, ungültige Messungen nicht in die Auswertung mit einzubeziehen, ist bei Normalprobanden wichtig, da diese häufig so gute

Kompensationsmechanismen haben, dass es ihnen möglich ist sich auf Kosten großer Ausgleichsbewegungen wieder zu „fangen“. Das Wegsignal bei ungültigen Messungen ist etwa drei Mal so groß wie bei gültigen Messungen und sollte daher nicht in die Auswertung miteinbezogen werden.

Die Bestimmung des besseren Standbeins war mit dem Posturomed problemlos möglich. Durchschnittlich wurde auf dem besseren Bein 15mm weniger Weg zurückgelegt als auf dem schlechteren Bein. Der Versuch, das bessere Standbein über einen Fragebogen zu eruieren, erwies sich als schwierig und wenig zuverlässig. Es wurde nach dem Absprungbein beim Weitsprung, dem Schussbein beim Fußball und der Schreibhand gefragt. Sehr häufig wurde „rechts“, „rechts“, „rechts“ angekreuzt, ohne die Überlegung anzustellen, dass beim Torschuss mit rechts das linke Bein das Standbein ist. Es gibt jedoch auch Autoren, die das Schussbein als das „dominant leg“ bezeichnen (HANSEN et al. 2000). Weitsprung wird häufig ausschließlich während der Schulzeit betrieben, so dass die Zuverlässigkeit der Erinnerung an das Absprungbein nicht immer gegeben ist. Der Fragebogen wurde vor der Messung auf dem Posturomed bearbeitet. Der Unterschied im Wegsignal zwischen den eigenen Beinen wurde von den Probanden auch wahrgenommen und das bessere Bein auch subjektiv so bezeichnet.

6.2.2.2 Altersabhängige Unterschiede im Standverhalten

Zur Darstellung von altersabhängigen Unterschieden des Wegsignals wurden die Gesunden in drei Altersklassen eingeteilt. Junge Probanden stehen ruhiger auf dem Posturomed als ältere Probanden (Sr 42,9 vs. 64,7mm), und machen nur halb so viele Fehlversuche wie die Älteren (7% vs. 15%). Die mittlere Gruppe (31-45Jahre) wurde nicht in die Auswertung miteinbezogen, da hier die Zuordnung zu einer der Gruppen aufgrund größer werdender Unterschiede zwischen biologischem und kalendarischem Alter ein Problem darstellen könnte. Die Werte der 31-45-Jährigen liegen jedoch erwartungsgemäß zwischen den Messwerten von jungen und älteren Probanden.

Eine Vergrößerung des „postural sway“ mit höherem Lebensalter ist bekannt und wird in der Literatur mit einer verminderten Balancefähigkeit (HAUER et al. 2003a) und erhöhtem Sturzrisiko in Verbindung gebracht (LAUGHTON ET AL. 2003, MASSION 1994, NGUYEN et al. 2005). Die Unfähigkeit, länger als fünf Sekunden im Einbeinstand zu stehen, wird als ein eigener Sturzrisikofaktor bezeichnet (RENTELN-KRUSE 2004). Stürze sind das Ergebnis von einem Missverhältnis von Anforderungen und Reaktionsmöglichkeiten in einer konkreten Situation. Bei älteren Menschen sind die eingeschränkte Fähigkeit antizipierend zu reagieren sowie unzuverlässige sensorische Informationen Gründe für die Überforderung des sensomotorischen Systems (MORASSO/SANGUINETI 2002).

Das Posturomed kann mit seinem wackligen Untergrund eine Situation der posturalen Überforderung herstellen, in der ohne Risiko das Gleichgewicht sowie posturale Regulationsmechanismen evaluiert werden können. Obwohl allgemein angenommen wird, dass eine Vergrößerung der posturalen Aktivität, wie das größere Wegsignal auf dem Posturomed, als Verschlechterung interpretiert werden kann (GRANACHER 2003, LAUGHTON et al., MÜLLER et al. 2004), ist dieser Sachverhalt nicht unumstritten. Es wird argumentiert, ein größerer Wert könne nicht generell als Hinweis für eine schlechtere posturale Kontrolle gelten, da beispielsweise Parkinsonpatienten geringere Werte aufweisen als Normalpersonen (HORAK 1997). MAKI/MCILROY weisen auf die komplexen Zusammenhänge und vielen Einflussmöglichkeiten hin, die das Wegsignal verändern können (1996): Persönlichkeitsmerkmale wie „Ängstlichkeit“ könnten das Wegsignal durch Angst vor Stürzen vergrößern und ein größeres Wegsignal liefern, als der Funktionsweise des posturalen Systems entsprechen würde. Auch das andere Extrem ist denkbar: Eine Person mit sehr guter posturaler Funktionstüchtigkeit fühlt sich durch die sich leicht bewegende Platte nicht wirklich gefordert und weist durch einen schlampigen Kontrollmechanismus ein größeres Wegsignal auf, als es der wahren Kapazität entspricht. MAKI/MCILROY halten daher die Reaktionsweise auf Störungen des Standes für geeignetere Indikatoren zur Evaluierung der tatsächlichen Gleichgewichtsfähigkeit und des Sturzrisikos (1996).

6.2.2.3 Einfluss von sportlicher Vorerfahrung und Trainingshäufigkeit

Über einen Fragebogen wurde versucht den Umfang des unscharfen Begriffs der „sportmotorischen Vorerfahrungen“ zu erfassen und zu präzisieren. Die Möglichkeiten der sportlichen Betätigung sind so vielfältig und die Ausdifferenzierung in verschiedene Sportarten so umfangreich, dass auf die Entwicklung eines Punktesystems zur Eingruppierung in verschiedene Klassen verzichtet wurde.

Über zwei einfache Parameter konnte dennoch ein Einfluss von sportlicher Aktivität auf das Posturomed-Standverhalten nachgewiesen werden. Gesunde Probanden, die viermal pro Woche oder häufiger „Sport/Gymnastik ausüben“, weisen ein geringeres Gesamtwegsignal auf als Probanden, die nur einmal pro Woche oder unregelmäßig aktiv sind. Auch die Selbsteinschätzung der sportmotorischen Vorerfahrung bestätigte den positiven Effekt auf das Balanceverhalten. Probanden, die ihre Vorerfahrung „hoch“ oder „sehr hoch“ einschätzen, weisen ein geringeres Wegsignal auf als Probanden, die ihre Vorerfahrung als „gering“ oder „mittel“ bezeichnen.

Die Verbesserung der Werte auf dem Posturomed nach Trainingsintervention ist bekannt (BEYERLEIN 2003, BÖER 2004, KRAUSS et al. 2006), so dass die Hypothese des positiven Einflusses bestimmter Sportarten, die Einbeinstand oder gute Gleichgewichtsfähigkeit auf einem Bein fordern, nahe liegt. Dies hat sich auch in den Messwerten bestätigt. Der Einfluss des Trainingszustandes auf die Werte bei Messung mit dem Posturomed beeinträchtigt die Aussagekraft der Werte über einzelne Probanden und kann auch auf Probandengruppen einen deutlichen Einfluss haben. Er sollte in Form eines Fragebogens abgefragt und bei Diskussion der Werte von Gruppenunterschieden berücksichtigt werden.

6.2.2.4 Unterschiede zwischen betroffenem und gesundem Bein

Im Gesamtweg der Messplatte konnte kein praktisch relevanter Unterschied zwischen gesundem und erkranktem Bein festgestellt werden (66,3 vs. 65,9mm). Die Vermutung, dass Gelenke, die von Arthrose betroffen sind oder

bereits ein künstliches Gelenk implantiert bekommen haben, durch Muskelatrophie und Dysbalancen infolge von Schonhaltung und Schmerzen weniger gut die Einbeinstandaufgabe bewältigen können als gesunde Beine, hat sich nicht bestätigt. Als Unterschied konnte lediglich die Tendenz von mehr ungültigen Messungen auf den betroffenen Beinen festgestellt werden. Möglicherweise wird ein bestehender Unterschied im Wegsignal nicht sichtbar, weil Messungen mit großem Wegsignal vor allem auf der kranken Seite nicht fehlerfrei durchgeführt werden konnten und so eine Selektion von besonders guten Versuchen in die Auswertung der betroffenen Beine eingehen. OTT führt die geringen Differenzen zwischen gesundem und betroffenem Bein auf Training im Rahmen der Sportkurse zurück (1999). Die betroffene Seite könnte besonders intensiv beübt worden sein.

Es zeigt sich auch, dass von 52 Probanden lediglich 16 nur eine Seite als „betroffen“ bezeichneten. Möglicherweise ist auch ein Anteil dieser „gesunden Beine“ bereits von Arthrose betroffen, eventuell in einem noch wenig Beschwerden bereitenden Stadium. Die Ergebnisse bestätigen auf jeden Fall das Vorgehen, nicht „einzelne Beine“ für die Auswertung zu verwenden, sondern für jeden Probanden einen Mittelwert aus den Messergebnissen der beiden Beine zu bilden, unabhängig vom Erkrankungsmuster (ALTMAN/BLAND 1997). Es ist ja auch der Mensch, der von der Erkrankung betroffen ist und nicht lediglich eines seiner Beine. Das Ziel ist auch, eine Aussage über Probanden machen zu können, insofern ist das Vorgehen der Berechnung eines Mittelwertes für jeden Probanden richtig und gut nachvollziehbar.

6.2.2.5 Unterschiede zwischen Gesunden, Hüft- und Kniepatienten

Es konnten deutliche Unterschiede im Einbeinstand ohne Störung zwischen den einzelnen Gruppen festgestellt werden. Der Anteil ungültiger Messungen liegt bei der jungen Normalgruppe bei lediglich 6%, bei den älteren Gesunden bereits bei 14% und bei den Kniepatienten bei 21%. Überraschenderweise liegt der Anteil ungültiger Messungen bei den Hüftpatienten bei nur 6%. Der Einbeinstand auf der wackeligen Posturomed- Plattform stellt eine zunächst

ungewohnte Aufgabe dar, deren Bewältigung sowohl trainiert werden kann, als auch durch sportmotorische Vorerfahrung beeinflusst wird.

Mit zunehmendem Lebensalter und bei Patienten mit Gelenkbeschwerden sind die Reaktionsmöglichkeiten zunehmend eingeschränkt. Für Kniepatienten stellte die Plattform eine große und ungewohnte Herausforderung dar. Möglicherweise ist die Aufgabe für Probanden mit instabilen Bandverhältnissen besonders schwer zu bewältigen. Besonders große Bewegungsamplituden auf dem Posturomed sind bei Patienten nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes beschrieben (BEYERLEIN 2003).

Der extrem geringe Anteil ungültiger Messungen bei den Hüftpatienten ist zunächst überraschend. Es ist anzumerken, dass ein Teil der gemessenen Hüftsportprobanden ein halbes Jahr zuvor an einem intensiven sensomotorischen Trainingsprogramm im Rahmen des vorausgegangenen Hüftsportkurses teilgenommen hat und Übungen im Einbeinstand trainiert hat. Am Ende wurden diese Übungen sogar auf instabilen Unterstützungsflächen durchgeführt (Böer 2004). Die im Rahmen dieser Einheiten erworbenen Verbesserungen beeinflussen die Werte im Gruppenvergleich deutlich. Die Frage nach dem Standverhalten von Patientengruppen stößt an ihre Grenze. Es müsste genauer differenziert werden und der jeweilige Trainingszustand berücksichtigt werden.

Im Bezug auf das Wegsignal zeigen sich die geringsten Werte bei der jungen Normalgruppe (42,9mm) und bei den Hüftsportpatienten (51,9mm). Ältere Gesunde setzten deutlich mehr Ausgleichsbewegungen ein (64,7mm), die Kniepatienten am meisten (86,5mm). Auch hier liegt die Vermutung nahe, dass die Hüftpatienten aufgrund ihres Trainingszustandes durch den vorausgegangenen Hüftsportkurs außergewöhnlich gut auf der Messplatte stehen. Das Wegsignal einer untrainierten Hüftsportgruppe in einer vorhergehenden Studie lag bei 83,1mm (BÖER 2004), dies entspricht dem erwarteten Bereich, in dem auch die Kniepatienten liegen. Da als Einschlusskriterium für die Patienten die „Teilnahme an Sportkursen über mindestens sechs Monate“ gewählt worden war, konnten Probanden, die einen

besonders guten Trainingszustand aufwiesen, nicht einfach ausgeschlossen werden.

Eine Möglichkeit, das Standverhalten auf dem Posturomed unabhängig vom Wegsignal darzustellen ist aber der Balanceindex Q1 (MÜLLER 2004).

Der Balanceindex der Kniepatienten liegt mit 2,8 über dem der Normgruppen (2,1 und 2,5), während er mit 1,9 bei den Hüftpatienten am kleinsten ausfällt. In der Literatur werden AP- und ML-Bewegungen unterschiedlichen Gelenken und Steuerungsmechanismen zugeordnet, und zum Teil kontrovers diskutiert (MORASSO/ SANGUINETI 2002, WINTER et al. 2001, WINTER et al. 2003). Legt man WINTERS Modell zugrunde (et al. 1996), so wird das Wegsignal in AP-Richtung im Einbeinstand von Bewegungen in Sprung- und Kniegelenk verursacht, während das Wegsignal in ML-Richtung von Bewegungen im Hüftgelenk bestimmt wird. Die Daten weisen darauf hin, dass Hüftpatienten vermehrt Sprung- und Kniegelenk (AP-Ausgleich) zur Gleichgewichtskontrolle einsetzen und somit das betroffene Gelenk schonen, wohingegen Kniepatienten vermehrt die Hüftgelenksstrategie (ML-Ausgleichsbewegungen) einsetzen (MASSION 1994, WINTER ET AL. 1996). Klarheit über diese Vermutung könnte eine EMG-gekoppelte Messung auf dem Posturomed bringen. Inwiefern hier der gute Trainingszustand der Hüftpatienten eine Rolle spielt, kann anhand der Daten der durchgeführten Messungen nicht eingeschätzt werden.

6.2.3 Einbeinstand mit Störung des Standes

6.2.3.1 Charakterisierung der Reaktion Gesunder auf Störung

Gesunde benötigen zum Ausgleich der Störung von frontal weniger Ausgleichsbewegungen (105 vs. 152mm) und es werden weniger Messungen als Fehlversuche ungültig (3% v. 12%) als bei lateraler Störung. Aufgrund biomechanischer Verhältnisse am Fuß ist die Störung von frontal leichter abzufangen (BÖER 2004). Der geringe Anteil ungültiger Messungen zeigt, dass Gesunde gut auf Störungen reagieren können, die im Alltag mit dem Wegrutschen des Standbeins vergleichbar sind. Die Störung wurde entlang der x-Richtung appliziert (Sx), der Hauptanteil des Wegsignals stammt von

Bewegungen in dieser Richtung. Bewegungen in der anderen Messrichtung S_y sind ausschließlich von den Probanden bedingt und als eine Art „Störweg“ zu bezeichnen, da sie nicht direkt zum Ausgleich der Störung eingesetzt werden, sondern um das Gleichgewicht im Einbeinstand zu halten oder überschießende Ausgleichsbewegungen in der anderen Messrichtung abzufangen. Obwohl das Wegsignal S_y einmal ML-Bewegungen (frontale Störung) und einmal AP-Bewegungen (laterale Störung) abbildet, ist das Wegsignal bei beiden Störungen annähernd gleich groß. Sie werden also bei beiden Störungen in gleichem Umfang eingesetzt. Möglicherweise sind aus diesem Störweg Rückschlüsse auf das Koordinationsvermögen eines Probanden möglich.

6.2.3.2 Reaktion junger und älterer Gesunder auf Störung

Bei frontaler Störung benötigen die 22-30-Jährigen weniger Weg (94mm vs. 116mm) und es werden weniger Versuche ungültig (1 vs. 7%) als bei den 46-79-Jährigen. Junge Gesunde reagieren also effektiver auf frontale Störungen als ältere Gesunde. Es ist bekannt, dass die Fähigkeit zur Gleichgewichtskontrolle mit zunehmendem Lebensalter abnimmt und die Reaktionsmechanismen auf plötzliche Störungen eingeschränkt sind (NARDONE et al. 2000, BELLEW et al. 2005).

Erhöhtes Sturzrisiko wird jedoch vor allem mit der Reaktion auf laterale Störung in Verbindung gebracht (MAKI/MCILROY 1996). Bei den älteren Gesunden wurden mehr als doppelt so viele Messungen als Fehlversuche ungültig (21% vs. 10%) wie bei den jüngeren Gesunden. Das Wegsignal bei den Älteren war jedoch kleiner als bei den Jüngeren (142 vs. 160mm). Möglicherweise ist das kleinere Wegsignal der älteren Probanden durch eine Selektion besonders guter Versuche aufgrund des relativ hohen Anteils ungültiger Messungen zu erklären. Man könnte jedoch auch von einem vergrößerten Wegsignal der jungen Gesunden sprechen, das aufgrund einer verkürzten Latenzzeit der Reflexaktivität auf die Störungsreize und einer erhöhten neuronalen Ansteuerung der stabilisierenden Muskeln verursacht wird. In diesem Fall würde ein erhöhtes Wegsignal dann die besseren Reaktionsmöglichkeiten auf eine Störung abbilden. In einer Studie zum Sturzrisiko älterer Menschen wurde

bei Messung auf dem Posturomed mit gleichzeitiger EMG-Ableitung eine verkürzte Latenzzeit der Reflexaktivität und eine erhöhte neuronale Ansteuerung der stabilisierenden Muskeln nachgewiesen, nachdem ein sensomotorisches Trainingsprogramm absolviert worden war (GRANACHER 2003).

Wir sprechen also von einer effektiveren Reaktion der jungen Probanden auf frontale und laterale Störung, da sie einen deutlich geringeren Anteil ungültiger Messungen aufweisen. Ob bei frontaler Störung „weniger Weg“ die besseren Reaktionsmöglichkeiten ausdrückt, wohingegen bei lateraler Störung eher ein größeres Wegsignal zur Reaktion benötigt wird, müsste in einer Untersuchung mit gleichzeitiger Ableitung von Muskelpotentialen geprüft werden.

6.2.3.3 Unterschiede zwischen betroffenem und gesundem Bein

Analog zu den Ergebnissen bei Messung ohne Störung konnten keine statistisch oder praktisch relevanten Unterschiede im Wegsignal zwischen gesundem und erkranktem Bein festgestellt werden. Der Anteil der ungültigen Messungen lag bei den betroffenen Beinen sowohl bei frontaler (10% vs. 3%) als auch bei lateraler Störung (23% vs. 13%) höher als der Anteil bei den gesunden Beinen. Störungen können dann schlechter bewältigt werden, wenn das Bein durch Arthrose vermehrt von Schmerzen betroffen ist und sich bereits Verkürzungen, Atrophien oder Dysbalancen in den das Gelenk umgebenden Muskelgruppen ausgebildet haben. Diese Prozesse verschlechtern die Kompensations- und Reaktionsmöglichkeiten auf Störungen.

6.2.3.4 Reaktion von Gesunden, Hüft- und Kniepatienten auf Störungen

Die Reaktion auf frontale Störung wird von allen Gruppen gut bewältigt. Der Anteil ungültiger Messungen liegt bei der jungen Normgruppe bei 1%, bei den älteren Normalprobanden bei 7% und bei den Kniepatienten bei 11%. Der geringe Anteil ungültiger Messungen der Hüftpatienten von 5% könnte wie bereits besprochen auf einen guten Trainingszustand nach sensomotorischem Training zurückgeführt werden. Das Wegsignal der Hüftpatienten ist mit dem der jungen Normalgruppe vergleichbar. Die Kniepatienten benötigen deutlich

mehr Ausgleichsbewegungen um frontale Störungen zu bewältigen als junge gesunde Probanden (123 vs. 94mm).

Frontale Störungen werden auch von Hüft- und Kniepatienten effektiv abgefangen. Im Gesamtwegsignal bestehende Unterschiede sind schwer zu interpretieren, da die Hüftpatienten ein genauso gutes Ergebnis aufweisen wie die jungen Probanden. Betrachtet man jedoch den Weg in der nicht ausgelenkten Richtung Sy (AP-Bewegungen), weisen die jungen Gesunden gegenüber den Älteren ein kleineres Wegsignal auf.

LAUGHTON et al. haben bei einer Gruppe „älterer Gestürzter“ eine Vergrößerung im AP-Signal und mehr Muskelaktivität im ruhigen Stand im Vergleich zu jüngeren Gesunden nachgewiesen. Zwischen „älteren Gestürzten“ und den „älteren Nichtfallern“ konnte kein Unterschied im Wegsignal gefunden werden (LAUGHTON et al. 2003). Dies bestätigen unsere Messergebnisse auf dem Posturomed. Auch hier lässt sich kein Unterschied zwischen den älteren Gesunden und den Hüft- und Kniepatienten feststellen, wohl aber zu den jüngeren Gesunden. Auch im Einbeinstand ohne Störung wiesen unsere jungen Probanden ein deutlich geringeres Wegsignal in AP-Richtung (Sx) auf als die älteren Gesunden und die Patientengruppen.

Um Unterschiede zwischen den Probandengruppen deutlicher darstellen zu können, hätte der Schwierigkeitsgrad der Übung gesteigert werden können. Eventuell würden bei Messung mit geschlossenen Augen oder durch Messung mit sechs oder acht Federn im Schwingkreis (statt wie getestet mit vier) größere Unterschiede zwischen den Gruppen sichtbar.

Die Störung von lateral ist deutlich schwerer zu bewältigen. Bei Störung von lateral überraschte jedoch die Verkleinerung des Wegsignals über die Lebensspanne. Das Wegsignal der Kniepatienten ist so groß wie das der jungen Gesunden. Die älteren Gesunden und die Hüftpatienten setzten weniger Ausgleichsbewegungen ein als die jungen Gesunden.

Der Weg in der nicht ausgelenkten Richtung Sy, der bereits als „Störweg“ mit möglichem Zusammenhang zum Koordinationsvermögen von Probanden erwähnt wurde, ist bei den Patientengruppen größer, die Gesunden benötigen

weniger Ausgleichsbewegungen in dieser Richtung zur Reaktion auf laterale Störung. Hier zeigt sich kein Unterschied zwischen den jungen und den älteren Gesunden.

Ein erhöhtes Sturzrisiko wird mit verminderten Reaktionsmöglichkeiten des posturalen Systems und dem schlechteren Ausgleich von Störungen in Verbindung gebracht. Der Reaktion auf ML-Störung wird eine zentrale Rolle zur Evaluierung des Sturzrisikos zugesprochen (MAKI/MCILLROY 1996). Der hohe Anteil von Fehlversuchen legt die Vermutung nahe, junge Gesunde haben sehr gute Kompensationsmöglichkeiten (10% Fehlversuche), die mit zunehmendem Lebensalter nachlassen (21%) und bei zusätzlichen Gelenkbeschwerden nur noch bedingt vorhanden sind (28%). Die sehr gute Reaktion der Hüftpatienten (14%) kann auf die gute Trainierbarkeit dieser Kompensationsmechanismen hinweisen. Gezieltes Training zur Sturzprävention wird in der Literatur empfohlen und bei Berücksichtigung der multifaktoriellen Genese von Stürzen ist die Effektivität sehr gut (CHANG et al. 2004, NITZ/CHOY 2004). Fehlversuche sind ein wichtiges Kriterium, um Aussagen über die Reaktionsmöglichkeiten auf Störungen machen zu können. Ein Proband, der sich kurz festhält oder das Bein absetzt, um im Gleichgewicht zu bleiben, weist ein viel geringeres Wegsignal auf als ein Proband, der durch Ausgleichsbewegungen das Gleichgewicht aufrechterhält. Der Weg, den die Platte zurücklegt, ist dann also erst in zweiter Linie von Interesse, insbesondere der Weganteil der nicht ausgelenkten Richtung Sy.

6.3 Schlussfolgerungen und Ausblick

Das Posturomed ist zur Evaluierung der Gleichgewichtsfähigkeit und der Reaktionsmöglichkeiten auf Störungen für Probandengruppen geeignet.

Die Messwerte auf dem Posturomed sind reproduzierbar und unterliegen bei Berücksichtigung der beschriebenen Messmethode nur einem minimalen Lerneffekt. Die Messung stellt eine einfache Methode zur Bestimmung des Standbeins dar.

Aufgrund der hohen Standardabweichung der Messwerte ist das Posturomed nur geeignet, um Unterschiede im Wegsignal von Personengruppen zu quantifizieren; die Einordnung von einzelnen Personen aufgrund von Messwerten auf dem Posturomed ist nur eingeschränkt möglich.

Die Verringerung der Balance und der Reaktionsmöglichkeiten auf Störungen mit zunehmendem Lebensalter zeigt sich in den Messergebnissen deutlich. Auch Patienten mit Gelenkbeschwerden bewältigen den Einbeinstand schlechter und reagieren nicht so effektiv auf Störungen. Verbesserungen durch spezielles Training, wie es in Gesundheitssportgruppen angeboten wird, sind jedoch bis zu einem Niveau möglich, das über dem der altersentsprechenden Vergleichsgruppe liegt. Die Berücksichtigung des Trainingszustandes ist bei Gruppenvergleichen obligat.

Der Messaufbau zur standardisierten Störung des Standes ist geeignet, Kompensationsmechanismen der Probanden risikoarm zu evaluieren. Die plötzliche Bewegung der Unterstützungsfläche ist mit dem Wegrutschen des Standbeins beim „Ausrutschen“ vergleichbar. Durch gleichzeitige Ableitung von Muskelpotentialen bei der Messung auf dem Posturomed könnten weitere Fortschritte zum Verständnis neuromuskulärer Steuerungsmechanismen und deren Adaptation auf Trainingsreize erzielt werden. Unter Umständen sind dann Rückschlüsse von Änderungen der Standsicherheit im Einbeinstand und der Reaktionsweise auf Störungen des Standes auf das Sturzrisiko möglich. Eine Untersuchung von sturzgefährdeten Patienten mit dem Posturomed im Rahmen einer Therapiemaßnahme zur Sturzprävention wäre ein interessanter Forschungsansatz. Möglicherweise könnten Posturomed- Messergebnisse eine Einteilung in verschiedene Schweregrade der Sturzgefährdung ermöglichen, so dass auf der Basis dieser Risikoevaluation die Empfehlung spezifischer Trainingsmaßnahmen möglich ist.

7 Zusammenfassung

Das Posturomed ist ein Gerät mit instabiler Balance- Plattform, das zum Training sensomotorischer Fähigkeiten entwickelt wurde und durch Kombination mit einem Wegaufnahmesystem zur Quantifizierung des Balancevermögens eingesetzt wird. In der vorliegenden Arbeit wurden das Balanceverhalten und die Reaktion auf Störungen des Standes von Gesunden untersucht, Unterschiede zwischen jungen und älteren Probanden herausgearbeitet und mit dem Balanceverhalten von Hüft- und Kniepatienten verglichen.

111 Probanden wurden im Einbeinstand auf dem Posturomed getestet: 59 gesunde Probanden (38 ± 16 Jahre, Einteilung in drei Altersklassen), 26 Hüftarthrose- und Hüftprothesepatienten (59 ± 9 Jahre) und 26 Kniearthrose- und Knieprothesepatienten (63 ± 8 Jahre). Gemessen wurden „Einbeinstand ohne Störung“ und „Reaktion auf frontale und laterale Störung des Standes“. Ausgewertet wurden der Gesamtweg der Platte, der Weg in zwei zueinander senkrechten Bewegungsrichtungen und der Anteil ungültiger Messungen.

Für die Posturomed- Messung wurde gute Reproduzierbarkeit mit geringen Verbesserungen bei der Re-Test- Messung nachgewiesen. Innerhalb einer Messserie von 5 Wiederholungen kam es zu keiner relevanten Verringerung im Wegsignal. Mit dem Posturomed kann zuverlässig gemessen werden, die Messwerte unterliegen bei Berücksichtigung der angewandten Messmethode nur einem minimalen Lerneffekt.

Im Mittel benötigen Gesunde 51,5mm um den Einbeinstand über sechs Sekunden erfolgreich zu bewältigen. Das Wegsignal nimmt mit steigender sportlicher Aktivität kontinuierlich ab. Junge Probanden stehen ruhiger auf dem Posturomed und machen nur halb so viele Fehlversuche wie ältere Probanden. Kniepatienten benötigen deutlich mehr Ausgleichsbewegungen und weisen

einen hohen Anteil ungültiger Messungen auf. Hüftpatienten stehen ruhiger und machen sogar weniger Fehlversuche als die altersentsprechende Normalgruppe. Die Hüftpatienten hatten in der Sportgruppe vermehrt Übungen zur Standsicherheit trainiert.

Unterschiede im Balanceindex weisen darauf hin, dass Hüftpatienten vermehrt Sprung- und Kniegelenk (AP- Ausgleich) zur Gleichgewichtskontrolle einsetzen, und somit das betroffene Gelenk schonen, während Kniepatienten vermehrt die Hüftgelenksstrategie (ML- Ausgleichsbewegung) benutzen. Den Nachweis könnte eine EMG- gekoppelte Messung auf dem Posturomed bringen.

Störungen sind für Ältere schwerer zu bewältigen, es werden mehr als doppelt so viele Messungen ungültig wie bei den jungen Gesunden. Kompensationsmechanismen zum Ausgleich von Störungen sind bei jungen Gesunden sehr gut ausgeprägt, mit zunehmendem Lebensalter nehmen sie ab und sind bei Patienten mit Gelenkbeschwerden deutlich beeinträchtigt. Die in dieser Arbeit gemessenen guten Reaktionsmechanismen der Hüftpatienten führen wir auf das im Vorfeld durchgeführte Standsicherheitstraining bei guter Trainierbarkeit dieser sensomotorischen Mechanismen zurück.

Mit zunehmendem Alter nimmt die Fähigkeit zur Gleichgewichtskontrolle ab. Patienten mit Gelenkbeschwerden bewältigen den Einbeinstand schlechter und reagieren weniger effektiv auf Störungen. Verbesserungen sind jedoch sogar über das Niveau der altersentsprechenden Vergleichsgruppe hinaus durch spezielles zielgerichtetes Training möglich.

Defizite im Balancevermögen und in der Reaktion auf Störung des Standes weisen auf eine Erhöhung des Sturzrisikos hin. Das Posturomed könnte als Messgerät zur Früherkennung sturzgefährdeter Probanden herangezogen werden.

8 Literaturverzeichnis

ALTMAN, D.G. / BLAND, J.M. (1997): Statistics Notes: Units of analysis. *BMJ*, 314, 1874-1876.

BELLEW, J.W. / FENTER, P.C. / CHELETTE, B. / MOORE, R. / LORENO, D. (2005): Effects of a short-term dynamic balance training program in healthy older women. *J Geriatr Phys Ther* 28 (1), 4-8.

BERGMANN, G. / GRAICHEN, F. / ROHLMANN, A. (2004): Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbecks Arch Surg*, 389, 53-59.

BEYERLEIN, C. (2003): Auswirkungen eines neuro- muskulären Trainings auf die Koordinationsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes: Theoretische Grundlagen und Ergebnisse unter besonderer Berücksichtigung der Masai Barfuss Technologie (MBT). Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen.

BLAND, J.M. / ALTMAN, D.G. (1996): Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. *Lancet*, 307-310.

BOER, J. / MUELLER, O. / KRAUSS, I. / HAUPT, G. / HORSTMANN, T. (2005): Quantifizierung des Trainingserfolges einer Hüftsportgruppe nach intensivem Koordinationstraining durch Messung mit dem Posturomed. *Dtsch Z Sportmed*, 56,7/8, 287 (Abstract).

BÖER, J. (2004): Quantifizierung des Trainingserfolges einer Hüftsportgruppe - nach intensivem Koordinationstraining - durch Messung mit dem Posturomed. Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen.

BÖS, K. / BREHM, W. (1998): Zur Konzeption des Handbuchs: Zugänge zum „Gesundheitssport“. In: Bös, K./ Brehm, W. (Hrsg.): *Gesundheitssport: Ein Handbuch*. Schorndorf, Hofmann, 7-14.

BRUHN, S. / KULLMANN, N. / GOLLHOFER, A. (2004): The effects of a sensorimotor training and strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. *Int J Sports Med*, 25, 56-60.

CHANG, J.T. / MORTON, S.C. / RUBENSTEIN, L.Z. / MOJICA, W.A. / MAGLIONE, M. / SUTTOPR, M.J. / ROTH, E.A. / SHEKELLE, P.G. (2004): Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta- analysis of randomised clinical trials. *BMJ*, 328, 680-683.

FRÄNDIN, K. / SONN, U. / SVANTESSON, U. / GRIMBY, G. (1995): Functional balance tests in 76- year- olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. Scand J Rehab Med 27, 231-241.

FRANSEN, M / McCONNELL, S. / BELL, M. (2003): Cochrane Database Syst Rev.3, CD004286.

FREIWALD, J. / ENGELHARDT, M. (1999): Aspekte der Trainings- und Bewegungslehre. Neuromuskuläre Dysbalancen- Teil 1. Gesundheitssport und Sporttherapie 15, 5-12.

FUCHS, R. (2003): Sport, Gesundheit und Public Health. Göttingen, Hogrefe.

GERDES, N. / WEIS, J. (2000): Zur Theorie der Rehabilitation. In: Bengel, J. / Koch, U. (Hrsg.): Grundlagen der Rehabilitationswissenschaften. Themen, Strategien und Methoden der Rehabilitationsforschung. Berlin, Springer, 42-68.

GILBEY, H.J. / ACKLAND, T.R. / WANG, A.W. / MORTON, A.R. / TROUCHET, T. / TAPPER, J. (2003): Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 408, 193-200.

GILBEY, H.J. / ACKLAND, T.R. / WANG, A. / TAPPER, J. (1999): Accelerated rehabilitation following total hip replacement: The role of preoperative exercise. Med Sci Sports Exerc 31, 262.

GÖHNER, U. (1999): Bewegelerlehre des Sports. Schorndorf, Karl Hofmann Verlag.

GRANACHER, U. (2003): Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter (> 60 Jahre): Auswirkungen von Kraft- und sensomotorischem Training. Dissertation, Fakultät für Wirtschafts- und Verhaltenswissenschaften, Universität Freiburg.

GRAS, L.Z. / LEVANGIE, P.K. / GOODWIN-SEGAL, M.T. / LAWRENCE,, D.A. (2004): A Comparison of Hip versus Ankle Exercises in Elders and the Influence on Balance and Gait. J Geriatr Phys Ther 27 (2), 39-46.

HAINES, T.P. / BENNELL, K.L. / OSBORNE, R.H. / HILL, K.D. (2004): Effectiveness of targeted falls prevention programme in subacute hospital setting: randomised controlled trial. BMJ 328, 676-681.

HANSEN, M.S. / DIECKMANN, B. / JENSEN, K. / JAKOBSEN, B.W. (2000): The reliability of balance test performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc 8, 180-185.

HARMS, V. (1998⁷): Biomathematik, Statistik und Dokumentation. Kiel-Mönkeberg, Harms Verlag.

HAUER, K. / PFISTERER, M. / SCHULER, M. / BÄRTSCH, P. / OSTER, P. (2003): Two Years Later: A Prospective Long-Term Follow-Up of a Training Intervention in Geriatric Patients with a History of Severe Falls. Arch Phys Med Rehabil 84, 1426-1431.

HAUER, K. / PFISTERER, M. / WEBER, C. / WEZLER, N. / KLIEGEL, M. / OSTER, P. (2003a): Cognitive Impairment Decreases Postural Control during Dual Tasks in Geriatric Patients with a History of Severe Falls. J Am Geriatr Soc 51, 1638-1644.

HAUER, K. / SPECHT, N. / SCHULER, M. / BÄRTSCH, P. / OSTER, P. (2002): Intensive physical training in geriatric patients after severe falls and hip surgery. Age Ageing 31, 49-57.

HAUPT, G. / HORSTMANN, T. (2002): Hüftschule. Das Erfolgsprogramm für Jung und Alt. Schorndorf, Karl Hofmann Verlag.

HEITKAMP, H.C. / HORSTMANN, T. / MAYER, F. / WELLER, J. / DICKHUTH, H.H. (2001): Gain in Strength and Muscular Balance After Balance Training. Int J Sports Med, 285-290.

HORAK, F.B. (1997): Clinical assessment of balance disorders. Review article. Gait Posture 6, 76-84.

HORSTMANN, T. / HAUPT, G. / KOCH, P. / MAYER, F. / JÖRGER, G. / HEITKAMP, H.-C. (1999): Sporttherapeutisches Konzept für Patienten mit Koxarthrose oder Hüftendoprothese - Die Tübinger Hüftsportgruppen. Krankengymnastik 51, 11, 1870-76.

HORSTMANN, T. / HEITKAMP, H.C. / HAUPT, G. / MERK, J. / MAYER, F. / DICKHUTH, H.H. (2001): Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie bei Coxarthrose- und Hüftendoprothese- Patienten. Dtsch Z Sportmed 52, 10, 274-78.

HORSTMANN, T. / ROECKER, K. / VORNHOLT, S. / NIESS, A. / HEITKAMP, H.C. / DICKHUTH, H.H. (2002): Konditionelle Defizite bei Coxarthrose- und Hüftendoprothesen -Patienten. Dtsch Z Sportmed 53, 1, 17-21.

ILG, M. (2000): Veränderung der Balance und Beweglichkeit von Hüftsportteilnehmern und Erweiterung der Testmethode auf dem Posturomed. Exploration der Möglichkeit durch den Einsatz der Elektromyographie im Zusammenhang mit dem Posturomed. Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen.

JENDRUSCH, G. / BRACH, M. (2003): Sinnesleistungen im Sport. In: Melching, H. / Munzert, J. (Hrsg.) (2003): Handbuch Bewegungswissenschaft – Bewegungslehre. Schorndorf, Hofmann, 347-369.

KIPHARD, E.J. / SEEL, R. / CARSTENSEN, R. (1985): Leistungs- und Lernfähigkeit im Alter. Eine Untersuchung der Bewegungskoordination. Praxis der Psychomotorik 10, 2-7.

KLASSBO, M / LARSSON, G. / HARMS-RINGDAHL, K. (2003): Promising Outcome of a Hip School for Patients With Hip Dysfunction. Arthritis Rheumatism, 49, 3, 321-327.

KRAUSS, I. / BENDIG, A. / MAYER, J. / AXMANN, D. / MÜLLER, O. / HORSTMANN, T. (2006): Wirksamkeit einer 10- wöchigen Trainingsintervention mit einem neuartigen Trainingsgerät auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität bei Patienten mit Hüftarthrose oder einem bereits implantierten Hüftgelenk.. Dtsch Z Sportmed, in press.

LANG, T.A. / SECIC, M. (1997): How to report statistics in medicine. Annotated Guidelines for Authers, Editors and Reviewers. ACP, Philadelphia.

LAUGHTON, C.A. / SLAVIN, M. / KATDARE, K. / NOLAN, L. / BEAN, J.F. / KERRIGAN, D.C. / PHILLIPS, E. / LIPSITZ, L.A. / COLLINS, J.J. (2003): Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. Gait Posture 18, 101-108.

LEPHART, S.M. / PINCIVERO, D.M. ROZZI, S.L. (1998): Proprioception of the ankle and knee. Sports Med 25, 149-55.

MAKI, B.E. / MCILROY, W.E. (1996): Postural control in the older adult. Clin Geriatr Med 12, 4, 635-658.

MARTINI, F. / HORSTMANN, T. / KNAK, J. / MAYER, F. / ZACHER, J. (1997): Die Bedeutung der präoperativen Physiotherapie vor einer Hüfttotalendoprothesen-Versorgung bei Coxarthrose. Akt Rheumatol 22, 69-74.

MASSION, J. (1994): Postural control system. Neurobiology, 4, 877-887.

MAYER, J. (2004): Gesundheitsbezogene Lebensqualität und Koordination bei Patienten mit Hüftarthrose und Hüftprothese im Verlauf eines sechsmonatigen Hüftschulkurses. Zulassungsarbeit, Universität Tübingen, Institut für Sportwissenschaft.

MEINEL, K. / SCHNABEL, G. (1998⁹): Bewegungslehre – Sportmotorik. Abriß einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt. Berlin, Sportverlag.

MECHLING, H. (2003): Von koordinativen Fähigkeiten zum Strategie-Adaptations- Ansatz. In: MELCHING, H. / MUNZERT, J. (Hrsg.) (2003): Handbuch Bewegungswissenschaft – Bewegungslehre. Schorndorf, Hofmann, 347-369.

-
- MENKE, W. (1997): Grundwissen Sportorthopädie, Sporttraumatologie. Wiesbaden, Limpert.
- MENKE, W. (2000): Spezielle Sportorthopädie und Sporttraumatologie. Wiebelsheim, Limpert.
- MORASSO, P.G. / SANGUINETI, V. (2002): Ankle Muscle Stiffness Alone Cannot Stabilize Balance During Quiet Standing. *J Neurophysiology* 88, 2157-2162.
- MÜLLER, O. / GÜNTHER, M. / KRAUß, I. / HORSTMANN, T. (2004): Physikalische Charakterisierung des Therapiegerätes Posturomed als Messgerät - Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. *Biomed Technik*, 49, 56-60.
- MYERS, A.H. / YOUNG, Y. / LANGLOIS, J.A. (1996): Prevention of falls in the elderly. *Bone* 18, 87-101.
- NARDONE, A. / TARANTOLA, J. / GIORDANO, A. / SCHIEPPATI, M. (1997): Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 105, 309-320.
- NARDONE, A. / GRASSO, M. / TARANTOLA, J. / SCHIEPPATI, M. (2000): Postural coordination in elderly subjects standing on a periodically moving platform. *Arch Phys Med Rehabil* 81, 1217-1223.
- NEUMAIER, A. / MELCHING, H. (1995): Allgemeines oder sportartspezifisches Koordinationstraining. *Leistungssport* 25, 5, 14-18.
- NIETHARD, F.U. / PFEIL, J. (2003): Orthopädie. Stuttgart, Thieme.
- NITZ, J.C. / CHOY, N.L (2004): The efficacy of a specific balance-strategy training programme for preventing falls among older people: a pilot randomised controlled trial. *Age Ageing* 33, 1, 52-58.
- NGUYEN, N.D. / PONGCHAIYAKUL, C. / CENTER, J.R. / EISMAN, J.A. / NGUYEN, T.V. (2005): Identification of high-risk individuals for hip fracture: a 14-year prospective study. *J Bone Miner Res.* 20, 11, 1921-8.
- OTT, H. (1999): Evaluierung und Reproduzierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit bei älteren Personen mit dem Posturomed. Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaft, Universität Tübingen.
- PETERMANN, F. (1997): Rehabilitation: ein Lehrbuch zur Verhaltensmedizin. Göttingen, Hogrefe.
- REBEL, M. (2000): Koordinatives Training nach VKB- Operationen. *Sportverletz Sportschaden*, 12-19.

-
- RENTELN- KRUSE, W. von (2004): Stürze älterer Menschen. Diagnostik und Therapie. Dtsch Med Wochenschr, 129, 880-883.
- RIEDER, H. (1996): Koordination. In: RIEDER, H. / HUBER, G. / WERLE, J. (Hrsg.) (1996): Sport mit Sondergruppen. Ein Handbuch. Schorndorf, Karl Hofmann.
- ROBERTS, T.D. (1978²): Neurophysiology of postural mechanism. London, Butterworth Group.
- ROME, K. / BROWN, C.L. (2004): Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. Clin Rehabil 18, 624-630.
- ROTH, K. (1982): Strukturanalyse koordinativer Fähigkeiten. Empirische Überprüfung koordinations-theoretischer Konzepte. Bad Homburg, Limpert.
- RUNGE, M. (1998): Gehstörungen, Stürze und Hüftfrakturen. Darmstadt: Steinkopff.
- SCHMIDT, R.F. / THEWS, G. (1997²⁷): Physiologie des Menschen. Berlin, Springer Verlag.
- SINGER, R.N. (1985): Motorisches Lernen und menschliche Leistung. Bad Homburg, Limpert.
- STEADMAN, J. / DONALDSON, N. / KALRA, L. (2003): A Randomized Controlled Trial of an Enhanced Balance Training Program to Improve Mobility and Reduce Falls in Elderly Patients. J Am Geriatr Soc, 51, 547-852.
- TEIPEL, D. (1988): Diagnostik koordinativer Fähigkeiten. Eine Studie zur Struktur und querschnittlich betrachteten Entwicklung fein- und grobmotorischer Leistungen. München, Profil- Verlag.
- TEIPEL, D. (1995): Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit im Sport. Köln, Sport und Buch Strauss.
- TINETTI, M.E. (2003): Preventing falls in elderly persons. N Engl J Med 2003, 348, 42-49.
- TREPEL, M. (1999²): Neuroanatomie: Struktur und Funktion. München, Jena, Urban und Fischer.
- VENTER, C. / MAYER, J. / AXMANN, D. / KRAUSS, I. / HORSTMANN, T. (2003): Veränderung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität von Patienten mit Hüftarthrose und Prothese im Verlauf eines ambulanten Hüftschul- Trainings. Dtsch Z Sportmed, 54 (7/8), 92.

VERHAGEN, E. / BEEK, A. van der / TWISK, J. / BOUTER, L. / BAHR, R. / MECHELEN, W. van (2004): The Effect of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains. *Am J Sports Med* 32, 6, 1385-1393.

WANG, A.W. / GILBEY H.J. / ACKLAND T.R. (2002): Perioperative exercise programs improve early return of ambulatory function after total hip arthroplasty: a randomised, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil.* 81, 11, 801-806.

WEINECK, J. (2002⁸): *Sportbiologie*. Balingen, Spitta Verlag.

WINTER, D.A. / PRINCE, F. / FRANK, J.S. / POWELL, C. / ZABJEK, K.F. (1996): Unified theory regarding A/P and ML Balance in Quiet Stance. *J Neurophysiol.* 75, 2334-2343.

WINTER, D.A. / PATLA, A.E. / RIETDYK, S. / ISHAC, M.G. (2001): Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. *J Neurophysiol* 85, 2630-2633.

WINTER, D.A. / PATLA, A.E. / ISHAC, M. / GAGE, W.H. (2003): Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol* 13, 49-56.

9 Danksagung

Ich danke allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Professor Dr. Thomas Horstmann

für die Überlassung des interessanten Themas, die engagierte Betreuung und die vielen anregenden Diskussionen.

Herrn Dr. Otto Müller

für die gute Einarbeitung in die Messmethode und die ausdauernde Hilfe und Unterstützung bei der Durchführung der Studie. Seine konstruktiven Vorschläge und Hinweise waren immer sehr willkommen und hilfreich.

Herrn Dr. Detlef Axmann

danke ich für die Hilfe und Beratung bei statistischen Fragen, sowie die zahlreichen Anregungen und Denkanstöße, die über die Datenauswertung hinausgingen.

Herrn Georg Haupt

für seine humorvolle und engagierte Unterstützung bei der Arbeit mit den Patienten.

Frau Inga Krauss

für hilfreiche Gespräche und das „immer offene Ohr“.

meinen Eltern Renate und Ullrich Böer

die mich immer unterstützt haben und diese Arbeit Korrektur gelesen haben.

meiner Frau Dr. Bettina Böer

für die ermutigende und liebevolle Begleitung bei der Entstehung dieser Arbeit.

10 Lebenslauf

Name, Vorname: Böer, Johannes Rudolf
Geburtsdaten: 15.01.1978 in Filderstadt
Eltern: Renate Weißer-Böer und Ullrich Böer

Schulbildung: 1984-1988 Grundschule Plattenhardt
1988-1997 Eduard-Spranger-Gymnasium Filderstadt
1997 Abitur

Studium: 1998-2005 Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
1999-2005 Diplom-Sportwissenschaft Eberhard-Karls-Universität Tübingen
WS 02/03 Sportwissenschaft und Physiotherapie
California State University Long Beach, USA

Examina: 30.08.2000 Ärztliche Vorprüfung
28.09.2001 Vordiplom Sportwissenschaft
21.03.2002 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
30.03.2004 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
02.02.2005 Diplomprüfung Sportwissenschaft
Akademischer Grad: Dipl. Sportwiss.
18.11.2005 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
23.11.2005 Approbation als Arzt

Praktisches Jahr: 2004-2005 Klinikum am Steinenberg, Reutlingen
Hospital Civil Nuevo de Guadalajara, Mexico
Orthopädische Universitätsklinik, Tübingen

Ärztliche Tätigkeit: seit 01/2006 Assistenzarzt Chirurgische Klinik
Klinikum am Steinenberg, Reutlingen