

Der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen  
eingereicht von Prof. Dr. rer.nat. S. Blumentritt

---

**Untersuchung zur biomechanischen Wirkungsweise von Gonarthrose-Orthesen**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizinischen Fakultät  
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von  
Elmar Knopf  
aus  
Höxter

Göttingen 2010

Diese Dissertation wurde im Bereich Forschung/ Biomechanik der Otto Bock Health Care GmbH in Göttingen im Zeitraum von Juni 2006 bis März 2010 unter der Betreuung von Prof. Dr. rer. nat. S. Blumentritt erstellt.

**Dekan:** Prof. Dr. med. C. Frömmel

**I. Berichterstatter:** Prof. Dr. rer. nat. S. Blumentritt

**II: Berichterstatter/ in:**

**III. Berichterstatter/ in:**

**Tag der mündlichen Prüfung:**

**Inhalt**

1 Einleitung .....6

2 Grundlagen .....8

    2.1 Grundlagen zur Arthrose .....8

        2.1.1 Definition.....8

        2.1.2 Epidemiologie und gesundheitsökonomische Folgen.....8

        2.1.3 Ätiologie und Pathogenese .....9

        2.1.4 Verläufe und Prinzipien der konservativen und operativen Therapien.....9

            2.1.4.1 Konservative Therapien.....11

            2.1.4.2 Operative Therapien .....11

    2.2 Grundlagen zur Varusgonarthrose .....12

        2.2.1 Ätiologie und Pathogenese .....12

        2.2.2 Therapien der Varusgonarthrose .....13

            2.2.2.1 Konservative Therapien.....13

            2.2.2.2 Operative Therapien .....14

    2.3. Grundlagen zur Belastung des Kniegelenks beim Gehen .....14

        2.3.1 Der menschliche Gang.....14

        2.3.2 Die Belastung des Kniegelenks während statischer und dynamischer Belastung.....16

        2.3.3 Zusammenhang von externem Kniemoment, internem Kniemoment, Gelenkbelastung und Kompartimentlast.....20

    2.4. Grundlagen zur Orthesenversorgung bei medialen Gonarthrosen .....21

        2.4.1 Allgemeines .....21

        2.4.2 Studienergebnisse zur klinischen Wirkung von entlastenden Knie-Orthesen .....24

        2.4.3 Studien zur biomechanischen Wirkung von entlastenden Knie-Orthesen.....25

3 Material und Methoden.....27

    3.1 Beschreibung der Knie-Orthese Genu-Arthro.....27

        3.1.1 Wirkungsprinzip der Orthese.....27

        3.1.2 Konstruktion und Mechanik der Orthese .....28

            3.1.2.1 Konstruktion.....28

            3.1.2.2 Mechanik.....29

3.2	Patientenkollektiv .....	30
3.3	Technik der Ganganalyse .....	32
3.4	Bestimmung der valgisierenden Wirkung der Orthese .....	34
3.4.1	Bestimmung der Rückstellkraft und Compliance der Orthese.....	34
3.4.2	Bestimmung des valgisierend wirkenden Orthesenmoments .....	37
3.5	Bewertungsparameter.....	40
3.5.1	Scores nach Larson und Lysholm u. Gillquist.....	40
3.5.2	Fragebögen zu Ortheseneigenschaften .....	40
3.5.3	Beurteilung des Schmerzempfindens beim Gehen mit und ohne Orthese anhand einer visuell-analogen Skala (VAS).....	41
3.5.4	Röntgenuntersuchung.....	41
3.5.4.1	Klassifizierung der Gonarthrose nach Wirth (Wirth 1986) .....	44
3.5.4.2	Kondylen-Plateauwinkel (KPW).....	45
3.5.4.3	Gelenkspaltweite.....	46
3.5.4.4	Femuro-tibialer Schaftwinkel (FTW).....	43
3.5.5	Ganganalytische Bewertungsparameter .....	43
3.5.5.1	Bodenreaktionskraft .....	44
3.5.5.1.1	Vertikale Komponente .....	44
3.5.5.1.2	Horizontale Komponente.....	45
3.5.5.1.3	Medio-laterale Komponente .....	45
3.5.5.2	Kniewinkel in der Sagittalebene .....	45
3.5.5.3	Externes Drehmoment des Kniegelenks .....	46
3.5.5.3.1	Externes Drehmoment in der Frontalebene ( $M_x$ ) .....	46
3.5.5.3.2	Externes Drehmoment in der Sagittalebene ( $M_{sag}$ ) .....	47
3.6	Studienverlauf .....	47
4	Ergebnisse .....	48
4.1	Klinische Untersuchung und Fragebögen .....	48
4.1.1	Scores nach Larson und Lysholm u. Gillquist.....	48
4.1.2	Beurteilung des Schmerzempfindens beim Gehen mit und ohne Orthese anhand einer visuell-analogen Skala (VAS).....	50
4.1.3	Fragebögen zu Ortheseneigenschaften .....	51
4.2	Röntgen .....	52
4.3	Ganganalyse.....	53
4.3.1	Zeit-Distanz-Parameter .....	53

4.3.2	Bodenreaktionskraft .....	56
4.3.2.1	Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung ( $F_{\text{vert}}$ ).....	56
4.3.2.2	Bodenreaktionskraft in anterior-posteriorer Richtung ( $F_{\text{ap}}$ ).....	58
4.3.2.3	Bodenreaktionskraft in medio-lateraler Richtung ( $F_{\text{ml}}$ ).....	61
4.3.3	Kniewinkel in der Sagittalebene .....	63
4.3.4	Drehmoment des Kniegelenks sagittal .....	65
4.3.5	Drehmoment des Kniegelenks frontal .....	67
4.4	Mechanische Ortheseneigenschaften .....	71
4.5	Valgisierendes Orthesenmoment .....	72
4.5.1	Individualkurven und gemittelt valgisierendes Orthesenmoment bei optimierter Einstellung .....	72
4.5.2	Effekt der Orthesenoptimierung .....	74
4.5.2.1	Einfluss der Optimierung auf den Hebelarm $\Delta X$ .....	74
4.5.2.2	Einfluss der Optimierung auf das valgisierende Orthesenmoment .....	75
4.5.2.3	Einfluss der Optimierung auf die Relation des valgisierenden Orthesenmoments zum extern varisierenden Frontalmoment.....	77
4.5.3	Wirkung des valgisierenden Moments der Orthese in Relation zum extern varisierenden Frontalmoment des Kniegelenks während der Standphase des Gangzyklus.....	78
5	Diskussion.....	82
6	Zusammenfassung.....	87
7	Anhang.....	89
7.1	Abkürzungsverzeichnis .....	89
7.2	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	96
7.3	Scores nach Larson (1974) und Lysholm u. Gillquist (1982) .....	114
8	Literaturverzeichnis .....	116

## 1 Einleitung

Erkrankungen der Haltungs- und Bewegungsorgane zählen weltweit zu den häufigsten Ursachen chronischer Schmerzen. Neben den degenerativen Erkrankungen der Wirbelsäule (Osteochondrose) verursacht insbesondere der Verschleiß (Arthrose) der Extremitätengelenke hohe Krankheitskosten. Die hierdurch in Deutschland hervorgerufene Belastung des Brutto-sozialproduktes von 0,5 % entsteht im Wesentlichen durch die mit der medialen Gonarthrose verbundenen Kosten (Kniegelenksverschleiß).

Die Entstehung und das Fortschreiten der Gonarthrose werden durch erhöhten Gelenkdruck mit folgender Mehrbelastung des Gelenkknorpels erheblich gefördert. Dem zu Grunde liegt oftmals eine Vergrößerung des externen Varusmoments mit konsekutiver Erhöhung der einwirkenden Gelenkkraft durch Steigerung des internen Moments (Pollo et al. 2002). Letzteres wird im Wesentlichen durch die das Gelenk umgebende Muskulatur sowie Bänder erzeugt und dient der Kompensation des von außen einwirkenden, externen Moments. Schon beim Gehen in der Ebene wirken aufgrund der Struktur des äußeren Gelenkmoments physiologisch 60-80 % der Gelenkkraft des Knies im medialen Kompartiment. Folgerichtig besitzen im Alltag kontinuierlich Gelenkdruck reduzierende und somit kausale Ansätze der operativen und konservativen Therapie große Bedeutung.

Trotz des grundlegenden Stellenwertes operativer Verfahren bei der Behandlung medialer Gonarthrosen rechtfertigt die Vielzahl der mit ihnen verbundenen Nachteile den frühzeitigen Einsatz kausal wirksamer konservativer Therapiemaßnahmen. So bieten achskorrigierende Verfahren wie beispielsweise die so genannten Umstellungs-Osteotomien zwar den Vorteil der Reduktion des Drucks in den betroffenen Gelenkabschnitten (Felson et al. 2000), führen jedoch zu hohen Kosten, unterschiedlichen Erfolgsraten, langen Ausfallzeiten sowie postoperativer Morbidität mit schwierigen Revisionseingriffen. Darüber hinaus setzt dieser Eingriff für eine erfolgreiche Durchführung die Unversehrtheit des postoperativ potentiell mehr belasteten Gelenkabschnitts voraus und kommt daher nicht für alle Patienten in Frage. Der totale Gelenkersatz, eine nicht kausale, invasive Option, ist hinsichtlich einer schnellen funktionellen Besserung und Schmerzlinderung zwar eine der erfolgreichsten und effektivsten Maßnahmen der Medizin, bietet jedoch bei den heute verfügbaren Prothesen den Nachteil der zeitlich begrenzten Haltbarkeit. Somit bleibt dieser Eingriff in erster Linie älteren Patienten vorbehalten und sollte gerade bei jüngeren Betroffenen nach Möglichkeit mit konservativen Mitteln herausgezögert werden. Für einen Teil der Patienten kommen Operationen wegen der fehlenden Bereitschaft, Risiken einzugehen, vorliegender Komorbidität oder aber schlechten Vorerfahrungen grundlegend nicht in Frage.

Die zur Behandlung der Gonarthrose 1989 erstmals eingeführte knieentlastende Orthese ist eine kostengünstige und nebenwirkungsarme Behandlungsalternative zum operativen Vorgehen. Ungeachtet internationaler Empfehlungen (Frost and Sullivan 2004), der hohen Akzeptanz durch die Patienten, der bewiesenen klinischen Wirksamkeit im Sinne von Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung im Alltag sowie beim Sport wird der Einsatz dieses Hilfsmittels in den aktuellen Leitlinien zur Therapie der medialen Gonarthrose nicht empfohlen (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopä-

die 2002). Die biomechanische Begründung für die der klinischen Verbesserung zu Grunde liegende entlastende Wirkung konnte bisher nicht eindeutig erbracht werden. Zwar findet das den meisten Orthesen gemeinsame klassische Drei-Punkt-Wirkprinzip bereits allgemeine Anerkennung, doch wird die Frage, auf welchem Wege die hierdurch am Kniegelenk eingebrachten Biegemomente zur Lastreduktion beitragen, kontrovers diskutiert. Nicht in allen Erhebungen, in denen durch die Orthese positive klinische Effekte erzielt wurden, konnte eine erklärende Reduktion des externen Varusmoments durch die Orthese aufgezeigt werden. Möglicherweise reicht die Kraft der Orthese nicht aus, um das externe Varusmoment in einer physiologisch relevanten Größenordnung zu reduzieren, und es ist vielmehr die Kompensation eines Teils des internen Kniemoments, die zu klinischer Besserung führt. Entsprechende Hinweise für diese Annahme sind in der Arbeit von Pollo et al. zu finden (Pollo et al. 2002).

Zentrales Anliegen der vorliegenden Arbeit ist der Versuch, eine Antwort auf die Frage nach dem biomechanischen Wirkmechanismus valgisierender Orthesen zu finden. Hierzu bestimmen wir die Größe der valgisierenden Kraft der Orthese als Ausdruck ihrer Wirkstärke mit einem neuen Messverfahren. Im Gegensatz zu den bisherigen, entsprechend angelegten Untersuchungen verzichten wir dabei erstmals auf instrumentierte Orthesen und verwenden die individuelle Orthese des Patienten. Damit wird es möglich, die entlastende Wirkung des Hilfsmittels bei Nutzung der Definitiv-Versorgung, also in der realen Situation des Patienten zu hinterfragen. Weiterhin beobachten und vergleichen wir die Ergebnisse einzelner Messparameter der Ganganalyse im Hinblick auf signifikante Veränderungen durch den Einsatz der Genu-Arthro Knie-Orthese. Wegen seiner großen Bedeutung als Messparameter im Rahmen von Untersuchungen zur medialen Gonarthrose liegt der Fokus hierbei speziell auf dem extern varisierenden Moment. Grundlage unserer Untersuchungen ist die biomechanisch-ganganalytische Diagnostik zusammen mit einem speziell hierfür entwickelten Kalibrierverfahren in einem Kraftmessstand.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Grundlagen zur Arthrose

#### 2.1.1 Definition

Eine umfassende Definition der Arthrose basiert sowohl auf der Beschreibung der Pathogenese als auch der klinischen Symptome. Der Grund hierfür ist darin zu sehen, dass von einem Teil der Bevölkerung trotz starker morphologischer Veränderungen keinerlei oder nur geringe klinische Symptome beklagt werden und dem gegenüber ein Teil der Patienten mit minimalen radiologischen Veränderungen, sehr starke Beschwerden angibt.

Definition:

Bei der Arthrose handelt es sich um Verschleißerscheinungen, die das ganze Gelenk betreffen (Cotta 1984). Von einem lokalen Schaden ausgehend kommt es einerseits zu einem zunehmenden Verlust an Gelenkknorpel mit Verdichtung des unter dem Knorpel liegenden Knochens (subchondrale Sklerosierung) und andererseits zur Bildung von die Gelenkoberfläche vergrößernden, knöchernen Randanbauten (Osteophyten). Während innerhalb des Gelenkes die Entzündung von Weichteilstrukturen wie zum Beispiel der Gelenkinnenhaut (Synovitis) im Vordergrund steht, kommt es außerhalb zur Lockerung von Bändern (Laxität) und Muskelabbau (Atrophie) (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopädie 2002). Das klinische Bild wird geprägt von Schmerzen bei Gebrauch, Gelenkreiben (Krepitus), der Abnahme der Bewegungsamplitude (Kontraktur), Steifigkeit und morgendlichem Anlaufschmerz (Schumacher et al. 1988).

#### 2.1.2 Epidemiologie und gesundheitsökonomische Folgen

Die ökonomische Bedeutung der Arthroseerkrankungen für die unterschiedlichen Gesundheitssysteme ist unbestritten groß. Aufgrund von Problemen bei der Standardisierung von Umfragen und Reihenuntersuchungen liegen jedoch weltweit nur sehr wenige und für Deutschland keine repräsentativen Daten zur Prävalenz und Inzidenz vor.

Erhebungen für die USA zeigen, dass 6 % der Erwachsenen im Alter über 30 Jahren und 9,5 % der über 62-Jährigen an einer Gonarthrose leiden. Die japanische Bevölkerung als weiterer Repräsentant der Industrienationen besitzt einen relativen Anstieg der Zahl an Arthroseerkrankungen in der Gruppe der über 60-Jährigen von 9,7 % im Jahre 1965, auf 12,9 % im Jahre 1980 und 17,6 % im Jahre 1990 (Murakami 1984).

In Deutschland gehen im Jahr 2000 45 % aller Arthrose-bedingten Krankenhausaufenthalte auf

Gonarthrosen zurück. Zur Therapie wurde in 90000 Fällen ein endoprothetischer Gelenkersatz implantiert. Diese Zahl stieg bereits im Jahr 2005 auf 120000. Berücksichtigt sind hierbei nicht die Zahlen der achskorrigierenden Umstellungen und Arthroskopien, die in diesem Zusammenhang durchgeführt wurden (Boy und Dabisch 2006). Die resultierenden direkten Krankheitskosten für stationäre Aufenthalte, ambulante Behandlungen, Maßnahmen der Rehabilitation und Medikamente betragen nach Angaben des statistischen Bundesamtes im Jahre 2002 7,2 Mrd. Euro. Diese Summe entspricht in etwa 3 % der gesamten direkten Krankheitskosten (Statistisches Bundesamt 2004).

In Deutschland wurden im Jahre 1999 im Bereich der gesetzlichen Rentenversicherungen 5,7 % aller Frühberentungen mit der Diagnose "Arthrose" ausgewiesen. In etwa der Hälfte der Fälle handelte es sich hierbei um eine Gonarthrose. Das Durchschnittsalter lag dabei für Männer bei 55,7 Jahren und für Frauen bei 54,7 Jahren. Die durch Arbeitsunfähigkeit und Frühberentung entstehenden indirekten Krankheitskosten betragen 800 Mio. bzw. 2,2 Mrd. Euro. Ursachen für das enorme Ausmaß solcher Belastungen sind die lange Dauer einer Berufslaufbahn, ein starkes Aufkommen von Arthrosen im mittleren Alter mit daraus resultierenden langen Ausfallzeiten und frühe Berentungen (Yelin 1998).

### 2.1.3 Ätiologie und Pathogenese

Obwohl eine einheitliche Klassifikation der Arthrosen fehlt, hat sich bis heute die Einteilung in primäre und sekundäre Arthrosen bewährt.

Der primären, sogenannten idiopathischen Arthrose liegt im Gegensatz zur sekundären Arthrose keine erkennbare Ursache zu Grunde. Sie wird somit durch Ausschluss diagnostiziert. Die Ätiologie sekundärer Arthrosen hingegen ist vielfältig und umfasst Entzündungen, Wachstumsstörungen, metabolische Störungen, Fehlbelastungen und Traumen (Cotta 1984, Mohing 1966, Niethard und Pfeil 1989).

Die Pathogenese wird im Wesentlichen von einer lokal einwirkenden, mechanischen Überbeanspruchung umschriebener Knorpelpartien in der Tragzone des Gelenks geprägt. Bei Fehlen der Verteilung des Druckes über die gesamte Gelenkfläche kommt es zu Spitzenbelastungen, die den so genannten "physiologisch tragbaren Druck" übersteigen und in gemeinsamer Endstrecke zur Degeneration des Knorpels führen (Debrunner 1995).

Schon 1943 wurde in diesem Zusammenhang von Hackenbroch der Begriff der Präarthrose geprägt (Hamann 2003). Es handelt sich dabei um Zustände, die durch anatomische Abweichungen wie Inkongruenzen oder Fehlstellungen über kurz oder lang zu Arthrose führen. Dieses Erkenntnis ist bei der Diskussion um prophylaktisch wirksame, operative Korrekturen im Sinne von sogenannten Umstellungs-Osteotomien und konservative Entlastungsstrategien mittels Orthesen von enormer Bedeutung.

### 2.1.4 Verläufe und Prinzipien der konservativen und operativen Therapien

Die Voraussetzungen für den Arthroseprozess sind potentiell immer gegeben und somit als systemimmanent anzusehen. Folgerichtig sollte auch ein wirksamer Arthroseschutz im Sinne eines

abriebfreien Gleitvorgangs der Gelenkflächen permanent gegeben sein. Essenzielle Voraussetzungen hierfür sind die Formstabilisierung durch den subchondralen Knochen, die Produktion optimaler Gelenkflüssigkeit, die homogene Verteilung der Knorpelbelastung durch Menisken, Bänder, Kapsel, Muskeln und nicht zuletzt die adäquate Gelenkfunktion (Otte 1974). Entsprechend groß ist die Bedeutung jeder erfolgreichen Behandlung einer Gelenkerkrankung für die Prävention und den Verlauf des Arthroseprozesses. Hervorzuheben sind in diesem Zusammenhang exakte Gelenkflächenrekonstruktionen nach Frakturen sowie Korrekturen von Deformitäten, Fehlstellungen und Fehlbelastungen, wie sie beispielsweise als Folge von Hüftdysplasien oder Epiphysen-Lösungen entstehen können. Eine präventive Wirkung diätetischer oder medikamentöser Maßnahmen konnte nicht erwiesen werden (Debrunner 1995). Der Fähigkeit zur Kontrolle der Gelenkstellung und -bewegung im Raum (Propriozeption) fällt bei der Protektion des Knorpels im Kniegelenk eine entscheidende Rolle zu. Bei Gonarthrose-Patienten ist die propriozeptive Leistungsfähigkeit gegenüber einem gesunden Kollektiv herabgesetzt (Barrett et al. 1991; Jerosch et al. 1998; Skinner et al. 1984). Die Tatsache, dass beim intra-individuellen Vergleich die propriozeptiven Fähigkeiten des betroffenen Kniegelenks nur unwesentlich von denen der gesunden Seite abweichen, legt die Vermutung nahe, dass es sich bei dem neuromuskulären Defizit möglicherweise um einen auslösenden Faktor und nicht um die Folge der Arthrose handelt (Jerosch et al. 1998).

Einmal in Gang gesetzt kommt es zum Fortschreiten des Arthroseprozesses in unterschiedlicher Ausprägung. Insbesondere der klinische Verlauf kann hierbei durchaus voneinander abweichende Strukturen aufweisen. Grundlegend reicht das mögliche Beschwerdespektrum von initial klinisch stumm über Anlaufschmerz, Belastungsschmerz bis hin zu Ruhe- und Nachtschmerz. Intermittierende Verläufe wurden sowohl für die Knie- als auch die Hüftgelenksarthrose beschrieben (Acheson 1983). Bei der schubweisen, sogenannten aktivierten Arthrose kommt es wiederholt zu ausgeprägter Gelenkkapsel-Schwellung, Überwärmung, Druckschmerzhaftigkeit, intraartikulärer Ergussbildung und Schmerz bei Bewegung. Solche Schübe können wiederkehrend in Stadien der Latenz mit stabilem Gleichgewicht zwischen Belastung und Belastbarkeit übergehen. Dies setzt allerdings ein angemessenes Verhalten des Patienten und/ oder eine adäquate Behandlung des betroffenen Gelenkes voraus (Otte 1974).

Die von der Verlaufsform unabhängige, gemeinsame Endstrecke der Arthrose ist die Schädigung von Knorpelzellen (Chondrozyten) und der von diesen gebildeten Knorpel-Grundsubstanz (Matrix). Hierbei kommt es zur Freisetzung von Knorpel abbauenden Enzymen und einem Ungleichgewicht von Matrix-Synthese und - Abbau. Arthrose - definierende Veränderungen wie beispielsweise subchondrale Sklerosierung, Osteophytenbildung, Synovitis und Knochenzysten sind die Folge (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopädie 2002). Am Ende dieser Entwicklung steht entweder die hochgradige Einsteifung in Fehlstellung oder das instabile Schlottergelenk (Cotta 1984). Trotz der Tatsache, dass einige Untersucher ohne bisher gesicherten Beweis davon ausgehen, dass bei entsprechender Entlastung die Regeneration des geschädigten Gewebes möglich sei, ist eine Annäherung an das ursprüngliche Optimum nicht zu erwarten (Otte 1974).

Die Maßnahmen der operativen und konservativen Therapie zielen auf die Verzögerung einer Progredienz der Arthrose, um folgenschwere Eingriffe wie den künstlichen Gelenkersatz komplett zu vermeiden oder aber erst möglichst spät einsetzen zu müssen. Klinische Aspekte wie Schmerzreduktion, Förderung von Mobilität und Verbesserung der Lebensqualität spielen dabei eine wesentliche Rolle.

### 2.1.4.1 Konservative Therapien

Das Spektrum konservativer Maßnahmen zur Behandlung der Arthrose umfasst die medikamentöse Therapie, physiotherapeutische Übungen und orthopädische Hilfsmittel wie Unterarmgehstützen, Bandagen, Schuheinlagen, Schuhsohlen-Erhöhungen und entlastende Orthesen.

Die medikamentöse Therapie dient der rein symptomatischen Schmerzlinderung und Entzündungshemmung mit konsekutiver Verbesserung der Gelenkfunktion. Sie wirkt am effektivsten in Kombination mit den anderen Strategien konservativer Therapien. In Anlehnung an die aktuellen Leitlinien und ein von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) empfohlenes Schema sollen die NSAID's (non steroidal antiinflammatory drug's) bei Bedarf mit stärker schmerzlindernden Präparaten wie Tramadol oder noch stärker wirksamen Opioiden kombiniert werden (American Geriatrics Society et al. 1998). Unter einem entsprechenden Behandlungsregime konnten Verbesserungen in der Ausübung von Alltagsaktivitäten und Schmerzausmaß nachgewiesen werden. Als sehr kritisch zu bewerten ist hierbei, dass es bei praktisch reduziertem "feed back" zwar zu einer deutlichen Verbesserung der funktionellen Alltagsbelastbarkeit kommt, die kniebelastenden externen Varusmomente dabei aber gleichzeitig enorm ansteigen. Die häufig propagierte, präventive und/ oder Knorpel regenerierende, pharmakologische Intervention durch intraartikuläre Behandlung mit so genannten Chondroprotektiva ist wissenschaftlich äußerst umstritten (Niethard und Pfeil 1989, Otte 1974).

Physiotherapeutische Übungen haben sich als effektive Komponenten der Primär-, Sekundär- und Tertiärprävention erwiesen. Sie minimieren die, durch Inaktivität bedingten Folgeprobleme wie Gewichtszunahme, Verschlechterung der Vitalkapazität, Erhöhung des kardio-vaskulären Risikos, Muskelatrophien, periartikuläre Kontrakturen und Verlust an Lebensqualität. Es gibt vermehrt Hinweise, dass eine dekonditionierte Muskulatur, inadäquate Bewegung sowie periartikuläre Steifheit zum Fortschreiten der Arthrose beitragen, während Muskelkräftigung und aerobe Übungen Symptome lindern und zur Verzögerung führen

Zur Behandlung mit Bandagen existieren praktisch keine kontrollierten, klinischen Untersuchungen. Aufgrund fehlender stabilisierender Wirkung wird ihr schmerzlindernder Effekt und das Stabilitätsgefühl einer verbesserten Propriozeption zugeschrieben.

Der Einsatz von Schuheinlagen, Schuhsohlen-Erhöhungen und in neuerer Zeit valgisierenden Orthesen erfolgt im Wesentlichen bei Patienten mit Achs-Fehlstellungen und wird in den Kapiteln 2.2.2 und 2.4 betrachtet.

### 2.1.4.2 Operative Therapien

Das operative Vorgehen umfasst gelenkerhaltende, gelenkersetzen und gelenkversteifende Eingriffe.

Zum Erhalt des Gelenks stehen mehrere Techniken mit unterschiedlichen Zielen zur Verfügung. Knochenanbohrungen beispielsweise fördern die Mehrdurchblutung in kritischen Zonen des Gelenks. Das Entfernen der Gelenkinnenhaut, die sogenannte Synovialektomie, reduziert ebenso wie das Abtragen (Debridement) destruierten Knorpels, zerstörter Meniskusanteile und knöcherner Randanbauten in Kombination mit der Gelenkspülung (Lavage) die Konzentrationen von Entzündungsmediatoren und Gelenkabrieb (Detritus). Die Knorpelbohrungen (Pridiebohrungen) oder aber das neuerdings alternativ eingesetzte mechanische Hacken von Knorpel (hacking) in

arrodieren Bereichen des Gelenks verbessern über Einblutung und sekundäre Bildung von Ersatzknorpel (Faserknorpel) die Gleitfähigkeit der artikulierenden Gelenkpartner. Der Regeneration zerstörten, ortsständigen Gelenkknorpels (hyaliner Knorpel) dienen die Anreicherung von Stammzellen und/ oder aber Wachstumsfaktoren in entsprechenden Arealen. Bisher liegen allerdings nicht genügend Erfolg versprechende Ergebnisse vor, um von einer echten Regeneration sprechen zu können. Die Implantation von aus vorher entnommenen Knorpelzellen gezüchtetem hyalinen Knorpelgewebe bewirkt, wie erste klinische und experimentelle Ergebnisse belegen (Goldberg 1995), bei 90 % der Patienten klinische Verbesserungen. Die Rekonstruktion (Arthroplastik) zerstörter Knorpelareale erfolgt durch Transplantation von körpereigenem oder körperfremdem Knochen-Knorpel-Gewebe. Prinzipiell sind die Knochen-Knorpel-Transplantationen vielversprechende Verfahren, jedoch bei großen Defektflächen häufig nicht realisierbar. Zur Wiederherstellung des gestörten Verhältnisses zwischen Belastung und Belastbarkeit werden Gelenkmechanik-verbessernde Eingriffe eingesetzt. Durch diese wird die Chance zu regenerativen Prozessen im Gelenk gegeben und die Progredienz des arthrotischen Geschehens verlangsamt. Beispiele solcher Interventionen sind die im Wesentlichen bei vorliegenden Fehlstellungen angewendeten so genannten Umstellungs-Operationen. Sie werden im entsprechenden Kapitel 2.2.2 erwähnt.

Die Gelenkersatzoperation (Endoprothese) führt durch künstlichen Ersatz der destruierten Gelenkpartner zu schneller Besserung von Schmerz, Mobilität und Lebensqualität. Die Indikation zu diesem Eingriff bleibt aufgrund der, mit zunehmender Zeit nach Implantation steigenden Lockerungsrate und einem hohen Operations- und Infektionsrisiko älteren Menschen mit schwerer Kniearthrose vorbehalten. Beim jüngeren Patienten ist sie nur einem nötigen Einsteifen des Gelenks wegen nicht erträglicher Schmerzen vorzuziehen. Mit der unikompartimentellen Schlittenprothese sowie der gekoppelten und ungekoppelten bikompartimentellen Prothese stehen drei Verfahren zur Verfügung. Die Implantation kann sowohl zementiert als auch unzementiert erfolgen (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopädie 2002). Die Gelenkversteifung (Arthrodese) ist bei fehlender Operabilität oder konservativer Therapieoption als letzte Möglichkeit anzusehen.

## 2.2 Grundlagen zur Varusgonarthrose

Dieses Kapitel beleuchtet die für die Varusgonarthrose spezifischen Aspekte der Gonarthrose. Die Definition der medialen Gonarthrose entspricht der allgemeinen Definition der Gonarthrose, betrifft jedoch im Wesentlichen die auf der Innenseite des Knies liegende Gelenkfläche.

### 2.2.1 Ätiologie und Pathogenese

Einerseits handelt es sich bei der medialen Gonarthrose um die Folge einer Mehrbelastung des entsprechenden Gelenkabschnitts auf dem Boden einer primär bestehenden Fehlstellung, andererseits um die Ursache für das Entstehen einer Achsfehlstellung oder deren Verstärkung im Verlauf des Arthroseprozesses.

Schon unter physiologischen Bedingungen im Rahmen einbeiniger Belastungen verläuft die Kraftwirkungslinie vornehmlich durch das mediale Kompartiment. Die Tatsache, dass es gleichzeitig zu einem 10x häufigeren Befall der entsprechenden Gelenkfläche kommt, lässt vermuten, dass ein direkter kausaler Zusammenhang zwischen lokaler Mehrbelastung und der Entstehung einer medialen Gonarthrose besteht. Jede zusätzliche Erhöhung der Belastung mit weiterer Ungleichverteilung des Gelenkdrucks und zusätzlichen Scherkräften, insbesondere durch vorzugsweise in der Frontalebene auftauchende Achsfehlstellungen, ist als potentiell präarthrotische Deformität aufzufassen (Oest und Frank 1974). Obwohl die Vergrößerung der Gelenklast an sich erst einmal nur zu einer Verdickung des Knorpels und nicht obligat zum Verschleiß führt, sind Knorpeldestruktion und Mikrofrakturen an Tibiaplateau und Femurkondylus gehäuft mit der Arthrose assoziiert. Folgt eine Verschmälerung des medialen Gelenkspaltes auf dem Boden von Knorpeldegeneration, führt dies im Sinne eines "Teufelskreises" zum Entstehen oder zur Zunahme der bereits vorliegenden Fehlstellung und somit auch zur Erhöhung des varisierenden Gelenkmoments. Die in der Folge auf das mediale Kompartiment einwirkende Belastung während des Gehens kann 100% der totalen Kompressionslast des Knies erreichen. Diesbezüglich arbeiteten Sharma et al. in ihrer Untersuchung eine enge Beziehung zwischen der Größe des mittleren Adduktionsmoments, der Abnahme der Gelenkspaltweite und dem radiologischen Schweregrad (Kellgren-Lawrence) der Arthrose heraus (Sharma et al. 1998). Der an dieser Stelle eingeführte Terminus "Adduktionsmoment" aus dem englischen Sprachgebrauch entspricht dem in unserer Arbeit verwendeten Begriff des externen Varusmoments. Nicht immer ist eindeutig zu bestimmen, ob die Arthrose Ursache oder Folge der Fehlstatik ist. So konnte Papadopoulos bei Vorliegen von Genua vara keine signifikant höhere Arthrosehäufigkeit feststellen. Demgegenüber fanden Bouillet und Gaver 1961 eine Häufung von sogenannten "O-Beinen" in der Arthrose-Population (Papadopoulos 1991). Weitere ursächliche Faktoren bei der Entstehung der medialen Gonarthrose stellen die Adipositas und die mediale Menishektomie dar. Während das Entstehungsrisiko durch Adipositas um den Faktor 9,1 erhöht wird, vervielfacht die mediale Menishektomie den entsprechenden Wert um den Faktor 6,0 (Cooper et al. 1994).

## 2.2.2 Therapien der Varusgonarthrose

Die unter 2.1.4 angeführten, allgemeinen konservativen und operativen Behandlungsprinzipien für die Gonarthrose behalten für die Behandlung der Varusgonarthrose neben den hier angeführten speziellen Therapiemaßnahmen ihre Gültigkeit.

### 2.2.2.1 Konservative Therapien

Im Rahmen der konservativen Behandlung erfüllen vor allem Orthopädie-technische Hilfsmittel durch Entlastung betroffener Gelenkabschnitte und konsekutiver Reduktion von Schmerz und Verbesserung der Gelenkfunktion den Anspruch eines kausalen Therapieansatzes. Neben dem lange bewährten Einsatz von Unterarmgehstützen werden zu diesem Zweck Schuheinlagen, Schuhsohlen-Erhöhen und in neuerer Zeit valgusierende Orthesen verordnet. Die isolierte Schuhaußenranderrhöhung als spezielle Maßnahme zur Entlastung des medialen Gelenkspaltes wird trotz fehlenden Nachweises einer direkten Änderung der Gelenkwinkel im Kniegelenk als

wirksames Mittel angesehen (Yasuda und Sasaki 1987; Tohyama et al. 1991). Die Wirkung wurde anhand der Zufriedenheit der Patienten bemessen (Zacher und Sell 1991). Als Erklärungsmodell geht man von einer primären Ausgleichsbewegung des Calcaneus in Valgusrichtung mit Einfluss auf die Rückfußachsstellung aus (Münzenberg 1983). Für spezielle Schuhversorgungen mit Außenranderhöhung und Sprunggelenk-Orthese ist die signifikante Reduktion der externen Varusmomente am Knie bestätigt worden (Schmalz et al. 2006). Bezüglich der Behandlung mit valgusierenden Knie-Orthesen zeigen wissenschaftliche Untersuchungen, dass es im Gegensatz zu rein symptomatischer Therapie durch Lastreduktion zu kausaler Intervention in Krankheitsentstehung und -verlauf kommt.

### 2.2.2.2 Operative Therapien

Von operativer Seite stehen auch bei der medialen Gonarthrose arthroskopische Eingriffe wie die Gelenktoilette zur Entfernung funktion-behindernder Strukturen, sowie Pridie-Bohrungen oder die Abrasionsarthroplastie zur Regeneration mit Bildung von Ersatzknorpel zur Verfügung (Graf und Clancy 1987; Johnson LL 1986; Schultz 1993). Der Erfolg ist jedoch bei alleiniger Anwendung solcher Strategien aufgrund fehlender kausaler Intervention in den Verlauf des Arthroseprozess als begrenzt anzusehen (Kohn und Lobenhoffer 1987). Mittel der Wahl, vor allem bei jüngeren Patienten mit leichter oder mittelgradiger, unikompartimenteller Arthrose und Fehlstellung, ist die gelenknahe valgusierende Umstellung (Osteotomie). Grundprinzip dieses Verfahrens ist die operative Korrektur bestehender Beinachsenfehler an Femur und/ oder Tibia, die zu mechanischer Überbeanspruchung beitragen. Eine Kombination mit den Verfahren zur Regeneration des Knorpels wird regelmäßig durchgeführt (Schultz 1993). Befürworter sehen in der Umstellungs-Osteotomie die einzig kausale Therapie, da ihrer Meinung nach nur die Achskorrektur Traglinie und Belastung vom medialen in den lateralen Gelenkanteil verschiebt und so zu Funktionsverbesserung und Schmerzlinderung führt (Coventry 1979; Insall et al. 1984; Noyes et al. 1992). Kritische Studien, die zeigen, dass die dynamische Kniebelastung nicht aus anatomischen Messgrößen errechnet werden kann, raten zu strenger Indikationsstellung (Harrington 1983; Johnson F et al. 1980). Eine Verbesserung der postoperativen Ergebnisse scheint durch die Kombination arthroskopischer Gelenktoilette und Umstellung erreicht zu werden (Schultz 1993; Pszcolla und Groeneveld 1984; Schmitt et al. 1984).

## 2.3. Grundlagen zur Belastung des Kniegelenks beim Gehen

### 2.3.1 Der menschliche Gang

Der natürliche Gang dient der Fortbewegung des Individuums und erfordert eine abwechselnde Verschiebung und Unterstützung des Körperschwerpunktes. Mit hoher Individualität ähnlich der eines Fingerabdruckes (Baumgartner und Botta 1995) kommt es zur Abfolge wiederkehrender, symmetrischer Bewegungsabläufe innerhalb eines Doppelschritts während des Gangzyklus (s. Abb. 1).

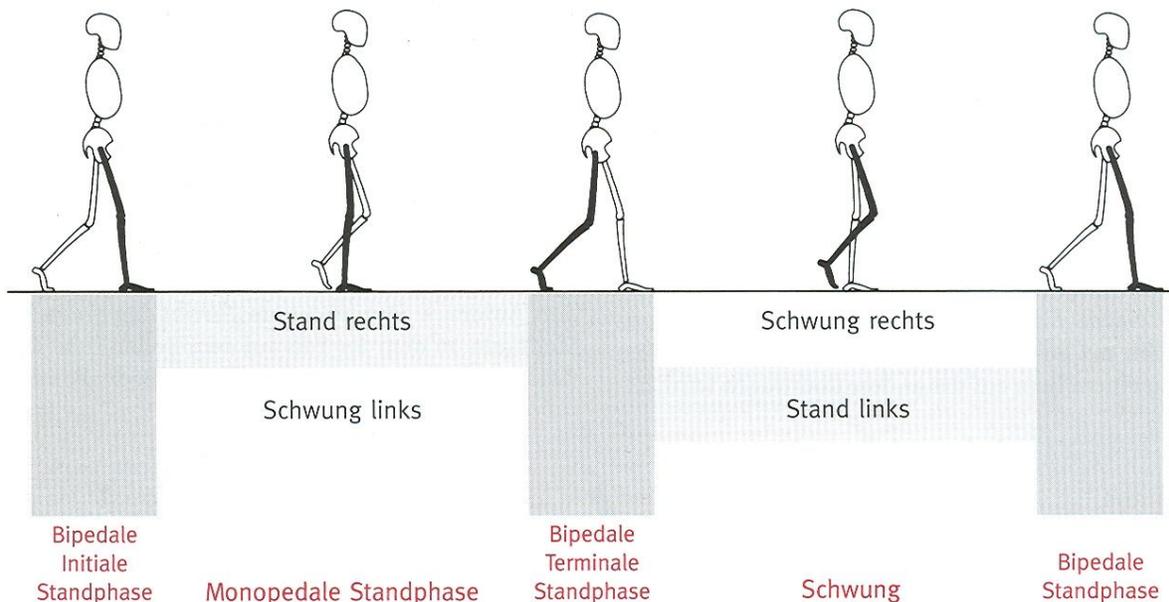


Abb. 1: Untergliederung der Standphase und deren Beziehung zum bilateralen Bodenkontakt (Perry 2003, S. 2)

Der Doppelschritt liegt zwischen zwei folgenden Fersenkontakten eines Beines und wird in Stand- und Schwungphase eingeteilt. Bei normaler Ganggeschwindigkeit sind während eines Gangzyklus von 100 % Dauer die ersten 60 - 65 % der Standphase und die nachfolgenden 35 - 40 % der Schwungphase zuzuordnen (s. Tab. 1).

Bodenkontakt nach Perioden		
Standphase		60 %
Initiale bipedale Standphase	10 %	
Monopedale Standphase	40 %	
Finale bipedale Standphase	10 %	
Schwungphase		40 %

Tab. 1: Bodenkontakt nach Perioden (Perry 2003, S. 3)

Neben der rein monopedalen Stand- und Schwungphase gibt es einen Zeitraum der Doppelunterstützung von 10 % Dauer des Gangzyklus, in der beide Füße Kontakt zum Boden haben. Das Standbein befindet sich hierbei am Übergang zur Schwungphase kurz vor der Zehenablösung. Das kontralaterale Schwungbein hingegen setzt bereits zum ersten Fersenkontakt der für diese Seite folgenden Standphase auf (s. Abb. 1). Bei höherem Tempo wie zum Beispiel beim Joggen fällt die Doppelunterstützung weg und wird durch eine Flugphase ersetzt.

### 2.3.2 Die Belastung des Kniegelenks während statischer und dynamischer Belastung

Vor der Entwicklung moderner Ganganalyseverfahren in den letzten 15 Jahren wurde die Einschätzung der Belastung des Kniegelenks bis hin zur präoperativen Planung von Umstellungen der Beinachsen fast ausschließlich an statisch erhobenen Röntgenbildern vorgenommen (Andriacchi et al. 2000; Schultz et al. 2003). Hierzu wurden in die entsprechenden Aufnahmen Hilfsgrößen wie beispielsweise die Traglinie und der femuro-tibiale Schaftwinkel (FTW) eingezeichnet (s. Abb. 2a und 2b).

Die Traglinie (s. Abb. 2a) entspricht einer in der Frontalebene liegenden Geraden durch die Mittelpunkte von Femurkopf und Sprunggelenk (Lanz 1951, Pauwels 1965).

Der femuro-tibiale Schaftwinkel (s. Abb. 2b) stellt einen durch die Längsachsen von Femur und Tibia gebildeten nach außen offenen Winkel von  $174^\circ$  dar.

Die Abweichungen dieser Größen vom Normalverlauf bzw. Normwert weisen auf eine Varus- bzw. Valgusstellung des Gelenks hin und lassen eine entsprechende Mehrbelastung im medialen bzw. lateralen Gelenkkompartiment vermuten (Johnson F et al. 1980).



- Traglinie bzw. Mikulicz-Linie
- Mitte von Femurkopf, Knie u. OSG

Abb. 2: a Traglinie



- femuro-tibialer Schaftwinkel
- anatomische Femurschaftachse
- anatomische Tibiaschaftachse

b femuro-tibialer Schaftwinkel

In Anlehnung an diese Betrachtung wird im Folgenden (s. Abb. 3-5) die Belastungsverteilung im Kniegelenk sowohl im beidbeinigen Stand als auch im Einbeinstand unter besonderer Berücksichtigung der Varusfehlstellung dargestellt.

Nach Bragard werden die Kniegelenke im Zweibeinstand (s. Abb. 3) gleichmäßig und axial belastet (Bragard 1932). Der resultierende Kraft-Summenvektor liegt in diesem Fall auf der durch die Kniemitte ziehenden Traglinie und macht 43% des Körpergewichts aus. Er setzt sich zu-

sammen aus der Gewichtskraft der um Unterschenkel- und Fußgewicht verminderten Körpermasse und den durch den Musculus (M.) quadriceps, M. tensor fasciae latae und den Tractus iliotibialis zur Erhaltung des Gleichgewichts entwickelten bzw. übertragenen Kräften.

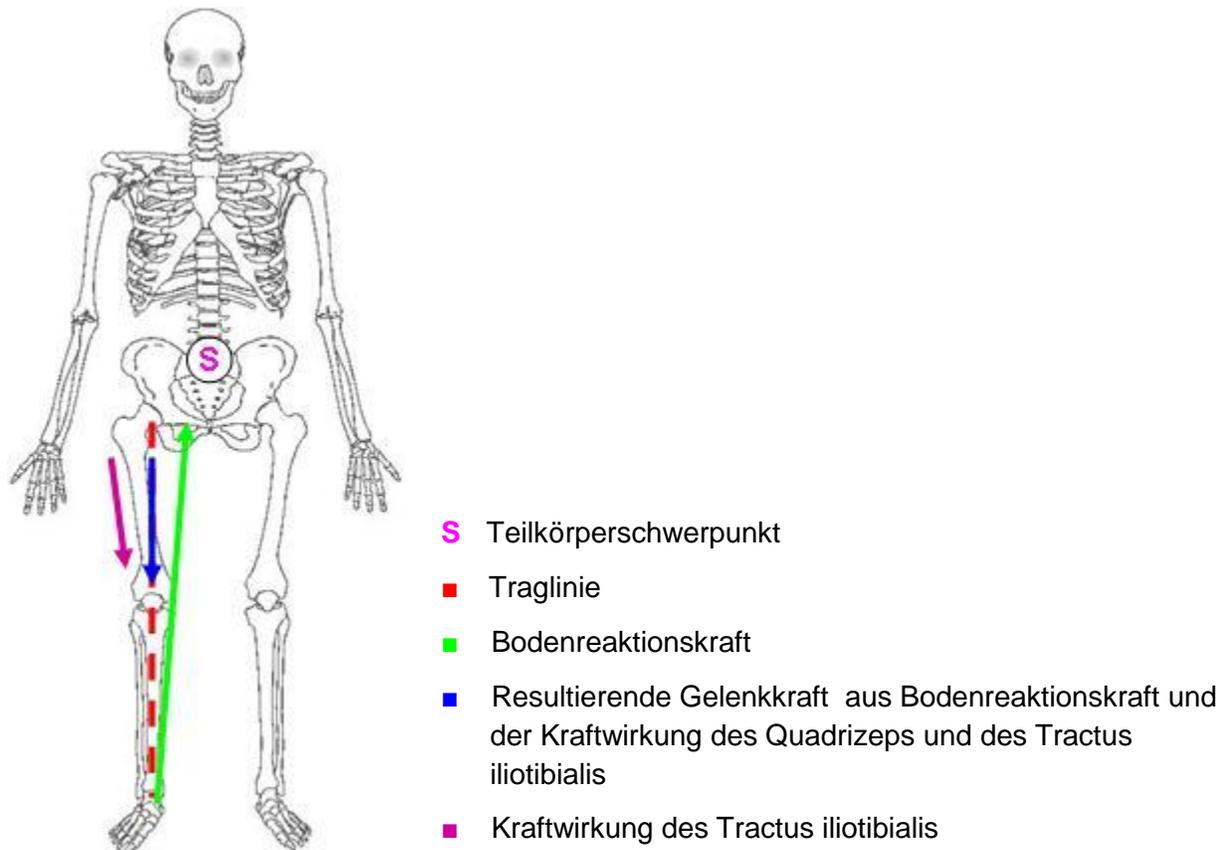


Abb. 3: Belastung des femuro-tibialen Gelenks im Zweibeinstand in der Frontalebene (in Anlehnung an Hamann 2003, S. 14)

Im Einbeinstand (s. Abb. 4) wird der Teilkörperschwerpunkt aus statischen Gründen bei nicht mehr unterstützter kontralateraler Seite über die Fußunterstützungsfläche des Standbeines verlagert (Pauwels 1965). Sowohl der M. quadriceps als auch der M. tensor fasciae latae und die Glutaealmuskulatur gewährleisten dabei durch Kontraktion und Weiterleitung der Kraft über die Quadrizepssehne und den Tractus iliotibialis eine erhöhte Kraftübernahme. Auch bei physiologischer Beinachse kommt es als Ausdruck der Mehrbelastung zur Vergrößerung und Verschiebung des Kräfte-Summenvektors in Richtung des medialen Kompartiments (Debrunner und Seewald 1964; Hsu et al 1990; Johnson F et al. 1980; Pauwels 1965).

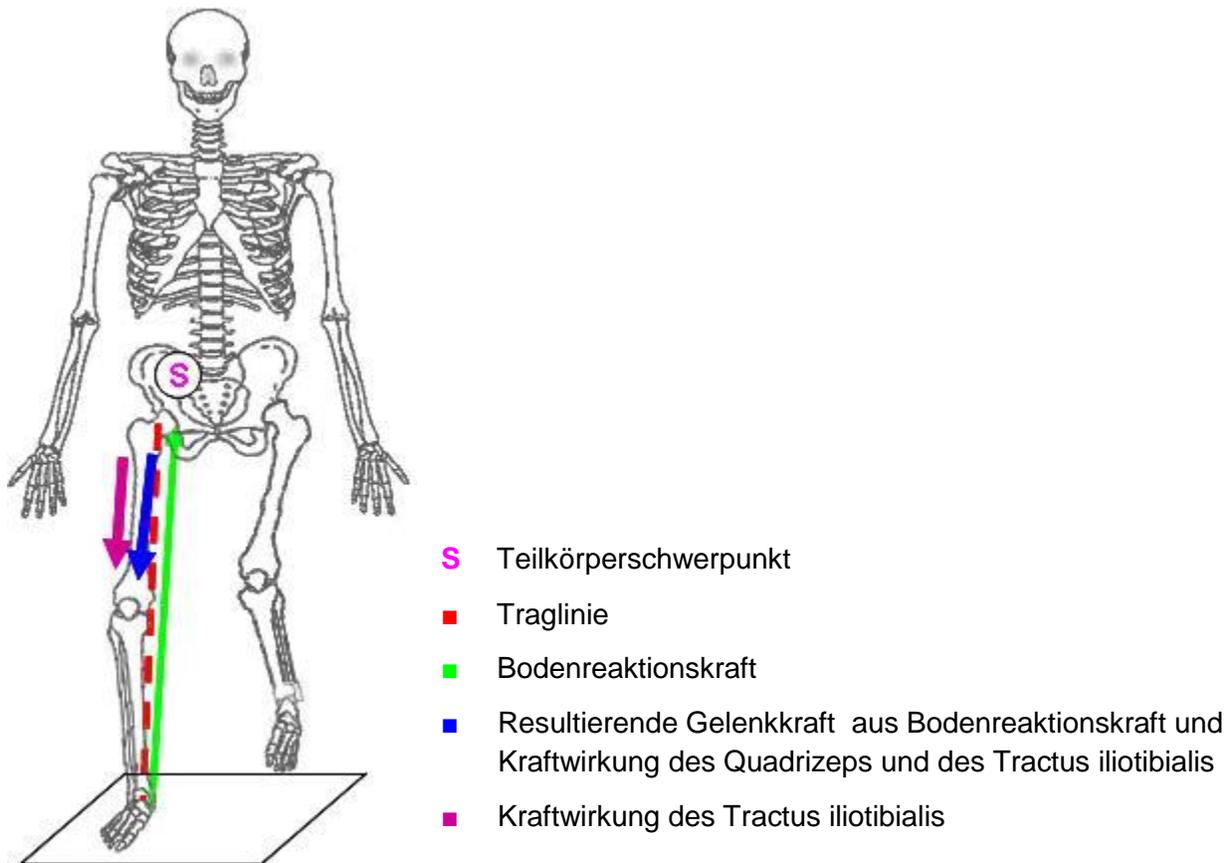


Abb. 4: Belastung des femuro-tibialen Gelenks im Einbeinstand in der Frontalebene (in Anlehnung an Hamann 2003, S. 14)

Beim Varus-Kniegelenk (Genu varum) mit einem femuro-tibialen Winkel von  $> 174^\circ$  verläuft die Traglinie obligat im medialen Kompartiment. Durch Verlagerung des resultierenden Summenvektors ebenfalls nach medial kommt es zur Erhöhung des extern varisierenden Moments über das entsprechende Maß im Einbeinstand bei physiologischer Beinachse. Die Kompensation dieser einwirkenden Kraft erfolgt auch hierbei durch die in den Tractus iliotibialis einstrahlenden Musculi (Mm.) gluteus maximus und tensor fasciae latae mittels lateraler Zuggurtung sowie den M. quadriceps. Zwar wird hierbei der Druck auf das mediale Kompartiment reduziert, letztendlich aber doch eine erhöhte Gesamtbelastung für das Kniegelenk herbeigeführt. Ein Versagen der lateralen Zuggurtung durch den Tractus iliotibialis wird unabhängig von der Genese als fördernder Faktor bei der Entstehung der Varusfehlstellung angesehen (Otte 1974; Pauwels 1965).

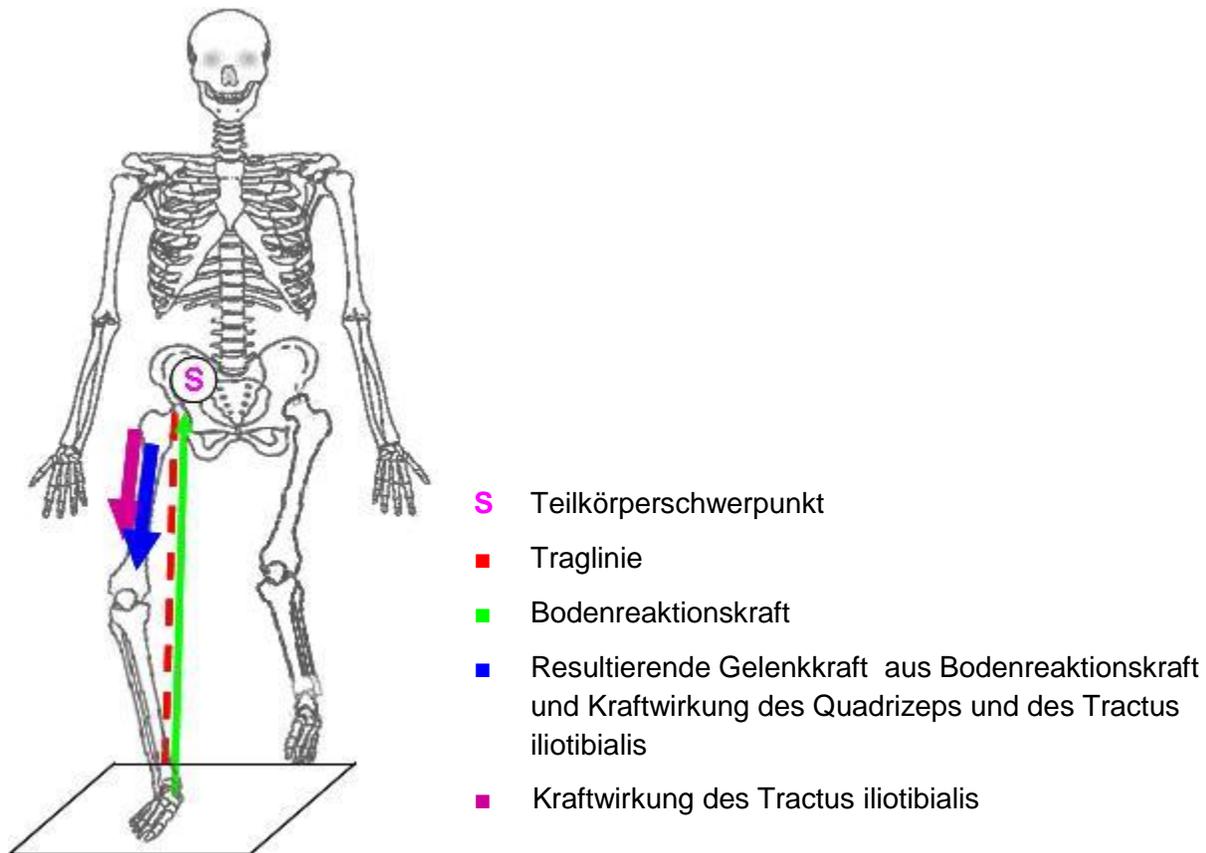


Abb. 5: Belastung des femuro-tibialen Gelenks mit einem femuro-tibialen Winkel  $>174^\circ$ , im Einbeinstand in der Frontalebene (in Anlehnung an Hamann 2003, S. 14)

Studien aus den 80er Jahren belegen eine Korrelation zwischen dem Verlauf der Traglinie und dem femuro-tibialen Winkel. Diese röntgenologischen Parameter spiegeln jedoch offensichtlich nicht die tatsächlichen Belastungsverhältnisse im Kniegelenk unter dynamischen Bedingungen wie dem Gehen wider (Schultz et al. 2003). Letztere werden im Wesentlichen durch Kräfte und Drehmomente, die in bestimmten Phasen des Gangzyklus zu Kraftanstiegen mit Belastungen der Gelenkstrukturen bis zum sechsfachen des Körpergewichts führen, hervorgerufen (Rauber und Kopsch 1987). Darüber hinaus zeigte sich, dass selbst bei einem Verlauf der Traglinie durch das laterale Kompartiment und dem Vorliegen eines femuro-tibialen Winkels  $<174^\circ$ , die Hauptbelastung konstant im medialen Gelenkabschnitt liegt (Harrington 1983; Johnson F et al. 1980). Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass Patienten mit Kniegelenksarthrose in der Lage sind, durch Einsatz bestimmter Kompensationsmuster zur Schmerzlinderung extern einwirkende Kräfte beim Gehen zu minimieren. Beispiele solcher Strategien sind der Einsatz von Unterarm-Gehstützen, das Duchenne-Hinken, kontrolliertes Aufsetzen des Fußes, Vergrößerung des "foot progression angle" sowie das Reduzieren von Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge. Ungeachtet der genannten Nachteile basiert die präoperative Planung achskorrigierender Eingriffe auch heute noch hauptsächlich auf den Ergebnissen klinischer Untersuchungen und radiologischer Befunde. Tatsächlich aber kann dynamische Belastung in Form von Kräften und Drehmomenten nur mit dem Messinstrument der Ganganalyse erfasst werden. Der Vorhersagewert ist größer als der bei statischen Messungen (Andriacchi et al. 2000; Schultz et al. 2003).

### 2.3.3 Zusammenhang von externem Kniemoment, internem Kniemoment, Gelenkbelastung und Kompartmentlast

Obwohl die in der Ganganalyse gemessenen Kräfte und äußeren Momente nicht dem direkten Ausdruck der Gelenkbelastung entsprechen, besteht ein enger Zusammenhang zwischen dem externen Kniemoment ( $M_{\text{ext}}$ ), dem inneren Kniemoment ( $M_{\text{int}}$ ) und der resultierenden Gelenkkraft ( $F_{\text{Gel}}$ ) (s. Abb. 6). Das externe Kniemoment ( $M_{\text{ext}}$ ) entspricht dabei dem Produkt aus der Bodenreaktionskraft ( $F_{\text{GRF}}$ ) und ihrem rechtwinkligen Abstand zur Kniemitte ( $A$ ). Die Bodenreaktionskraft wiederum wird hauptsächlich durch Körpermasse, Gehgeschwindigkeit und Beschleunigung beeinflusst. Das innere Kniemoment ( $M_{\text{int}}$ ) wird vor allem durch Muskelkraft, aber auch in geringerem Maße durch Reibung der Gelenkflächen und durch Bandstrukturen erzeugt. Seine Hauptaufgabe besteht in der Kompensation des externen Moments. Die Kontraktion der über das Gelenk ziehenden Muskeln erzeugt dabei letztendlich die der Kniebelastung entsprechende Gelenkkraft. Diese teilt sich in eine mediale ( $F_{\text{m}}$ ) und eine laterale ( $F_{\text{l}}$ ) Kompartmentkraft auf. Dieser Sachverhalt wird im Folgenden spezifisch am Beispiel der in der Frontalebene des Kniegelenks wirkenden Kräfte erörtert.

Das extern varisierende Kniemoment verteilt die im Alltag während der Standphase des Gehens auf das Knie einwirkenden Kräfte vom äußeren (lateralen) in das innere (mediale) Kompartment und führt dort zu verstärkter Kompression. Es ist somit nicht nur Ausdruck der Größe der von extern einwirkenden Kraft, sondern auch von ihrer Verteilung. Im Wesentlichen wird das externe Kniemoment durch das von den Kräften der *Mm. quadriceps* ( $F_{\text{Q}}$ ), *tensor fasciae latae* und *glutaeus maximus* ( $F_{\text{t}}$ ) generierte innere Kniemoment kompensiert. Die entsprechenden Kräfte werden über die Patellasehne und den am lateralen Oberschenkel liegenden *Tractus iliotibialis* übertragen.

Eine Vergrößerung des extern einwirkenden Moments kann entsprechend seiner Definition als Produkt aus der Bodenreaktionskraft und ihrem Abstand von der Kniemitte sowohl über eine Zunahme der Körpermasse als auch eine verstärkte Varusstellung erreicht werden. Andererseits wäre eine Reduktion der Gelenkbelastung durch Aufnahme eines Teiles der inneren Kniemomente mittels einer dem extern varisierenden Moment entgegenwirkenden valgisierenden Orthese denkbar.

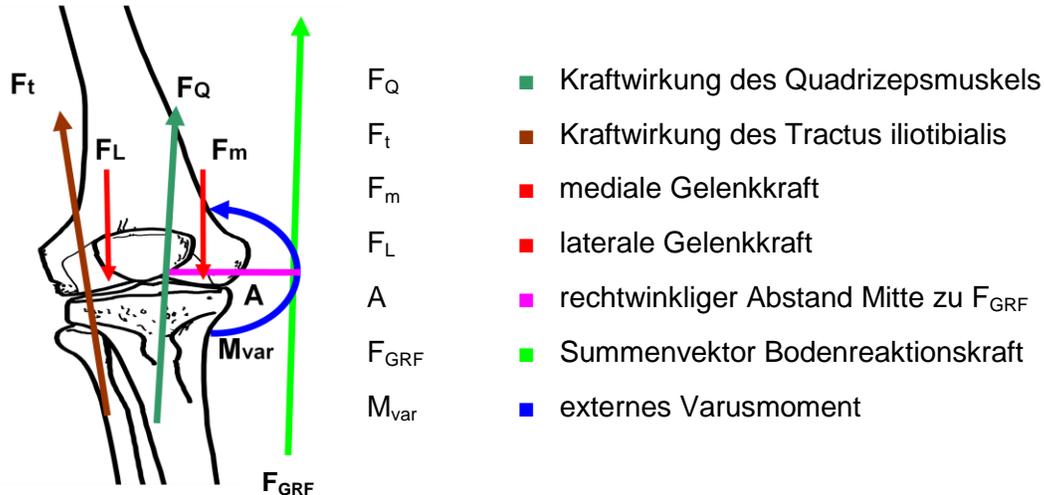


Abb. 6: Modell zur Belastung des Kniegelenkes im medialen und lateralen Kompartiment unter Berücksichtigung der externen Frontalmomente und der internen Kniemomente (in Anlehnung an Pollo et al. 2002, S. 418)

## 2.4. Grundlagen zur Orthesenversorgung bei medialen Gonarthrosen

Der Inhalt dieses Kapitels erörtert neben allgemeinen Aspekten wie den Einsatzgebieten und Indikationen von Orthesen die aktuelle Marktsituation für entlastende Knie-Orthesen. Darüber hinaus wird der bisherige Kenntnisstand bezüglich der klinischen und biomechanischen Wirkung knieentlastender Orthesen beleuchtet.

### 2.4.1 Allgemeines

Grundlegend werden von der American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) die Knie-Orthesen in vier Kategorien unterteilt (Blue Cross of California 2007).

- 1) Prophylaktische Orthesen: Diese Orthesen werden bei Kontaktsportarten eingesetzt, um bei Traumen die Schwere von Bandverletzungen zu reduzieren.
- 2) Rehabilitations-Orthesen: Diese werden in der Rehabilitation nach Gelenkverletzungen benutzt. Besondere Einstellungen ermöglichen kontrollierte Bewegungen, ohne dass verletzte oder operierte Strukturen belastet werden.
- 3) Funktionelle Orthesen: Diese sind so konzipiert, dass sie an instabilen Gelenken für Alltags- und Sportbelastungen die Stabilität erhöhen.
- 4) Entlastungsorthesen: Diese Orthesen sind darauf ausgerichtet, Schmerz bei medialer Gonarthrose zu reduzieren und schlechte Funktionalität zu verbessern.

Entsprechende Indikationen bestehen:

- a) für Patienten mit Bandverletzungen bis hin zu Bandrupturen.
- b) für Sportler zur Verletzungs-Prophylaxe bei Hochrisikosportarten.
- c) bei Patienten, die für eine Umstellungsosteotomie oder Totalendoprothese (TEP) vorgesehen sind und sich für eine konservative Behandlung entscheiden.
- d) zur präoperativen Überprüfung der Erfolgsprognose einer entlastenden Operation durch Achsumstellung. Hierbei bestätigt eine klinische Besserung durch Entlastung mit einer Knie-Orthese, einen zu erwartenden Erfolg durch eine achs-korrigierende Operation mit der gleichen Intention.
- e) bei Patienten mit medialer Gonarthrose und gleichzeitiger extremer Arthrose im patello-femorale Gelenk.

In den USA wurden im Jahr 2002 ca. 125 000 Patienten mit Gonarthrose-Orthesen versorgt. Gegenwärtig werden ungefähr 30 verschiedene Modelle (Tab. 2) von 12 Hauptproduzenten sowohl vorgefertigt als auch individuell angepasst, angeboten (Frost and Sullivan 2004).

Die in Tabelle 2 aufgeführten Orthesen funktionieren in der Regel nach dem sogenannten Dreipunkt- in Ausnahmefällen auch nach dem Vier-Punkt-Wirkprinzip (s. auch Kapitel 3.1.1). Der Unterschied besteht darin, dass beim Vier-Punkt-Wirkprinzip die Einleitung der Kraft auf Höhe des Kniegelenks über zwei Angriffspunkte anstatt einen Angriffspunkt erfolgt. Allen Orthesen gemeinsam ist die Nutzung von Biegemomenten, um so bestimmte Areale der Gelenkflächen gezielt zu entlasten. Die entstehenden Kräfte werden zum Teil über partiell mit Aluminium stabilisierte Ober- und Unterschenkelgurte aus Kunststoff eingeleitet. Die Gurte sind an, um das Gelenkteil im Zentrum rotierenden Einfach- oder Doppelbügeln befestigt. Darüber hinaus gibt es Orthesen mit spiralförmig um das Knie verlaufenden Gurten. Die Mehrzahl der Orthesen ist mit einem bilateralen Gelenk, das sowohl einachsige, mehrachsige oder aber polyzentrisch sein kann, ausgestattet.

Die Korrekturwirkung wird von den Orthesenherstellern unterschiedlich umgesetzt. Einige Modelle werden entsprechend den Maßen der Patienten in der benötigten Korrekturstellung gefertigt. Darüber hinaus gibt es Orthesen mit Einstellmechanismen, mittels derer die korrigierende Wirkung bei Bedarf geändert werden kann. Auch unterschiedliche Pelottenstärken oder aber aufblasbare Modelle werden hierfür genutzt. Bei einem weiteren Teil der Orthesen wird das ausgeübte Valgusmoment durch eine spezielle Gelenkmechanik mit zunehmender Knie-Extension verstärkt.

Fast alle Modelle sind je nach Einstellung sowohl für mediale als auch laterale Gonarthrosen einsetzbar. Einige Hersteller sehen auch in TEP-Lockerungen, Instabilitäten und Unterstützung von Injektions-Therapien sinnvolle Indikationen. Eine Übersicht über die zurzeit auf dem Markt verfügbaren Modelle knieentlastender Orthesen ist in Tabelle 2 dargestellt. Grundlage hierfür bildet eine Informationssammlung auf den Webseiten der Herstellerfirmen.

Hersteller:	Bledsoe	Bledsoe Thruster RLF OA Knee Brace	Bledsoe Aligner ESE OA Knee Brace	X2K counter force plus	women`s X2K counter force plus	compact X2K counter force plus	X2K unlim- meted counter force plus	Fusion OA/XT (for men and women 2 Modelle)	X-force	V-force (und V-force short für Pat. < 140cm)	MOS Genu	Softec-OA	Softec-Genu	Stabimed	Valgus-/ Varus M,4 OA	
<b>Hersteller:</b>	Bledsoe					Breg an orthofix company			Sportlastic			Bauerfeind			Medi	
<b>Wirprinzip:</b>																
<b>Wirprinzip:</b>	Drei-Punkt-Wirkprinzip															
<b>Wirprinzip:</b>	Vier-Punkt-Wirkprinzip															
<b>Gelenk:</b>	unilateral															
<b>Gelenk:</b>	bilateral															
<b>Indikationen:</b>																
med. Gonarthrose																
lat. Gonarthrose																
Gonarthrosegrad																
GA kombiniert mit Instabilität																
ACL																
PCP																
med. kollaterale Ligament																
Post OP																
Post Trauma																
Unterstützung bei Injektionen für Knorpel																
Knie-TEP Lockerung																
<b>Orthesen-Bezeichnung</b>	<b>Premier Reliever</b>	<b>Air Reliever</b>	<b>Rebel Reliever</b>	<b>One Reliever</b>	<b>Genu Arthro</b>	<b>Spirit Generation II Unloader</b>	<b>Bort OA Osteo-arthros</b>	<b>DonJoy OA Everyday</b>	<b>DonJoy OA Lite</b>	<b>Artrocure OA2</b>	<b>Generation II Unloader XT</b>	<b>Generation II Adj CTM</b>	<b>Unloader One CTM</b>			
<b>Hersteller:</b>	Townsend design	Releiver Series		Otto Bock	Bort (Össur)	Bort (Össur)	Don Joy	Don Joy	Don Joy	Orthomed Ormed	Össur	Össur	Össur			
<b>Wirprinzip:</b>	Drei-Punkt-Wirkprinzip															
<b>Wirprinzip:</b>	Vier-Punkt-Wirkprinzip															
<b>Gelenk:</b>	unilateral															
<b>Gelenk:</b>	bilateral															
<b>Indikationen:</b>																
med. Gonarthrose																
lat. Gonarthrose																
Gonarthrosegrad																
GA kombiniert mit Instabilität																
ACL																
PCP																
med. kollaterale Ligament																
Post OP																
Post Trauma																
Unterstützung bei Injektionen für Knorpel																
Knie-TEP Lockerung																

Tab. 2: Übersicht verfügbarer Orthesen verschiedener Hersteller

## 2.4.2 Studienergebnisse zur klinischen Wirkung von entlastenden Knie-Orthesen

Grundlage dieses und des folgenden Kapitels ist eine von uns durchgeführte Literaturrecherche in der Medline im Zeitraum seit 1966. Entsprechend dem späten Einstieg in die Nutzung von Orthesen zur Entlastung des Kniegelenks im Jahre 1989 wurden erst Anfang der 90er Jahre die ersten Studien zu diesem Thema veröffentlicht.

In 16 relevanten Studien mit Bewertungen der klinischen Wirksamkeit wurden insgesamt 75 verschiedene Parameter verwendet. Das Spektrum umfasste neben einer großen Zahl an unterschiedlichen Schmerz-Skalen, die zur Erfolgskontrolle verschiedener Testbedingungen herangezogen wurden, Scores für die Bewertung von Aktivitätslevel und Lebensqualität, funktionelle Tests, Analgetika-Bedarfsangaben und Einzelsymptom-Untersuchungen. Von den aufgeführten Messgrößen wurden nur 6 Parameter, verteilt auf zwei Studien, doppelt untersucht und boten so die Möglichkeit zum Vergleich.

Tabelle 26 mit den Teilen 1 und 2 (Seiten 102 und 103) zeigt eine differenzierte Darstellung quantitativer Ergebnisse hinsichtlich des Ortheseneinflusses auf die Schmerzproblematik bei Varusgonarthrose unter verschiedenen Bedingungen. Berücksichtigt wurden Angaben zur Patienten-/ Probandenzahl, zum Studienablauf und zum Nachweis eines Soforteffekts der Orthese. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die mit mannigfachen Messinstrumenten in unterschiedlichen Studiendesigns und unter variablen Bedingungen getesteten Orthesen einen durchweg positiven Einfluss auf die Schmerzproblematik zeigen. Untersucht wurden vor allem alltagsrelevante Belastungen wie beispielsweise das Stehen (Draper et al. 2000), das Gehen in der Ebene mit den Variablen Dauer (Hewett et al. 1998; Lindenfeld et al. 1997; Kirkley et al. 1999), Gehstrecke (Hewett et al. 1998; Hillstrom et al. 2000; van Heerwaarden et al. 2005), Gehgeschwindigkeit (Hillstrom et al. 2000) und Gehtoleranz bis zum Auftreten von Schmerz (Hewett et al. 1998). Ergänzend erfolgte die Beurteilung der Effekte beim Treppe gehen (Kirkley et al. 1999; Hillstrom et al. 2000) sowie der Einfluss auf den Schmerz in Ruhe (Draper et al. 2000; Finger and Paulos 2002) und bei Nacht (Draper et al. 2000; Finger und Paulos 2002). In verschiedenen Untersuchungen zum Ausmaß des positiven, klinischen Effekts der Schmerzreduktion zeigt sich eine Abhängigkeit von der Stärke der Orthesen-Einstellung und somit ihrer valgusierenden Wirkung (Horlick und Loomer 1993; Otis et al. 2000; Pollo et al. 2002).

Tabelle 27 mit den Teilen 1 und 2 (Seiten 104 und 105) fasst die Studienergebnisse verschiedener Score-Systeme (Matsuno et al. 1997; Hewett et al. 1998; Kirkley et al. 1999; Draper et al. 2000), funktioneller Tests wie zum Beispiel das Treppe hinauf oder herunter gehen (Hillstrom et al. 2000), Analgetika-Bedarfsangaben (Hewett et al. 1998), Einzelsymptom-Untersuchungen (Kirkley et al. 1999; van Heerwaarden 2005; Koester et al. 2007) und Untersuchungen zum Aktivitätslevel im Alltag (Lindenfeld et al. 1997, Koester et al. 2007) und beim Sport (Koester et al. 2007) zusammen. Auch die dort dargestellten Ergebnisse untermauern den positiven klinischen Effekt der entlastenden Knie-Orthesen.

### 2.4.3 Studien zur biomechanischen Wirkung von entlastenden Knie-Orthesen

Die in diesem Kapitel dargestellten Ergebnisse basieren, vergleichbar mit den Resultaten des Vor Kapitels, auf einer Literaturrecherche in der Medline für den Zeitraum seit 1966. Entsprechend dem weiten Spektrum an Messgrößen, das dem Beweis klinischer Wirksamkeit dient, besteht auch für die Parameter zur Bestimmung biomechanischer Effekte mit über 70 Variablen aus 15 relevanten Studien eine enorme Vielfalt. Diese lässt sich den vier großen Gruppen Ganganalyse, radiologische Erhebungen, isokinetische Kraft sowie Orthesenmomente/ - kräfte und Kompartimentlast zuordnen. Nur in wenigen Fällen wurden biomechanische Parameter mit dem Ziel einer besseren Vergleichbarkeit wiederholt in mehreren Studien untersucht. Beispiele hierfür sind das mittlere Frontalmoment [Nm/kg] (in 4 Studien untersucht), der Knieflexionswinkel [°] (in 3 Studien untersucht), der Foot-Progression-Angle (in 3 Studien untersucht), die Gehgeschwindigkeit (in 8 Studien untersucht), Schrittlänge (in 4 Studien untersucht) und der femuro-tibiale Schaftwinkel oder FTW [°] (in 3 Studien untersucht). Berücksichtigt werden muss, dass in einigen Fällen offensichtlich unterschiedlich bezeichnete Messgrößen im Grunde denselben Sachverhalt ausdrücken. Dies trifft beispielsweise für die synonym verwendeten Begriffe Adduktions- und Frontalmoment zu.

Tabelle 28 mit den Teilen 1 bis 3 (Seiten 106 bis 108) zeigt eine zusammenfassende Darstellung von Untersuchungen mit Resultaten zu ganganalytischen Messgrößen, die auch in unserer Arbeit verwendet wurden. Hervorgehoben werden sollen an dieser Stelle das externe Knie-Varusmoment, synonym Knie-Adduktionsmoment und extern varisierendes Kniemoment (Pollo et al. 1994; Lindenfeld et al. 1997; Hewett et al. 1998; Self et al. 2000; Pollo et al. 2002; Hamann 2003; Gaasbeek et al. 2007) sowie das Knie-Flexionsmoment, synonym flektierendes Sagittalmoment und Flexionsmoment (Pollo et al. 1994; Hewett et al. 1998; Hillstrom et al. 2000; Hamann 2003). Berücksichtigt wurden weiterhin Angaben zu Soforteffekten, Instrumentierungen der Orthesen und verschiedenen Messgeräten. Die Qualität der zu Grunde liegenden Messtechnik einzelner Studien unterscheidet sich und reicht von der Erhebung einzelner Zeit-Distanz-Parameter mittels Video- und Laufbandanalysen bis hin zu qualitativen dreidimensionalen Ganganalysen mit der Bestimmung von Gelenkwinkeln, Gelenkmomenten und Bodenreaktionskräften. Mit Blick auf die in Tabelle 28 mit den Teilen 1 bis 3 (Seiten 106 bis 108) dargestellten Ergebnisse lässt sich feststellen, dass die Aussagen bezüglich der Beeinflussbarkeit des externen Varusmoments durch valgisierende Knie-Orthesen widersprüchlich sind. So zeigen beispielsweise Lindenfeld et al. eine statistisch signifikante Reduktion des mittleren Knie-Adduktionsmoments durch die Orthese, während in der Arbeit von Hewett et al. diesbezüglich kein Unterschied besteht (Lindenfeld et al. 1997; Hewett et al. 1998). Self et al. weisen sowohl für das zu bestimmten Phasen des Gangzyklus erhobene, als auch das über die Dauer des Gangzyklus gemittelte Varusmoment eine signifikante Reduktion durch die Orthese nach, während die Ergebnisse von Pollo et al. diese Beobachtungen nicht bestätigen (Self et al. 2000; Pollo et al. 2002). Hamann konnte zu keinem Zeitpunkt einen dementsprechenden, statistisch signifikanten Unterschied nachweisen. Bemerkenswert ist, dass einige Autoren in ihren Arbeiten den Wert des über Zeit und Teilnehmer gemittelten Varusmoments (Lindenfeld et al. 1997; Hewett et al. 1998; Gaasbeek et al. 2007) angeben, während andere das Maximum (Pollo et al. 2002; Gaasbeek et al. 2007) oder einen Wert, der zu definierten Zeitpunkten und Phasen im Gangzyklus (Self et al. 2000; Hamann 2003) erhoben wurde, anführen. Deswegen sollte vor einem vorschnellen Vergleich mit zwangsläufigem Fehlurteil dieser Sachverhalt überprüft werden.

Auch die Gegenüberstellung der Varusmomente vom betroffenen und nicht betroffenen Bein ergibt deutliche Unterschiede. Während Gaasbeek et al. bei der Ausgangsmessung ein signifikant größeres Spitzen-Varusmoment des betroffenen Beins gegenüber dem nicht betroffenen Bein messen konnten, stellte Hamann in seinen Erhebungen diesbezüglich keine signifikanten Abweichungen fest (Hamann 2003; Gaasbeek et al. 2007). Mit Hinblick auf das mittlere Varusmoment konnten Lindenfeld et al. keine signifikanten Differenzen zwischen dem betroffenen Bein und der Kontrollgruppe messen (Lindenfeld et al. 1997).

In Bezug auf die Nachweisbarkeit von Sofort- und Langzeiteffekten stellten Hewett et al. heraus, dass bei ihren Untersuchungen weder ein signifikanter Sofort- noch ein signifikanter Langzeiteffekt durch die Orthese auf das mittlere Varusmoment zu erheben war (Hewett et al. 1998). Hamann bestätigte diese Beobachtung für die von ihm bestimmten Maxima der Varusmomente. Gaasbeek et al. zeigten, dass die Behandlung mit der Orthese über einen Zeitraum von 6 Wochen eine signifikante Vergrößerung des Spitzen-Varusmoments beim Gehen ohne Orthese mit sich bringt (Gaasbeek et al. 2007). Ohne Angaben zur Signifikanz postulieren Pollo et al., dass das für die ersten 20 % des Gangzyklus bestimmte Varusmoment durch den dreimonatigen Einsatz der Orthese beim Gehen ohne Orthese nachhaltig reduziert wird (Pollo et al. 1994).

Angaben zu den Flexionsmomenten finden sich in den Arbeiten von Pollo et al., Hewett et al., Hillstrom et al. und Hamann (Pollo et al. 1994, Hewett et al. 1998, Hillstrom et al. 2000 und Hamann 2003). Pollo et al. beschreiben ohne nähere Angaben zur Signifikanz eine nachhaltige Verringerung des Knie-Flexionsmoments beim Gehen ohne Orthese. Hewett et al. können keinen Einfluß auf das Flexionsmoment aufzeigen, während Hillstrom et al. hochsignifikante Unterschiede angeben. Hamann stellte in seiner Arbeit eine hochsignifikante Vergrößerung des initial verringerten Flexionsmoments beim Gehen ohne Orthese heraus. Bei der Ausgangsmessung war der vergleichbare Wert ohne Orthese am betroffenen Bein hochsignifikant verringert gegenüber der Kontrollgruppe, nicht aber auf der kontralateralen Seite.

Weitere, im Wesentlichen nicht ganganalytische Meßgrößen und ihre Veränderungen unter Testbedingungen, sind in Tabelle 29 mit den Teilen 1 und 3 (Seiten 109 bis 111) dargestellt. Das Spektrum reicht von isokinetisch gemessenen Kraftgrößen über radiologische Variablen wie FTW, Gelenkspaltweite und Knochendichte bis hin zu bisher nicht erwähnten Parametern der Ganganalyse. Bisher wurden in drei Studien quantitative Untersuchungen zu den von knieentlastenden Orthesen ausgeübten Kräften bzw. Momenten durchgeführt. Eine Darstellung der entsprechenden Ergebnisse findet sich in Tabelle 30 (Seite 112). Bei allen drei Erhebungen wurden instrumentierte Orthesen genutzt, die so im Alltag keine Anwendung finden. Während Self et al. und Hamann intraorthotische Druckmessungen einsetzten, berechneten Pollo et al. über Dehnmessstreifen die Biegemomente, um Rückschlüsse auf das valgisierende Moment der Orthese machen zu können. In einem weiteren Schritt berechneten sie das Netto-Kniemoment, indem sie das valgisierende Orthesenmoment vom zeitgleich varisierenden Kniemoment abzogen.

Zwei Studien beschäftigten sich mit dem Einfluß der entlastenden Knie-Orthese auf die im Modell berechnete Kompartimentlast und deren Verteilung. Wie aus Tabelle 31 (Seite 113) hervorgeht, zeigten Pollo et al. einen signifikant entlastenden Effekt für das mediale Knie-Kompartiment, der in seinem Ausmaß von der Grundeinstellung der Orthese und somit ihrer valgisierenden Kraft abhängt.

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Beschreibung der Knie-Orthese Genu-Arthro

##### 3.1.1 Wirkungsprinzip der Orthese

Die Genu-Arthro ist eine für sagittale Bewegungen frei bewegliche Knie-Orthese, die in der Frontalebene ein Valgusmoment im Knie erzeugen soll. Dadurch wird die Entlastung des betroffenen medialen Gelenkkompartment angestrebt.

Der zu Grunde liegende Mechanismus hierfür besteht in einem durch die Drei-Punkt-Wirkung der Orthese am Knie eingeleiteten valgusierenden Moment ( $M_{\text{valg}}$ ) (s. Abb. 7 a und Abb. 7 b). Dieses Valgusmoment ( $M_{\text{valg}}$ ) soll zu einem bestimmten Prozentsatz die durch externe Varusmomente hervorgerufene Druckbelastung im medialen Kompartiment reduzieren.

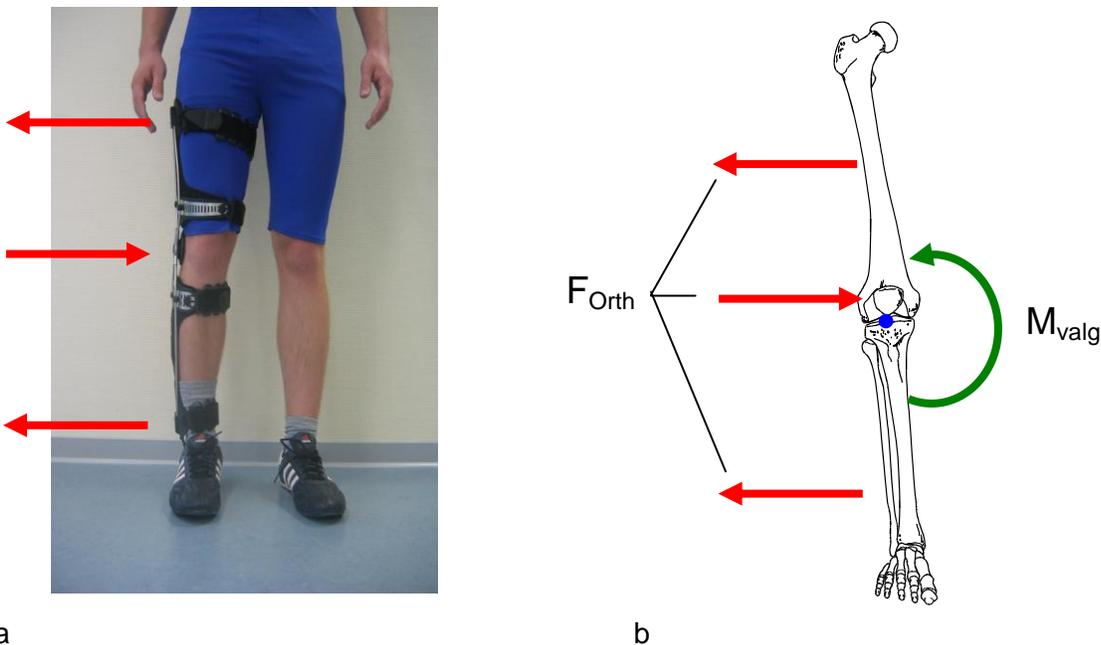


Abb. 7: a Drei-Punkt-Prinzip der Orthese am Patienten; b Schema der Erzeugung eines den medialen Gelenkspalt entlastenden, valgusierenden Frontalmoments durch das Drei-Punkt-Prinzip

- $M_{\text{valg}}$  = valgusierendes Orthesenmoment
- $F_{\text{Orth}}$  = Kräfte der Orthese
- = angenommene Lage der frontalen Drehachse

## 3.1.2 Konstruktion und Mechanik der Orthese

### 3.1.2.1 Konstruktion

Die Genu-Arthro-Orthese setzt sich aus einem Oberschenkel- und einem Unterschenkelmodul zusammen, die über ein einachsiges Gelenkteil miteinander verbunden sind (s. Abb. 8). Beide Module bestehen jeweils aus einem Doppelgestängerahmen, der kniefertn in eine Endkappe und knienah in das Gelenkteil gesteckt und verschraubt wird. Entsprechend den interindividuellen Unterschieden der Segmentlängen verschiedener Beine können unterschiedliche Modulteilgrößen (small, medium, large, extra-large) kombiniert werden.

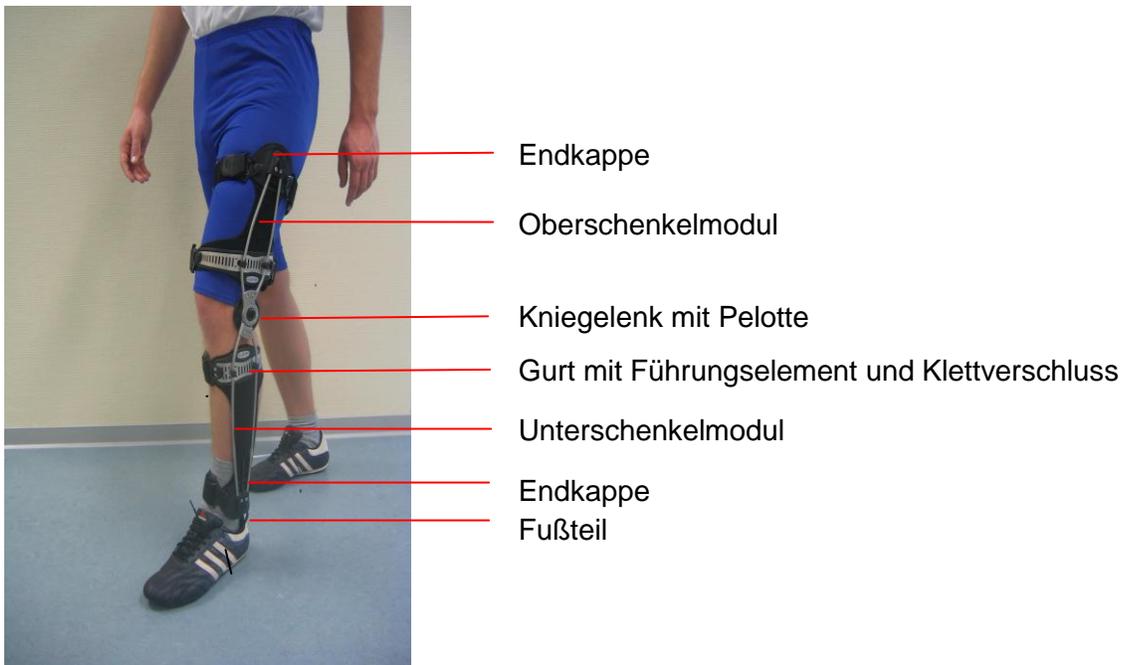


Abb. 8: Genu-Arthro-Gesamtbild

Zur Fixation der Orthese am Bein sind proximal und distal je zwei gepolsterte Gurte mit modelierbarem Gurtführungselement angebracht. Die Anpassung an Unterschiede im Umfang der Extremitäten erfolgt über variabel einstellbare Klettverschlüsse.

In die Endkappe des Unterschenkelmoduls ist ein in der Länge verstellbares Fußteil integriert, das ein Verrutschen der Orthese entlang der Längsachse des Beines verhindern soll (s. Abb. 8). Das Gelenkteil ist für seine Funktion als Auflagepunkt am lateralen Knie auf der Innenseite mit einer gepolsterten Pelotte ausgestattet (s. Abb. 8). Diese ist zur Vermeidung von Reibung auf der Haut bei Kniebeugung und –streckung gegenüber der Orthese um die Gelenkteilachse drehbar.

### 3.1.2.2 Mechanik

Die Genu-Arthro-Knieorthese läßt eine Bewegung in der Sagittalebene um die Flexions-/ Extensionsachse zu. Die Orthesenachse wird beim Anlegen so positioniert, dass der Drehpunkt auf der sogenannten Kompromissdrehachse entsprechend der Vorschrift nach Nietert liegt (Niertert 1977). Das valgierende Moment der Orthese ( $M_{\text{valg}}$  [Nm]) als Produkt eines Hebels und einer Rückstellkraft wirkt über den gesamten Gangzyklus. Der Hebel wird bestimmt durch die Länge des Oberschenkelteils und variiert mit der gewählten Modulgröße. Die Rückstellkraft entspricht der nötigen Verformungskraft, mit der das Oberschenkelmodul beim Anlegen aus seiner Grundeinstellung zur Fixierung an das Bein gebracht wird (s. Abb. 9 a und Abb. 9 b). Die Grundeinstellung definieren wir als die Einstellung, bei der die Orthese mit lateral anliegender Pelotte bereits am Unterschenkel fixiert ist, das Oberschenkelmodul jedoch noch vor seiner Verformung im gewissen Abstand zum Oberschenkelsegment des Beines steht.



Abb. 9 a:  
Frontalansicht in Grundeinstellung  
beim Anlegen der Orthese



Abb. 9 b:  
Frontalansicht in angelegter Position

Die Wirksamkeit der Orthese kann durch Vergrößerung dieses Abstands mit dadurch bedingter Erhöhung der nötigen Verformungskraft bei Bedarf intensiviert werden. Dazu löst der Orthopädietechniker die Fixationsschrauben des Oberschenkelgestänges in Endkappe und Knieteil und zieht das proximale Oberschenkelmodul nach außen (s. Abb. 10). Hierbei rotieren die zwei in Löcher des Knieteils und der Endkappe gesteckten Stangen um ihre Längsachse und richten ihre Krümmung zunehmend in der Frontalebene aus. Die durch diesen Mechanismus automatisch erreichte Vergrößerung des Abstands wird nun durch Anziehen der Schrauben fixiert. Bei gegenteiligem Vorgehen wird der Abstand des Oberschenkelmoduls zum proximalen Segment in Grundeinstellung ver-

ringert und so die nötige Verformungskraft reduziert. Resultierend ergibt sich eine Minderung der Rückstellkraft sowie der valgisierenden Wirkung der Orthese.

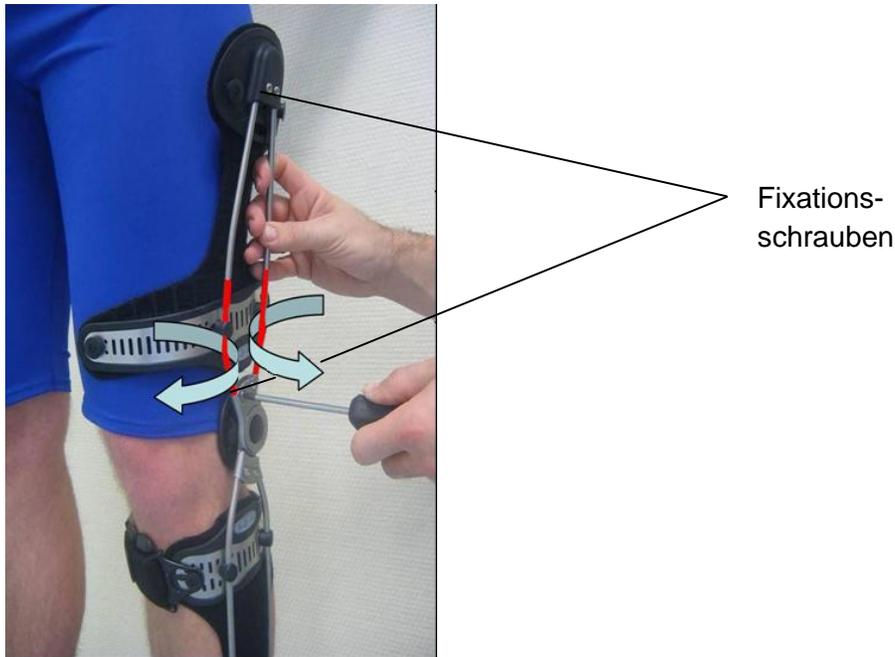


Abb. 10: Veränderung der Grundeinstellung durch den Techniker. Die Pfeile beschreiben die Rotation des Gestängemechanismus bei Zug an der Endkappe zur Ausrichtung der Gestängekrümmung aus der Sagittal- in die Frontalebene

## 3.2 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv setzte sich aus Personen zusammen, die allesamt auf der Basis der von verschiedenen Haus- und Fachärzten für Orthopädie gestellten Diagnose einer medialen Gonarthrose mit einer Genu-Arthro-Orthese der Firma Otto Bock in Göttingen behandelt worden sind. Die Versorgung erfolgte in allen Fällen nur durch einen Orthopädietechniker. Die Einzeldaten der Patienten sind in einer Übersicht in Tabelle 3 auf Seite 31 angegeben.

Die Gesamtzahl des Kollektivs betrug 16 und verteilte sich auf 8 Männer und 8 Frauen. Insgesamt waren 8 rechte und 8 linke Knie betroffen. Das Durchschnittsalter der Gruppe betrug 56 Jahre. Die älteste Testperson war 72 Jahre, die jüngste 41 Jahre alt. Die durchschnittliche Körpermasse betrug 82,7 kg bei einer Größe von 172 cm.

15 Probanden waren zum Zeitpunkt der Messung zwischen 4 und 60 Wochen mit der Orthese versorgt, der einzige Ausreißer in der Gruppe mit 164 Wochen deutlich länger. Die mittlere Versorgungszeit aller Teilnehmer betrug 22 Wochen.

Die täglichen Tragezeiten im Langzeitgebrauch wurden von den Patienten dem individuellen Bedarf angepasst, ihre Schwankungsbreite lag zwischen 2 und 16 Stunden. Die an 14 von 16 Patienten

erhobene mittlere tägliche Tragedauer betrug 9,57 Stunden. Zwei der Patienten trugen die Orthese wegen fehlender Beschwerden nicht regelmäßig und sahen sich bei starken Schwankungen in der täglichen Gebrauchsdauer nicht in der Lage, die tägliche Tragedauer festzulegen.

Proband	Geschlecht	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Masse [kg]	Tragedauer [Wochen]	Tragedauer [Std /Tag]	Gehstrecke [km/Tag]	betroffene Seite	Ätiologie 1° versus 2° Arthrose
1	mä	60	184	78,3	4	12	6	re.	2°, nach IM-Resektion 1985
2	mä	48	160	93,5	4	12	7	li.	1° Arthrose
3	we	45	157	56,8	6	9	6	li.	2°, nach VKR 1984
4	we	41	178	71,8	4	9	8,5	li.	2°, nach VKR 1982
5	we	43	169	77,3	4	6	4,5	re.	1° Arthrose
6	we	72	158	66,8	6	11	2	li.	1° Arthrose
7	we	65	172	65,3	164	b.Bed.	7,5	re.	1° Arthrose
8	we	59	167	99,8	4	12	7,5	li.	2°, nach Verdrehtrauma
9	we	67	171	93,5	4	8	5,5	re.	2°, nach Stürzen aufs Knie
10	mä	61	170	91,8	8	6	3,5	re.	1° Arthrose
11	mä	45	171	92,8	4	8	7,5	re.	2°, nach Trauma
12	mä	57	173	84,3	6	11	3	li.	1° Arthrose
13	mä	54	180	90,8	7	12	4	li.	2°, nach Fraktur
14	mä	50	192	92,3	21	16	6,5	li.	1° Arthrose
15	mä	69	176	82,3	60	b.Bed.	5	re.	1° Arthrose
16	mä	64	179	86	52	2	1	re.	2°, nach IM-Einriss
<b>Mittelwert:</b>		56,2	172,3	82,71	22,38	9,57	5,31		
<b>Stabw :</b>		9,94	9,36	12,32	41,60	3,48	2,17		

VKR = vordere Kreuzband-Ruptur

IM = Innenmeniskus

Stabw = Standardabweichung

Tab. 3: Tabellarische Darstellung verschiedener Kriterien des Kollektivs

Bei 8 der Probanden lag eine primäre, bei den anderen 8 eine sekundäre Arthrose vor. Als auslösende Faktoren wurden für die 2°- Arthrose Innenmeniskus-Einriss (n=1), Innenmeniskus-Resektion (n=1), vordere Kreuzband-Ruptur (n=2), Verdrehtrauma (n=1), Stürze aufs Knie (n=1), Fraktur (n=1) und Trauma ohne nähere Beschreibung (n=1) angegeben.

Der aktuelle Aktivitätslevel mit zeitweisem Gebrauch der Orthese war bei den Probanden sehr verschieden. Die selbst geschätzte tägliche Gehstrecke betrug im Mittel 5,31 km. Insgesamt betrieben 7 Testpersonen noch regelmäßig Sport, wobei Radfahren und Schwimmen bei den genannten Sportarten im Vordergrund standen.

Die Teilnahme an der Studie war den Probanden völlig freigestellt und hatte keinen Einfluß auf die Behandlung. Ausschlusskriterien waren frische Verletzungen, Erkrankungen der Haut, Varikosis und Krankheiten, die das Gangbild beeinflussen.

### 3.3 Technik der Ganganalyse

Die ganganalytischen Untersuchungen wurden im Ganganalyselabor der Firma Otto Bock in Göttingen durchgeführt. In den Messungen wurden sowohl Zeit-/ Distanz-Parameter als auch kinematische und kinetische Größen (s. Kap. 3.5.5) objektiviert. Neben der Bestimmung dieser Standardparameter erfassten wir mit einem zusätzlich applizierten Markermodell die aus ihrem Wirkmechanismus resultierende Verformung der Orthese beim Gehen und Stehen. Das Schema des Ganglabors ist in Abbildung 11 dargestellt.

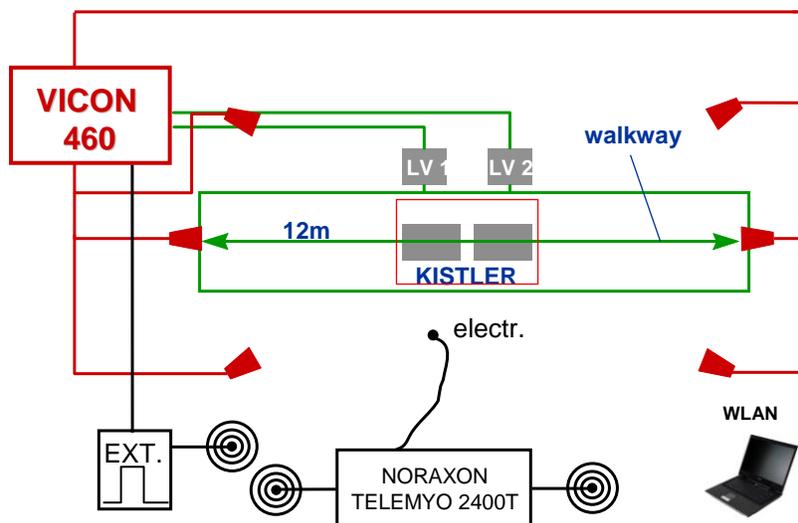


Abb. 11: Schema des Ganglabors

Vicon	= Kinematikmesssystem mit 6 LED-Kameras
Kistler	= Kraftmessplatten
LV 1u. LV 2	= Ladungsverstärker
Noraxon Telemetry 2400T	= EMG-Messsystem
electr.	= Oberflächenelektroden des EMG-Systems
EXT.	= EMG-Signalempfänger und Software
Walkway	= 12 m Gangstrecke
WLAN	= Wireless Local Area Network

Das Kinematikmesssystem dient der Bestimmung der 3-D-Koordinaten von Markern, die in bestimmter Systematik an den Körpersegmenten der Patienten und der Orthese angebracht werden. Aus den erfassten Daten werden kinematische Größen wie beispielsweise die Gelenkwinkel berechnet. Bei dem verwendeten System handelt es sich um eine Anordnung von 6 im Raum verteilten Kameras (Vicon 460, Oxford Metrics, GB). Die rund um die Kamera-Objektive angeordneten LED-Elemente (s. Abb. 12) senden Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von 875 nm aus. Dieses wird nach Reflexion durch die speziell beschichteten Marker mit einer Bildfrequenz von 120 Hz von den Kameras erfasst.



Abb. 12: Kamerasystem mit rund um das Objektiv angeordneten LED-Elementen

Die Kraftmessplatten zur Bestimmung der Bodenreaktionskräfte sind im Boden der 12 m langen Gehstrecke nicht sichtbar eingelassen. Sie registrieren die während der Ganganalyse auftretenden Bodenreaktionskräfte mit einer Abtastfrequenz von 1080 Hz. Die Messplatten (Typ 9287A Kistler Instrumente AG CH) bestehen aus vier Messpylons, die mit je drei piezoelektrischen Sensoren ausgestattet sind. Die eingeleiteten Kräfte werden mittels dieser Messtechnik in anterior-posteriore ( $F_{ap}$ ), medio-laterale ( $F_{mi}$ ) und vertikale Kräfte ( $F_{vert}$ ) aufgeschlüsselt.

Durch eine gemeinsame Verarbeitung der kinematischen Daten des Kamerasystems und der kinematischen Daten der Kraftmessplatten mit einer speziellen Software (Vicon) wird die Berechnung der an den Gelenken extern wirksamen Momente realisiert. Die weitere Datenauswertung einschließlich grafischer Darstellungen erfolgt in MS-Excel.

Der spezielle Markersatz für die gegebene Versuchsanordnung umfasst insgesamt 19 speziell beschichtete Einzelmarker. Eine schematische Darstellung ist in Abbildung 13 zu sehen. Die drei an der Orthese befestigten Marker dienen der Bestimmung der Orthesenverformung. Drei lediglich zur automatischen Zuordnung der Körperseiten benötigte Marker sind nicht dargestellt.

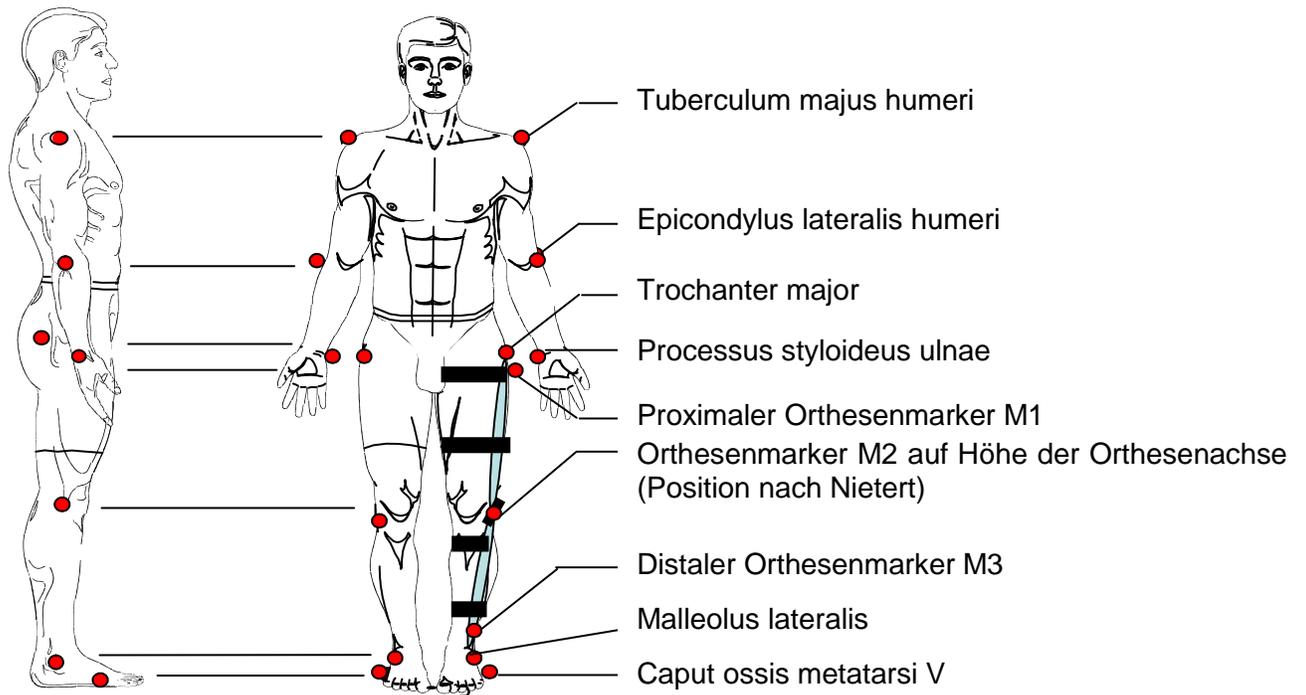


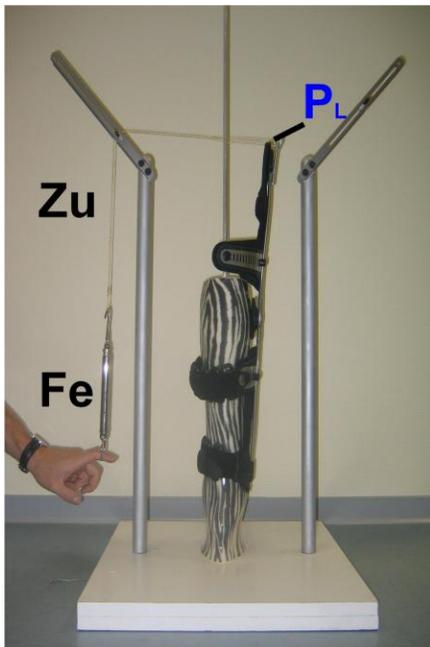
Abb. 13: Markerposition für die Ganganalyse im Rahmen der Untersuchung der Genu-Arthro-Orthese (fehlend sind hier die 3 Marker zur automatischen Zuordnung der Körperseite)

## 3.4 Bestimmung der valgisierenden Wirkung der Orthese

### 3.4.1 Bestimmung der Rückstellkraft und Compliance der Orthese

Die Rückstellkraft der Orthese ( $F_{\text{Orth}}$ ), entspricht betragsgemäß der, zu ihrer Verformung eingesetzten Kraft ( $F$ ), beispielsweise beim Anlegen und Fixieren des Orthesen-Oberteils am Bein. Sie wurde als Voraussetzung für die Bestimmung des Valgusmoments (s. Kap. 3.4.2) vorab experimentell ermittelt (s. Abb. 14, Abb. 15 a und Abb. 15 b).

Dazu wurde das Unterschenkelteil der Orthese mit der Pelotte lateral am Unterschenkelprofil des speziell gefertigten Kraftmessstandes anliegend fixiert. Zur Messung wurde am Punkt der proximalen nach lateral gerichteten Kraftwirkung über ein Zugseil eine Kraft eingeleitet. Diese wurde zur Deformation der Orthese in 2 mm Schritten sukzessive erhöht und mit einem Federkraftmesser gemessen.



Fe = Federwaage  
 Zu = Zugseil  
 $P_L$  = Punkt der proximalen nach lateral gerichteten Kraftwirkung

Abb. 14: Bestimmung der Rückstellkraft der Orthese im Kraftmessstand

Auf diese Weise wurden für die Orthese jedes Patienten im Bereich von Verformungen, die bei Alltagsbelastungen zu erwarten sind, zwischen 15 und 27 Wertepaare der Zugkraft  $F_i$  und der dazugehörigen Deformation  $(X_i - X_0)$  ( $\Delta x_i$ ) ermittelt. Die real zurückgelegten Wege des proximalen Kraftwirkungspunktes von  $P_L$  auf dem Kreisbogen mit dem Radius der Länge des Orthesenoberteils  $L_{ORTH}$  wurden dabei durch die Differenz der Strecken  $X_i$  und  $X_0$  angenähert. Letztere entspricht dem rechtwinkligen Abstand der Vertikalen durch die Kniemitte zum Punkt  $P_L$ .

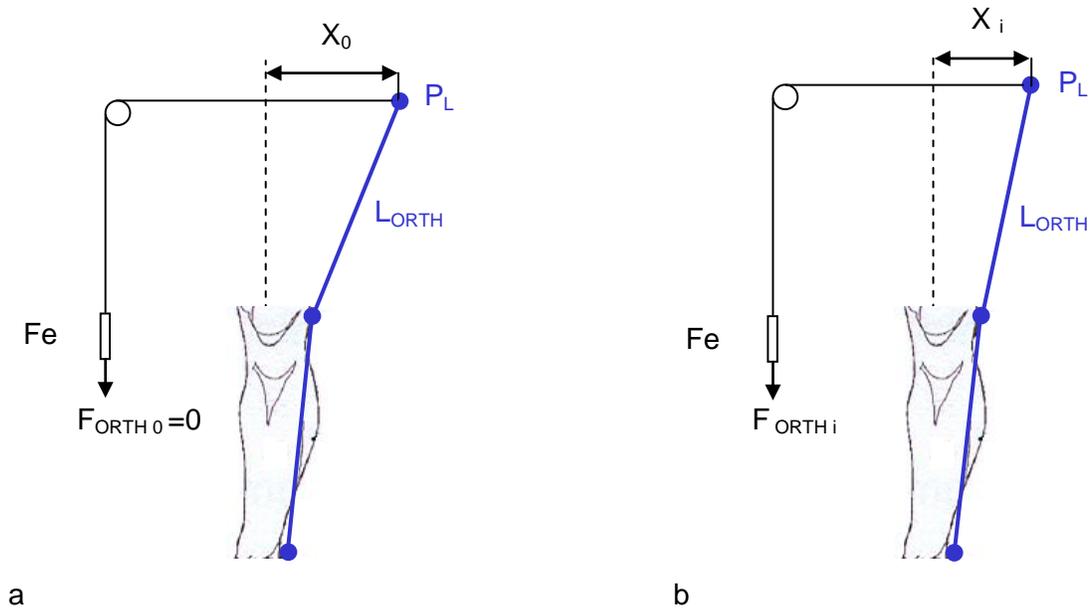


Abb. 15: Schema der Versuchsanordnung zur Bestimmung der Rückstellkraft der Orthese sowie der Orthesendeformation. a Ausgangssituation bei noch nicht eingeleiteter Kraft; b Endposition nach Verformung der Orthese durch die Kraft  $F_{ORTH i}$

- $X_0$  = Ausgangslänge einer definierten Strecke rechtwinklig zur Vertikalen durch die Knie-  
mitte bis  $P_L$  in der Orthesen-Grundeinstellung
- $X_i$  = Länge der Strecke rechtwinklig zur Vertikalen durch die Knie-  
mitte bis  $P_L$  nach Kraft-  
einleitung durch die Kraft  $F_{ORTH i}$
- $F_e$  = Federkraftmesser
- $F_{ORTH 0}$  = Ausgangskraft nach Abzug des Gewichts des Federkraftmessers
- $F_{ORTH i}$  = Rückstellkraft der Orthese entsprechend der eingeleiteten Kraft
- $L_{ORTH}$  = Länge des Orthesenoberteils
- $P_L$  = Lage des Punktes der proximalen nach lateral gerichteten Kraftwirkung

Die Länge des Orthesenoberteils ( $L_{ORTH}$ ) wurde für unsere Berechnungen des elastischen Verhal-  
tens als die Strecke vom Pelottenzentrum zur Mitte der Breite des proximalen Fixationsgurts an der  
Endkappe definiert und entsprechend für die verschiedenen Modulgrößen bestimmt.

Unter der Annahme eines linearen Verhaltens kann die Federkonstante der Orthese  $C_{ORTH}$  aus  
dem Zusammenhang

$$F_{ORTH i} = C_{ORTH} * (\Delta x_i) \quad (i = 1, \dots, (15, \dots, 27)),$$

berechnet werden. Aufgrund der höheren Genauigkeit wird diese für jede Orthese mit Hilfe einer  
linearen Ausgleichsrechnung über alle Wertepaare  $F_{ORTH i} (\Delta x_i)$  bestimmt.

Ein Beispieldiagramm für den so ermittelten Kraft-Weg-Zusammenhang einer Orthese zeigt Abbil-  
dung 16. Die Federkonstante der entsprechenden Orthese beträgt 4,93 N/cm.

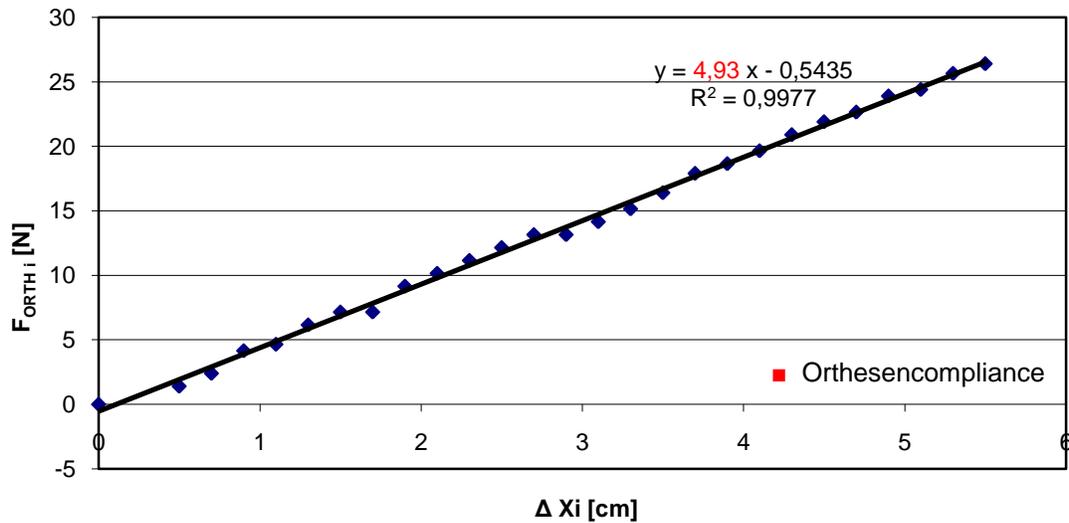


Abb. 16: Beispieldiagramm für die Kraft-Weg-Charakteristik einer Orthese ( $\Delta X_i = X_0 - X_i$ )

### 3.4.2 Bestimmung des valgierend wirkenden Orthesenmoments

Mit den bekannten Werten  $C_{ORTH}$  kann eine Abschätzung des durch die Rückstellkraft ( $F_{ORTH}(t)$ ) der Orthese erzeugten, valgierend wirkenden Moments  $M_{VALG}(t)$  vorgenommen werden. Die Grundidee besteht darin, die Verformung der Orthese in realen Alltagssituationen beispielsweise beim Gehen zu messen und nachfolgend das resultierende, valgierende Moment zu berechnen.

Hierzu werden an der Orthese drei Marker am proximalen (M1) und distalen (M3) Wirkungspunkt der nach lateral gerichteten Kraft sowie am Orthesengelenk (M2) fixiert (Abb. 17 und Abb. 18). Mit Hilfe des optoelektronischen Kamerasystems werden nun die Positionen der Marker im Stand (Messdauer 4 Sek.) ohne Fixierung des Orthesenoberteils am Bein und ohne eingeleitete Kraft  $F_0$  ( $F_{ORTH0}$  ist näherungsweise 0) registriert. Hieraus ergibt sich der Ausgangswert für die Messung der Verformung der Orthese  $X_{(t)}$ , welche durch Einleitung der zur Fixierung der Orthese am Bein nötigen oder beim Gehen einwirkenden Kräfte  $F(t)$  erzeugt wird. Die Verformung wiederum erzeugt eine nach lateral gerichtete Rückstellkraft  $F_{ORTH}(t)$ .

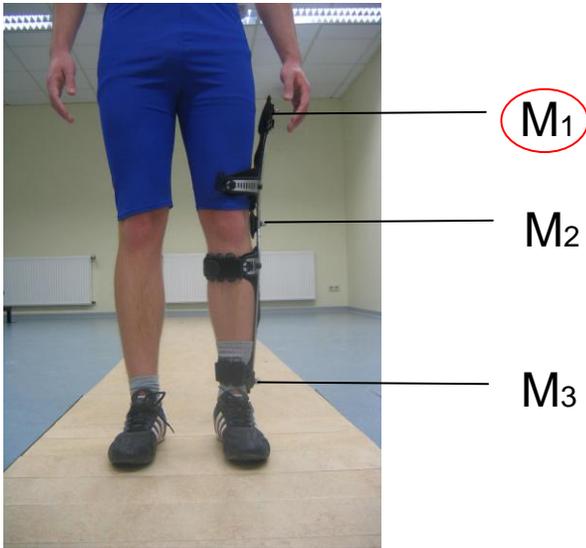


Abb. 17: Orthese mit den Markern M1, M2, M3 bei der Statikmessung zur Bestimmung von  $X_{(t)} - X_0$  in Grundeinstellung ohne Fixierung

Während der realen Belastung des Gehens in der Ganganalyse kann die aus der Rückstellkraft der Orthese resultierende Verformung  $X_{(t)}$  gemäß

$$X_{(t)} = \sin \alpha_{(t)} * LO - \sin \alpha_0 * LO$$

bestimmt werden.

LO: Abstand der Marker M1 und M2, näherungsweise identisch mit der Länge des Orthesen-Oberteils  $L_{ORTH}$

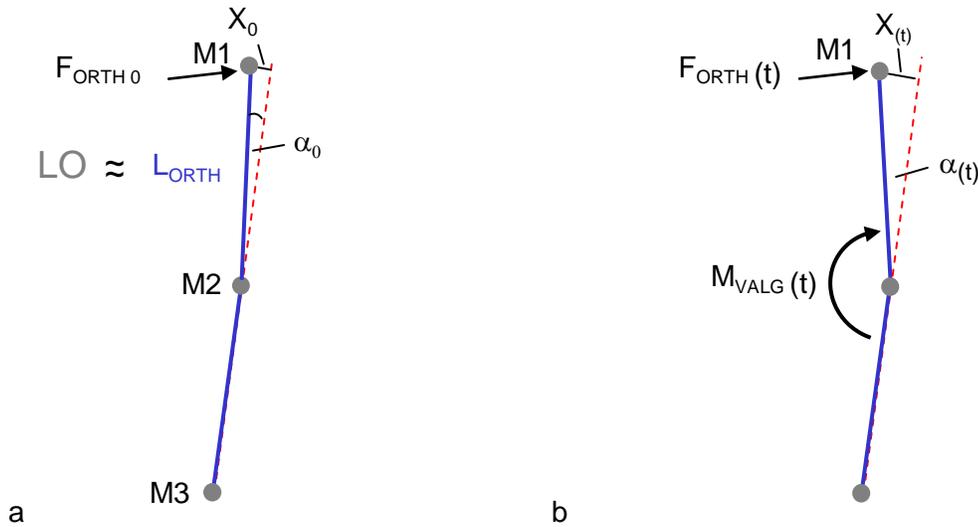


Abb. 18: Schema der Versuchsanordnung zur Bestimmung des valgierend wirkenden Orthesenmoments. a Orthese in Grundeinstellung ohne Fixierung; b Orthese mit angezogenen Oberschenkelgurten zur Fixierung während der Ganganalyse

- $X_0$  = Abstand M1 zur Verlängerungslinie M2-M3 in der Grundeinstellung
- $X(t)$  = Abstand M1 zur Verlängerungslinie M2-M3 bei verformter Orthese nach Krafteinleitung
- $F_{ORTH0}$  = lateral wirksame Kraft vor Verformung der Orthese
- $F_{ORTH}(t)$  = lateral wirksame Kraft nach Verformung der Orthese
- $L_{ORTH}$  = Länge des Orthesenoberteils ( $\sim LO =$  Abstand M1-M2)
- M1 = Marker am proximalen Wirkungspunkt der nach lateral wirksamen Kraft
- M2 = Marker am Orthesengelenk
- M3 = Marker am distalen Wirkungspunkt der nach lateral wirksamen Kraft
- $M_{valg}$  = valgierendes Orthesenmoment
- = Verlängerung der Geraden M2-M3
- $\alpha$  = Winkel zwischen der Geraden M1-M2 und der Verlängerung der Geraden M3-M2 ( $\alpha_0$  in Grundeinstellung;  $\alpha(t)$  in angezogener Position)

Aus der Differenz  $X(t) - X_0$  kann das valgierend wirkende Moment der Orthese gemäß

$$M_{VALG}(t) = L_{ORTH} * F_{ORTH}(t) = L_{ORTH} * C_{ORTH} * (X(t) - X_0)$$

abgeschätzt werden.

Die Längen  $L_{ORTH}$  und  $LO$  sind aufgrund entsprechender Markerpositionierung näherungsweise identisch. Es wird wiederum angenommen, dass die durch  $F_{ORTH}(t)$  hervorgerufene Bewegung des

proximalen Kraftwirkungspunktes auf dem Kreisbogen mit dem Radius  $L_{\text{ORTH}}$  durch die Differenz der linearen Abstände  $X_0$  und  $X_{(t)}$  approximierbar ist.

Die Bestimmung der Werte  $X_{(t)}$  erfolgt ausschließlich für die Zeitperiode zwischen 15 und 50% des Gangzyklus, da zwischen 0 und 15 % sowie ab etwa 50% aufgrund der Beinposition nicht mehr davon ausgegangen werden kann, dass die oben dargestellte Position der Marker mit einer frontalen Betrachtungsweise realistisch erfasst werden kann.

## 3.5 Bewertungsparameter

### 3.5.1 Scores nach Larson und Lysholm u. Gillquist

Die Befragung und klinische Untersuchung führten wir nicht im Sinne einer klinischen Verlaufskontrolle sondern zur einmaligen Beurteilung des klinischen Beschwerdeausmaßes unseres Patientenkollektivs im Alltag ohne Orthese durch. Als Leitlinie, die den Vergleich mit anderen Kollektiven ermöglicht, verwendeten wir die im Anhang auf den Seiten 114 und 115 abgebildeten, subjektiven Scores nach Larson (Larson 1974) und nach Lysholm und Gillquist (Lysholm and Gillquist 1982). In den Scores werden funktionelle Aspekte im Sinne von Alltagsaktivitäten, Schmerz, Beweglichkeit, Schwellungen sowie anatomische Veränderungen abgefragt und mit einem Punktesystem bewertet.

Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt in beiden Scores jeweils 100. In der weiteren Staffelung entsprechen  $\geq 95$  Punkte einem sehr guten, 94 bis 84 Punkte einem guten, 83 bis 65 Punkte einem befriedigenden und weniger als 65 Punkte einem schlechten Ergebnis.

### 3.5.2 Fragebögen zu Ortheseneigenschaften

Mit selbst entwickelten Zusatzfragebögen haben wir Bewertungen von Ortheseneigenschaften wie beispielsweise Passform, Design, Handling und Tragegefühl in den der Orthese anliegenden Körperregionen dokumentiert. Der von uns diesbezüglich verwendete Bewertungsmaßstab entsprach einer Punkteskala von 0 (ganz schlecht) bis 6 (sehr gut). Bei Bedarf wurde die Bewertung von den Probanden kommentiert.

### 3.5.3 Beurteilung des Schmerzempfindens beim Gehen mit und ohne Orthese anhand einer visuell-analogen Skala (VAS)

Die Patienten wurden bezüglich des maximalen Schmerzerlebens beim Gehen in der Ebene mit und ohne Orthese anhand einer visuell-analogen Skala von 0-10 Punkten befragt. Ein Wert von 0 entsprach der Situation ohne Schmerz, der Wert von 10 einem maximalen nicht erträglichen Schmerz.

### 3.5.4 Röntgenuntersuchung

Die aktuellen Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie und des Berufsverbandes der Ärzte für Orthopädie empfehlen als nötige apparative Untersuchung für die Diagnosestellung der Gonarthrose das Röntgen des Kniegelenks in 2 Ebenen. Im Einzelfall sollen Spezialprojektionen wie Patella-, Einbeinstand- und Ganzbeinaufnahmen ergänzt werden (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopädie 2002).

Dementsprechend ließen die verordnenden Ärzte Röntgenbilder in 2 Ebenen erstellen und bei klinischem Verdacht auf Fehlstellungen zusätzliche Spezialaufnahmen anfertigen.

Die von den Probanden mitgebrachten Aufnahmen wurden mit Hilfe eines Facharztes für Orthopädie nachträglich zur Bestimmung des Arthrosegrads nach Wirth, des Kondylen-Plateauwinkels, der Gelenkspaltweiten und des femuro-tibialen Schaftwinkels ausgewertet. Im Folgenden werden diese vier Verfahren erläutert.

#### 3.5.4.1 Klassifizierung der Gonarthrose nach Wirth (Wirth 1986)

Grad I: Initiale Gonarthrose mit angedeuteten Ausziehungen der Eminentia intercondylaris und den gelenkseitigen Patellapolen.

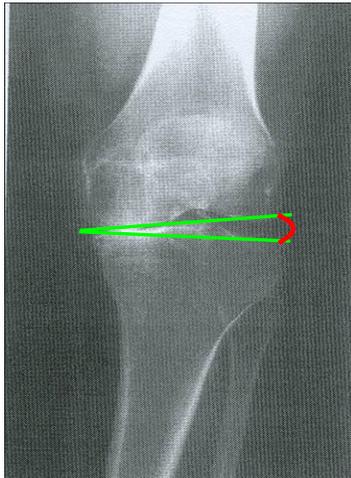
Grad II: Mäßige Gonarthrose mit Ausziehungen auch an den Tibiakonsolen, mäßiger Verschmälerung des Gelenkspaltes und beginnender Abflachung der Femurkondylen. Mäßige subchondrale Sklerosierung.

Grad III: Mittelgradige Gonarthrose mit hälftiger Verschmälerung des Gelenkspaltes, deutlicher Ent-rundung der Femurkondylen, osteophytärer Randwulstbildung an den Tibiakonsolen, der Eminentia intercondylaris, den Innenkanten der Femurkondylen und den gelenkseitigen Patellapolen. Ausgeprägte subchondrale Sklerosierung.

Grad IV: Ausgeprägte Gonarthrose. Gelenkdestruktion mit ausgeprägter Verschmälerung bis Aufhebung des Gelenkspaltes und unruhiger Randkontur. Zystische Veränderungen an Tibiakopf, Femurkondylen und Patella. Subluxationsstellung des Femurs gegenüber der Tibia.

### 3.5.4.2 Kondylen-Plateauwinkel (KPW)

Der Kondylen-Plateauwinkel wird gebildet durch die Tangenten von Tibiakopfplateau und Femurkondylen. Physiologisch ist der Verlauf dieser Linien parallel und erst bei Varisierung bilden sie einen nach außen zunehmend offenen Winkel (Dieppe et al. 1995; Swoboda et al. 1995).



- Kondylen-Plateauwinkel
- Tangenten von Femurkondylen und Tibiaplateau

Abb. 19: Röntgenbild eines arthrotischen Kniegelenks mit einem nach außen offenen Kondylen-Plateauwinkel

### 3.5.4.3 Gelenkspaltweite

Die Gelenkspaltweiten [mm] werden in der, mit einem von vorne (anterior) nach hinten (posterior) gerichteten Strahlengang angefertigten, sogenannten a.p. Aufnahme durch Bestimmung der Kondylen-Tibiaplateau-Abstände medial und lateral bestimmt. Die Werte beider Kompartimente entsprechen einander im Normalfall. Die Verschmälerung eines Kompartiments spricht für die Betonung des Degenerationsprozesses in diesem Bereich (Dieppe et al. 1995; Swoboda et al. 1995).

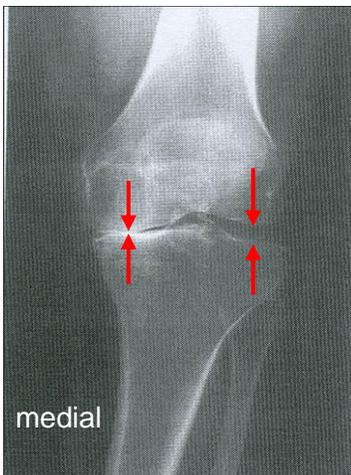


Abb. 20: Röntgenbild eines arthrotischen Kniegelenks mit aufgehobenem Gelenkspalt (Raum zwischen den Pfeilspitzen) medial, im Sinne einer medialen Gonarthrose

### 3.5.4.4 Femuro-tibialer Schaftwinkel (FTW)

Der Femuro-tibiale Schaftwinkel entspricht einem nach lateral offenem Winkel zwischen den anatomischen Achsen von Tibia und Femur. Im Normalfall beträgt dieser  $174^\circ$  und vergrößert sich mit zunehmender Varisierung (Dieppe et al. 1995).

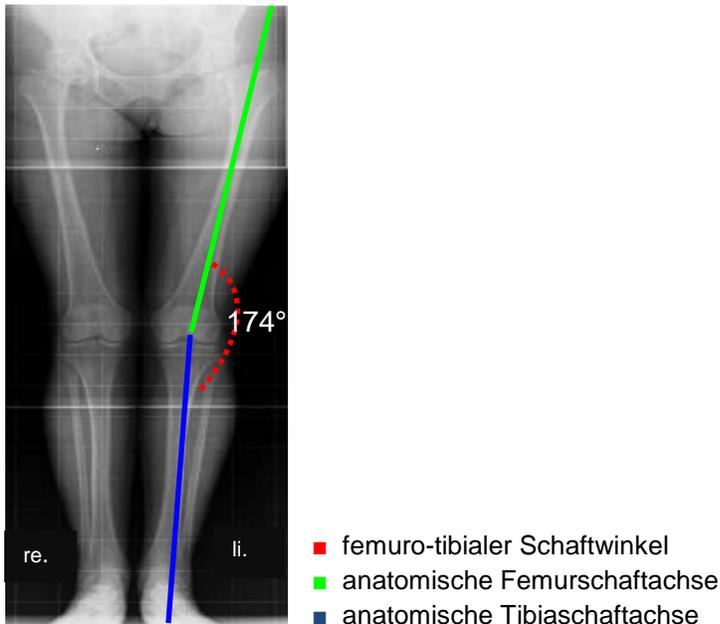


Abb. 21: Röntgenbild mit eingezeichneten Schaftachsen und einem nach außen offenen femuro-tibialen Schaftwinkel

### 3.5.5 Ganganalytische Bewertungsparameter

Die Ganganalyse war das zentrale Messverfahren im Rahmen unserer Untersuchungen. Als Datengrundlage für die Weiterberechnung und graphische Darstellung der biomechanischen Parameter ermittelten wir Mittelwerte aus 6 - 10 gültigen Durchgängen eines Probanden. An markanten Punkten im Kurvenverlauf führten wir Untersuchungen auf statistisch signifikante Unterschiede durch. Im Folgenden werden die erhobenen kinetischen und kinematischen Parameter vorgestellt.

### 3.5.5.1 Bodenreaktionskraft

Die Bodenreaktionskraft entsteht durch Wechselwirkung des Probanden mit dem Untergrund. Sie verursacht die Beschleunigung des Körperschwerpunktes in verschiedene Richtungen. Das für die Untersuchung verwendete und in Kapitel 3.3 beschriebene Messsystem ermöglicht die Bestimmung der Kräfte für drei Richtungen innerhalb eines orthogonalen Systems.

Die Kurvenverläufe der einzelnen Komponenten erhalten ihr charakteristisches Profil durch die Änderungen der während der Standphase entstehenden Kräfte. Bei der Bewertung liegt der Fokus vor allem auf Extremwerten und den Charakteristika der Komponenten. Die wesentlichen Eigenheiten werden im Folgenden erörtert.

#### 3.5.5.1.1 Vertikale Komponente

Typisch ist der Verlauf mit zwei Maxima, und einem dazwischen liegenden Minimum in Analogie zum Heben und Senken des Körperschwerpunktes (s. Abb. 22). Der Betrag dieser Maxima liegt abhängig von der Geschwindigkeit über 100 % des Körpergewichtes. Das erste Maximum (Max 1) entsteht während der frühen Standphase mit der Übernahme des Körpergewichtes nach Fersenauftritt. Das folgende Minimum in der mittleren Standphase ist Ausdruck der Verringerung der vertikalen Bodenreaktionskraft. Das zweite Maximum (Max 2) führt zur Hebung des Körperschwerpunktes während des Abdruckes in der terminalen Standphase (Perry 2003).

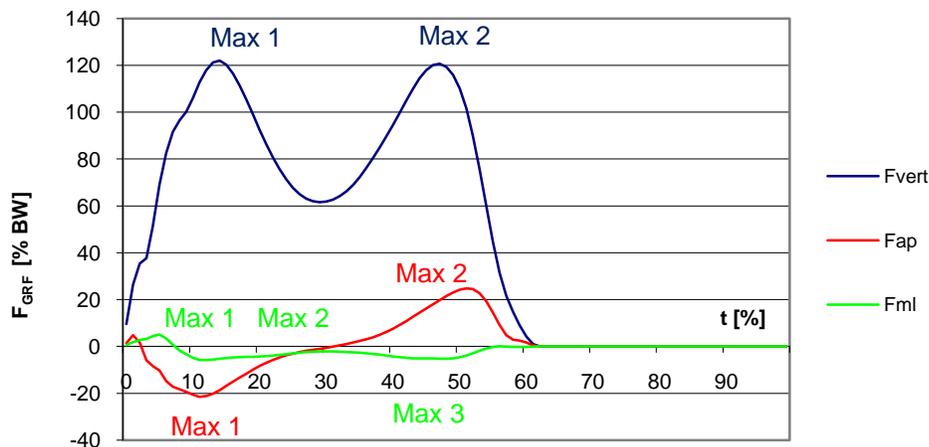


Abb. 22: Mittlere vertikale, horizontale und medio-laterale Bodenreaktionskraft ( $F_{\text{GRF}}$  [%BW]) gesunder Personen während des Gangzyklus

### 3.5.5.1.2 Horizontale Komponente

Die Verlaufsform dieser Kurve ist aufgrund der Kraftmaxima von circa 20% des Körpergewichtes weniger markant und bewegt sich spiegelbildlich um die Nulllinie (s. Abb. 22). Sie stellt die während der Standbeinphase auftretenden, gangtypischen Abbrems- und Beschleunigungsvorgänge dar. Der Verlauf unterhalb der Nulllinie mit einem ersten maximalen Wert (Max 1) entspricht dabei dem Abbremsvorgang. Die folgende Annäherung an die Nulllinie ist das Resultat aus der Verlagerung des Körperschwerpunktes senkrecht über das Standbein und der zeitgleich abnehmenden Bremskraft. Als Ausdruck der Beschleunigung in Bewegungsrichtung mit einem zweiten Kurvenmaximum (Max 2) kurz vor dem Ballenabstoss verläuft die Kurve im Weiteren im positiven Bereich.

### 3.5.5.1.3 Medio-laterale Komponente

Die medio-laterale Komponente verursacht die seitliche Beschleunigung des Körperschwerpunktes. Bis auf einen kurzzeitig positiven Ausschlag mit der Gewichtsübernahme zu Beginn der Standphase verläuft der Graph ausschließlich im negativen Bereich parallel zur Nulllinie (s. Abb. 22).

## 3.5.5.2 Kniewinkel in der Sagittalebene

Der typische Verlauf einer Kniewinkelkurve ist in Abbildung 23 dargestellt. Der Kurvenverlauf ergibt sich aus der Änderung des Kniewinkels um die Flexions-/ Extensionsachse während des Gangzyklus. In der Grafik entsprechen ein Winkel von 180° der vollen Extension und abnehmende Werte einer zunehmenden Flexion.

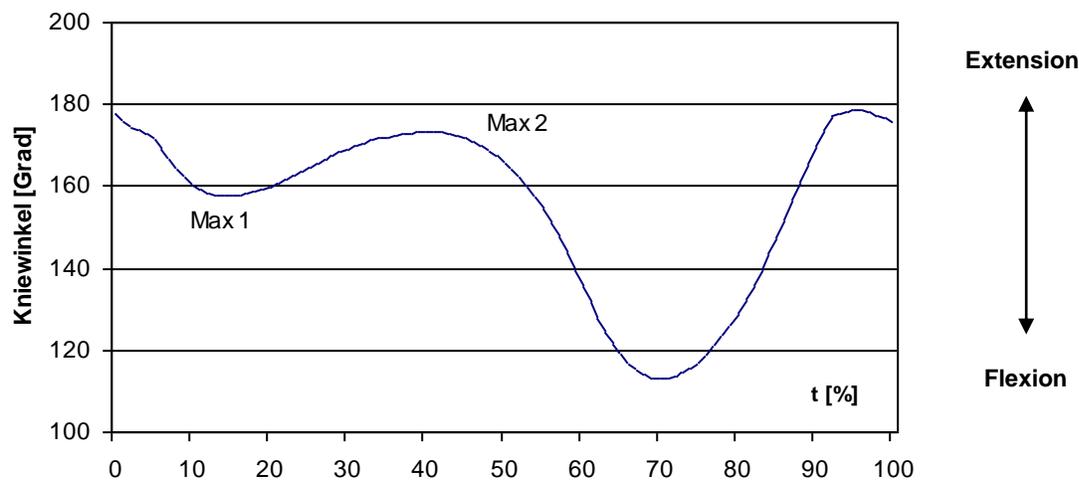


Abb. 23: Mittlerer Kniewinkel [Grad] in der Sagittalebene gesunder Personen während des Gangzyklus

Das Kniegelenk befindet sich zum Zeitpunkt des ersten Fersenkontaktes mit 175-180° nahezu in voller Streckung. Durch zunehmende Beugung erreicht der Kniewinkel bei 12 % Dauer des Gangzyklus mit 150 bis 160° seinen geringsten Wert (Max 1) während der Standphase. In der Folge nähert sich das Knie der vollen Extension (Max 2), um ab der terminalen Standphase bis zur mittleren Schwungphase mit circa 110° in ein zweites Flexionsmaximum überzugehen. Bis zum nächsten Fersenkontakt extendiert das Kniegelenk bis nahe der vollen Streckung (Perry 2003). Der maximale Bewegungsweg des Kniegelenkes während des Gangzyklus beträgt ca. 65°.

### 3.5.5.3 Externes Drehmoment des Kniegelenks

Entsprechend den Angaben in Kapitel 2.3.3 und Abb. 6 handelt es sich bei den externen Drehmomenten ( $M_{\text{ext}}$ ) um das Produkt aus der einwirkenden Kraft ( $F$ ) und dem wirksamen Hebel ( $A$ ). Bei der Berechnung ihrer Größe durch gemeinsame Verarbeitung der Daten des kinetischen und des kinematischen Systems sind sowohl die exakte zeitliche Synchronisation als auch die hohe Messgenauigkeit unabdingbare Voraussetzungen (Furnee 1991).

#### 3.5.5.3.1 Externes Drehmoment in der Frontalebene ( $M_x$ )

Im Falle des extern varisierenden Kniemoments verläuft der Vektor der Bodenreaktionskraft bei Betrachtung in der Frontalebene medial der Kniegelenksmitte (Abb. 6). Der wirksame Hebel entspricht dabei dem rechtwinkligen Abstand zur sagittalen Achse durch die Kniemitte. Ein mittlerer Kurvenverlauf eines Kollektivs mit gesunden Probanden ist exemplarisch in Abb. 24 dargestellt.

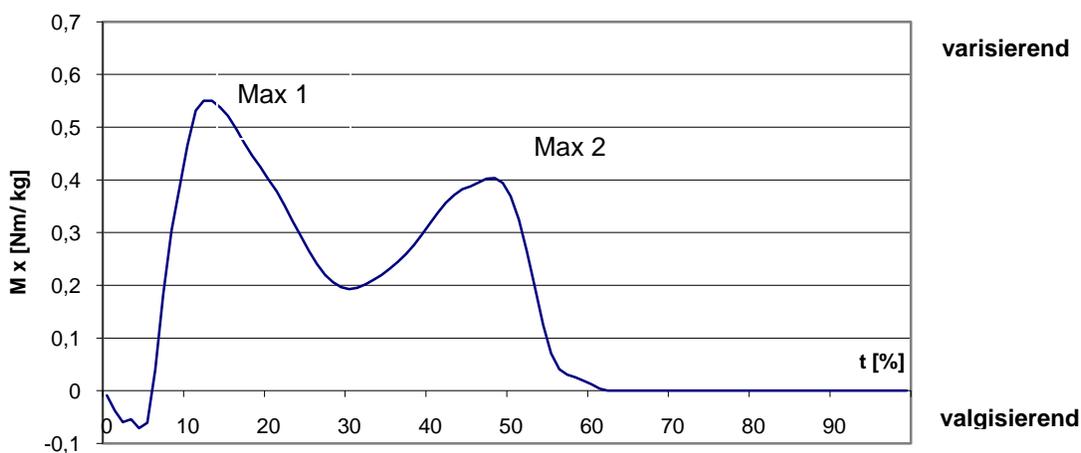


Abb. 24: Mittleres frontales Kniemoment ( $M_x$  [Nm/kg]) gesunder Personen während des Gangzyklus

### 3.5.5.3.2 Externes Drehmoment in der Sagittalebene ( $M_{\text{sag}}$ )

Durch Lageänderung des Kraftvektors relativ zum Verlauf der Flexions-/ Extensionsachse ändert das Sagittalmoment während des Gangzyklus mehrfach das Vorzeichen (s. Abb. 25).

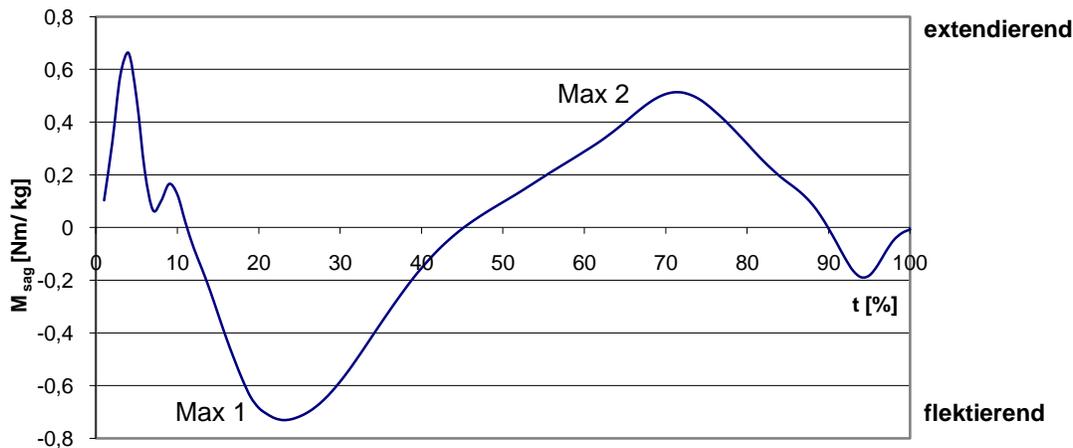


Abb. 25: Mittleres sagittales Kniemoment ( $M_{\text{sag}}$  [Nm/kg]) gesunder Personen

## 3.6 Studienverlauf

Die Untersuchungen wurden von uns im Zeitraum von Juni 2006 bis April 2007 durchgeführt. Neben dem Einfluss der in zwei verschiedenen Einstellungen getesteten Genu-Arthro-Orthese untersuchten wir den Einfluss einer Unterarmgehstütze (UAG) auf die Zeit- Weg-Charakteristik und ausgewählte kinetische und kinematische Parameter am Kniegelenk beim Gehen in der Ebene. In einem speziellen Kraftmessstand führten wir Messungen zur Bestimmung der Compliance der verwendeten Orthesen nach der unter 3.4.1 beschriebenen Vorgehensweise durch.

Nach Verordnung durch den Arzt wurden alle Probanden zur Maßnahme einer individuell angepassten Orthese einbestellt. Die Anpassung erfolgte bei Auslieferung der Orthese zu einem späteren Zeitpunkt. Maßnahme, Anpassung sowie alle weiteren Veränderungen an der Einstellung der Orthese im Rahmen der Messungen wurden immer von demselben Orthopädietechniker vorgenommen. Die Terminvergabe zur Ganganalyse-Untersuchung erfolgte so, dass auch bei allen neu versorgten Patienten eine mindestens 4-wöchige Tragezeit für 6 Stunden täglich zum Sammeln von Erfahrungen gegeben war.

Am Tag der Untersuchung wurden den Patienten die nötigen Informationen zum Versuchsablauf und zum Ganglabor gegeben. Die Ganganalyse zur Bestimmung der kinetischen und kinematischen Parameter unter den vier verschiedenen Bedingungen erfolgte bis auf wenige Ausnahmen nach folgendem Schema:

- 1) Gang mit Alltagseinstellung der Orthese (AE)
- 2) Gang mit Orthese in optimierter Einstellung (OE)
- 3) Gang mit Unterarmgehstütze (UAG) kontralateral ohne Orthese
- 4) Gang ohne Hilfsmittel (OO)

Die Alltagseinstellung (AE) entsprach der Einstellung der Orthese nach Anlegen durch den Probanden und somit der individuellen Situation im Alltag. Die optimierte Einstellung (OE) wurde nach der Ganganalyse in Alltagseinstellung bei Bedarf durch den Orthopädietechniker ermittelt und eingestellt. Hierbei wurde entweder der Sitz der Orthese korrigiert und/ oder aber das valgierende Moment ( $M_{valg}$ ) durch Änderung der Grundeinstellung (s. auch Kapitel 3.1.2.2) vergrößert. Bei drei Probanden verzichteten wir auf eine Optimierung der Einstellung und die entsprechenden Ganganalyse-Durchgänge, da die Testpersonen und der Orthopädietechniker in diesem Falle die Alltagseinstellung bereits als optimal beurteilten.

Nach der letzten Ganganalyse wurde die Kraft-Weg-Charakteristik der Genu-Arthro bestimmt, die Anamnese erfragt, die klinische Untersuchung vorgenommen und Fragebögen, Scores und Zusatzfragebögen ausgefüllt.

Bei einer Dauer von 90-180 Minuten konnten alle Untersuchungen durchgeführt werden, ohne dass ein Patient diese wegen Schmerzen unterbrechen musste. Ein Patient beklagte aufgrund der intensiven Gehbelastung nachhaltig aufgetretene Schmerzen über die Dauer von drei Tagen.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Klinische Untersuchung und Fragebögen

#### 4.1.1 Scores nach Larson und Lysholm u. Gillquist

Die Auswertung der Befragung und klinischen Untersuchung anhand der Scores nach Larson (Larson 1974) und Lysholm u. Gillquist (Lysholm and Gillquist 1982) für die aktuelle Alltagssituation des Patienten ohne Orthese wird im Folgenden erörtert und in Tabelle 4 dargestellt.

Die Mittelwerte lagen bei unserem Patientenkollektiv bei 49 Punkten für den Larson Score und 62 Punkten für den Lysholm Score (s. Tab. 4). Dieser deutliche Unterschied bei einer gleichen, möglichen Maximalpunktzahl von 100 erwies sich in der statistischen Untersuchung mit  $p < 0,01$  als hochsignifikant. Die Extremwerte lagen für den Larson Score bei 81 und 16, für den Lysholm u. Gillquist Score bei 90 und 27.

Proband	Larson	Lysholm
1	81	71
2	45,5	70
3	80	90
4	41	42
5	71	85
6	53	72
7	64,5	80
8	47	49
9	30,5	57
10	42,5	45
11	63	68
12	59	68
13	33	52
14	16	55
15	22	27
16	30	67
<b>Mittelwert:</b>	49	62
<b>Maximalwert:</b>	81	90
<b>Minimalwert:</b>	16	27
<b>Stabw:</b>	19,86	16,8

Stabw = Standardabweichung

Tab. 4: Einzelergebnisse, Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte für Larson und Lysholm u. Gillquist Score bei 16 Probanden

Bei Einordnung unserer Probanden in Kategorien nach erreichten Punktwerten konnten wir weder mit Bezug auf den Larson noch auf den Lysholm u. Gillquist Score eine Person dem sehr guten Level ( $\geq 95$  Punkte) zuordnen (s. Tab. 5). Ein gutes Ergebnis (94 bis 84 Punkte) zeigte sich für 2 Personen im Lysholm u. Gillquist Score. Der Bewertungsgruppe befriedigend (83 bis 65 Punkte) wurden 3 Personen nach dem Larson Score und 7 Personen nach dem Lysholm u. Gillquist Score zugewiesen. Der stärkste Anteil der Patienten hatte sowohl nach dem Larson Score mit 13 Patienten (81%) als auch nach dem Lysholm u. Gillquist Score mit 7 Patienten (44%) ein schlechtes Ergebnis ( $< 65$  Punkte).

Punkte	Bewertung	Larson	Lysholm
100- 95	sehr gut		
94-84	gut		2 (~12 %)
83-65	befriedigend	3 (~19 %)	7 (~44 %)
<65	schlecht	13 (~81 %)	7 (~44 %)

Tab. 5: Gruppierung der Einzelergebnisse der 16 Probanden nach Punkten in die Kategorien sehr gut, gut, befriedigend und schlecht

#### 4.1.2 Beurteilung des Schmerzempfindens beim Gehen mit und ohne Orthese anhand einer visuell-analogen Skala (VAS)

Die Ergebnisse zur Beurteilung der klinischen Wirksamkeit anhand der visuell-analogen Skala von 0-10 Punkten für das Gehen in der Ebene sind in Abb. 26 dargestellt.

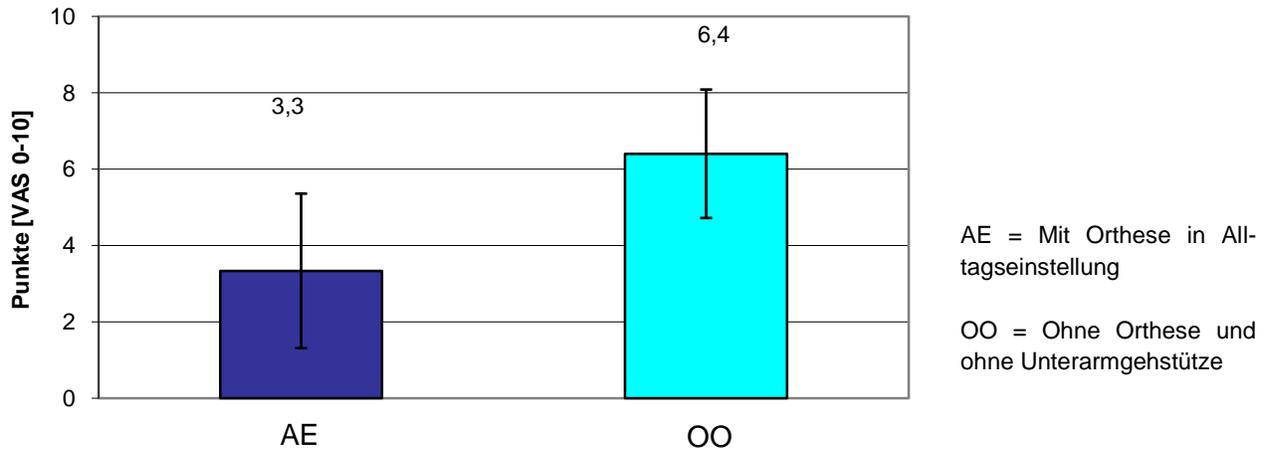


Abb. 26: Ergebnisse der klinischen Wirksamkeit der Orthese beim Gehen in der Ebene anhand der visuell-analogen Schmerzskala (VAS)

Bei der Auswertung der Ergebnisse beim Gehen ohne Orthese betrug der mittlere, von den Patienten angegebene Schmerz 6,4 von 10 Punkten, beim Gehen mit Orthese 3,3 von 10 Punkten. Ein Patient gab an, durch den Gebrauch der Orthese keine Linderung seines mit VAS 7 angegebenen Schmerzes zu erfahren. Die mittlere Schmerzreduktion war bei 3,06 Punkte statistisch hochsignifikant ( $p=0,000001$ ).

### 4.1.3 Fragebögen zu Ortheseneigenschaften

Die Ergebnisse der von uns durchgeführten Befragung zu den Ortheseneigenschaften sind in Tabelle 6 zusammenfassend dargestellt. Insgesamt zeigt der aus allen, in den verschiedenen Kategorien von den 16 Probanden vergebenen Punkten ermittelte Mittelwert von 4,4 eine insgesamt positive Bewertung der abgefragten Ortheseneigenschaften. Der höchste mittlere Punktwert von 4,9 wurde für die Kategorie "Tragegefühl Unterschenkel" gegeben, der niedrigste mit 3,4 für die Kategorie "Tragegefühl Oberschenkel". Bei 8 Probanden wurde diesbezüglich in der gezielten Befragung angegeben, dass es gelegentlich zu einem Rutschgefühl der Orthese gegenüber dem Oberschenkel kommt. Zwei Probanden spezifizierten dies für die Übergangssituationen von der Kniebeugung zur Streckung. Das Tragegefühl im Bereich des Knöchels wurde mit 4,4 Punkten bewertet. Diese Punktzahl liegt genau im Durchschnitt der für die sieben beurteilten Eigenschaften vergebenen Punkte. Berücksichtigt werden muss, dass diese Bewertung bei 7 Probanden (43,75 %) erst nach vorheriger Entfernung des als störend empfundenen Fußteils getroffen wurde. Ein Teilnehmer gewöhnte sich bei anfänglich als unangenehm angegebenem Gefühl an das Fußteil.

Test-person	Passform Orthese	Tragegefühl Knöchel	Tragegefühl Untersch.	Tragegefühl Knie	Tragegefühl Obersch.	Design	Handling
1	5	6	5	6	6	5	5
2	4	3	5	6	1	5	6
3	5	5	6	5	5	6	6
4	3	2	1	4	1	6	6
5	3	4	5	5	1	3	5
6	6	6	6	6	5	5	5
7	3	4	5	5	5	3	0
8	4	1	5	3	1	3	4
9	5	5	5	2	4	5	1
10	6	5	5	5	4	5	3
11	5	5	5	3	5	3	5
12	5	2	4	4	4	4	5
13	4	5	5	3	2	2	6
14	6	6	5	5	5	6	6
15	6	6	6	6	6	6	6
16	6	6	6	6	0	1	2
<b>Mittelwert:</b>	4,8	4,4	4,9	4,6	3,4	4,3	4,4
<b>Stabw:</b>	1,1	1,6	1,2	1,3	2,1	1,6	1,9

Stabw: = Standardabweichung

Tab. 6: Einzelbewertungen, Mittelwerte und Standardabweichungen verschiedener Ortheseneigenschaften bei 16 Probanden

## 4.2 Röntgen

Das Spektrum der Bilder, die von den Patienten mitgebracht wurden, umfasst einbeinig oder beidbeinig belastete und/ oder unbelastete a.p- und Seitenaufnahmen, patella-tangential- und Ganzbein-Aufnahmen. Die Ergebnisse der Auswertung sind in Tabelle 7 dargestellt.

Der Arthrosegrad, der Kondylen-Plateauwinkel (KPW), der femuro-tibiale Schaftwinkel (FTW) und die Gelenkspaltweiten für das mediale und laterale Kompartiment konnten für 13 Testpersonen aus den vorliegenden Aufnahmen bestimmt werden. Bei einem Patienten wurden der FTW und die Gelenkspaltweiten, bei 3 Patienten der Arthrosegrad schriftlichen Befunden entnommen. In einem Fall basierte die Klassifizierung des Arthrosegrades auf MRI. Da sich das Kollektiv aus Patienten, die von verschiedenen Ärzten überwiesen wurden, rekrutierte und deshalb kein einheitlicher Standard an Spezialaufnahmen zu Achsfehlstellungen vorlag, war es uns unmöglich, eine ursprünglich angestrebte Subgruppenbildung nach dem Grad der Fehlstellung vorzunehmen.

Testperson	Arthrosegrad	KPW	Gelenkspalt	FTW
1	III°	10°	med. 0 mm lat. 10 mm	182°
2	III°	4°	med. 2 mm lat. 6 mm	180°
3	II°	0°	med. 6 mm lat. 6 mm	177°
4	I°	0°	med. 4 mm lat. 5 mm	173°
5	IV°	9°	med. 0 mm lat. 10 mm	185°
6	III°	5°	med. 3 mm lat. 10 mm	182°
7	III°	9°	med. 2 mm lat. 10 mm	180°
8		5°	med. 3 mm lat. 8 mm	179°
9	II°	5°	med. 4 mm lat. 7 mm	176°
10	II°	4°	med. 6 mm lat. 10 mm	180°
11	III°	9°	med. 2 mm lat. 8 mm	182°
12	IV°			
13	IV°	10°	med. 1 mm lat. 9 mm	185°
14	II°	3°	med. 3 mm lat. 8 mm	180°
15	III°			
16	II°		med. 1,5 mm lat. 2,5 mm	172°

KPW = Kondylen-Plateauwinkel

FTW = femuro-tibialer Schaftwinkel

Tab. 7: Auswertung von Röntgenbildern und Befunden des Kollektivs

Bis auf einen von 14 Patienten mit beidseits gemessenen 6 mm wird durch die lateral durchweg größeren Gelenkspaltweiten das Vorliegen einer Degeneration im medialen Kompartiment bestätigt. Die mittlere Differenz zwischen medialer und lateraler Gelenkspaltweite lag bei 5 mm.

Bei 12 Probanden wies eine Vergrößerung des FTW auf das Vorliegen einer Varusfehlstellung hin, während nur bei 2 von 14 Patienten der Wert für den femuro-tibialen Schaftwinkel unter 174° lag. Der entsprechende Mittelwert betrug 179,5°.

Wie aus der Darstellung der Subgruppen nach dem Arthrosegrad in Abbildung 27 hervorgeht, hat der Hauptanteil der Patienten einen Arthrosegrad von 3 ( $n = 7$ ) oder 2 ( $n = 5$ ).

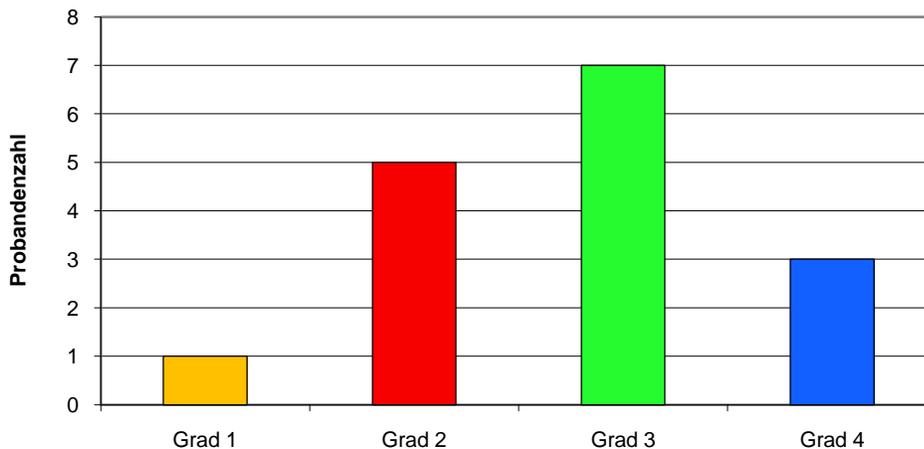


Abb. 27: Unterteilung der Probanden in 4 Gruppen nach Arthrosegrad

## 4.3 Ganganalyse

### 4.3.1 Zeit-Distanz-Parameter

Die mittleren Gehgeschwindigkeiten für das Gehen mit Orthese, mit UAG und ohne Orthese sind in Abbildung 28 dargestellt.

Durch die Orthese war die Gehgeschwindigkeit beim Gehen mit 1,36 m/s (OE) und 1,31 m/s (AE) gegenüber der Kontrolle (OO) mit 1,27 m/s deutlich erhöht. Beim Gehen mit einer UAG war die Geschwindigkeit mit 1,13 m/s am geringsten. (s. Abb. 28 und Tab. 8). Die Abweichungen von 0,09 m/s schneller für das Gehen mit optimierter Einstellung und 0,14 m/s langsamer für das Gehen mit UAG sind beide gegenüber der Kontrolle ohne Orthese statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ )

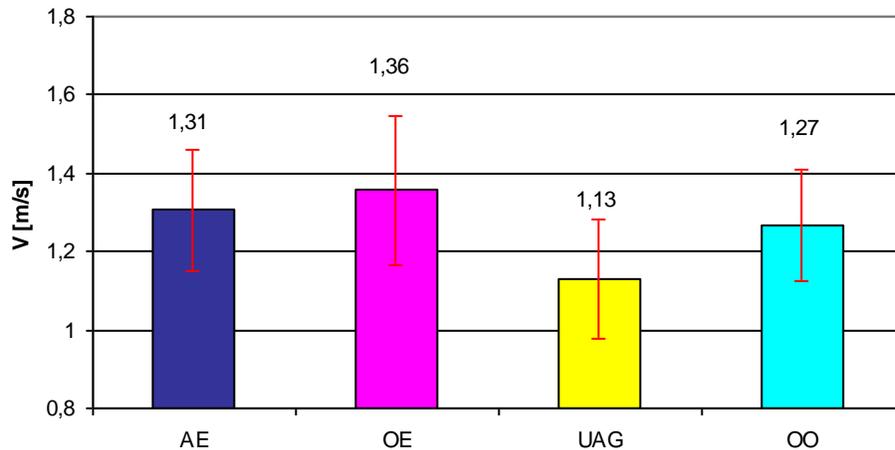


Abb. 28: Mittlere Gehgeschwindigkeit (V [m/s]) und Standardabweichungen unter den Bedingungen AE, OE, UAG und OO (n = 16)

- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten  
 OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker  
 UAG = Ohne Orthese mit Unterarmgehstütze kontralateral  
 OO = Ohne Orthese und ohne Unterarmgehstütze

Kontrolle	AE	OE	UAG
OO			
p (t-Test)	0,059	0,005	0,000

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$   
 ■ signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 8: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für die mittlere Gehgeschwindigkeit unter den Bedingungen AE, OE, UAG gegenüber OO

In Abb. 29 sind die mittleren Schrittlängen des betroffenen und des nicht betroffenen Beines beim Gehen unter den verschiedenen Bedingungen paarweise nebeneinander dargestellt. Der maximale Wert mit 0,81 m ergibt sich für das betroffene Bein beim Gehen mit Orthese in AE, der minimale Wert mit 0,7 m für das betroffene Bein beim Gehen mit UAG.

Durch die Orthese in optimierter Einstellung ergibt sich im Gegensatz zu den anderen Versorgungsmöglichkeiten beim Gehen eine symmetrische Schrittlänge mit beidseits gemessenen 0,73 m. Bemerkenswert in diesem Zusammenhang ist hierbei, dass gerade das Gehen mit der vom Patienten selbst gewählten Einstellung der Orthese (AE) mit 0,09 m die größten Unterschiede zwischen den Schrittlängen des betroffenen und des nicht betroffenen Beines aufweist.

Beim Vergleich der Schrittlängen des betroffenen gegenüber dem nicht betroffenen Bein zeigt sich weiterhin, dass beim Gehen mit Orthese in Alltagseinstellung eine größere Schrittlänge für das be-

troffene Bein vorliegt. Sowohl für die Bedingung UAG als auch die Kontrolle OO ist die Schrittlänge für das nicht betroffene Bein gegenüber dem betroffenen Bein größer.

Beim Gehen ohne Hilfsmittel ist die Schrittlänge des betroffenen Beines mit 0,04 m gegenüber dem nicht betroffenen Bein reduziert. In der statistischen Untersuchung erweist sich nur der Unterschied in der Schrittlänge des betroffenen (0,7 m) und des nicht betroffenen (0,72 m) beim Gehen mit UAG als statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s Tab. 9 und 10).

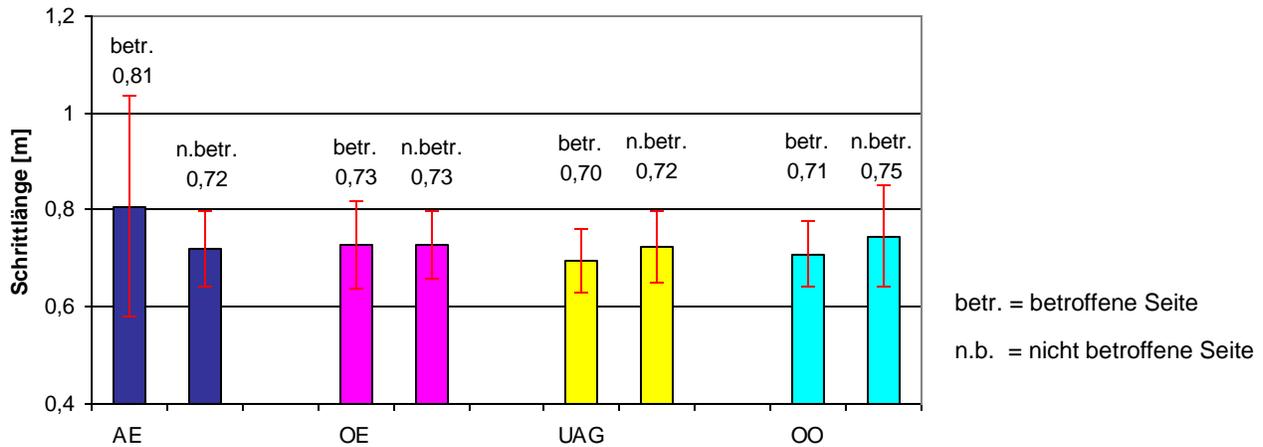


Abb. 29: Mittlere Schrittlänge [m] des betroffenen Beines (n=16) gegenüber dem nicht betroffenen Bein unter den Bedingungen AE, OE, UAG und OO

Legende siehe Abbildung 28

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO
OO n.b.				
p (t-Test)	0,364	0,742	0,074	0,179

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 9: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für die mittlere Schrittlänge unter den Bedingungen AE, OE, UAG, OO des betroffenen Beines gegenüber OO am nicht betroffenen Bein

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO
p (t-Test)				
AE n.b.	0,163			
OE n.b.		0,993		
UAG n.b.			0,003	
OO n.b.				0,179

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 10: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für die mittlere Schrittlänge des betroffenen Beines unter den Bedingungen AE, OE, UAG, OO gegenüber der des nicht betroffenen Beines

## 4.3.2 Bodenreaktionskraft

### 4.3.2.1 Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung ( $F_{\text{vert}}$ )

Die Orthese erhöht beim Gehen die Vertikalkräfte auf der betroffenen Seite zum Zeitpunkt des ersten und zweiten Maximums in beiden Einstellungen gegenüber der Kontrollmessung ohne Orthese nur geringfügig (s. Abb. 30). Dieser Effekt ist in optimierter Einstellung etwas größer als in AE. Nur in optimierter Einstellung der Orthese sind die Unterschiede zum Zeitpunkt des ersten Maximums gegenüber der gleichseitigen Kontrolle statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s.Tab. 11 und Tab. 12).

Im Gegensatz dazu reduziert die Unterarmgehstütze die vertikalen Bodenreaktionskräfte auf der betroffenen Seite gegenüber dem Gehen sowohl mit als auch ohne Orthese über den gesamten Verlauf der Standphase deutlich. Die Maxima sind mit 80-90 % BW deutlich unterhalb der gemessenen 100-110 % BW für das Gehen sowohl mit als auch ohne Orthese. Auch im Bereich des Minimums liegen die Werte mit 70-80 % BW unter denen der anderen Bedingungen. Die statistische Untersuchung zu Max 1 und Max 2 ergibt gegenüber beiden Kontrollen verringerte Werte von hoher Signifikanz ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s.Tab. 11 und Tab. 12).

Auf der nicht betroffenen Seite (s. Abb. 31) zeigt der Gebrauch der UAG interessanterweise gegenteilige Effekte und erhöht die vertikale Bodenreaktionskraft zum Zeitpunkt des Minimums und des anschließenden Anstiegs.

Ohne Hilfsmittel sind die maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte auf der betroffenen Seite beim Gehen gegenüber denen der nicht betroffenen Seite leicht reduziert. Die statistische Untersuchung ergibt für das 2. Maximum einen signifikanten Unterschied ( $p\text{-Wert} \leq 0,05$ ) (s Tab. 11 und 12).

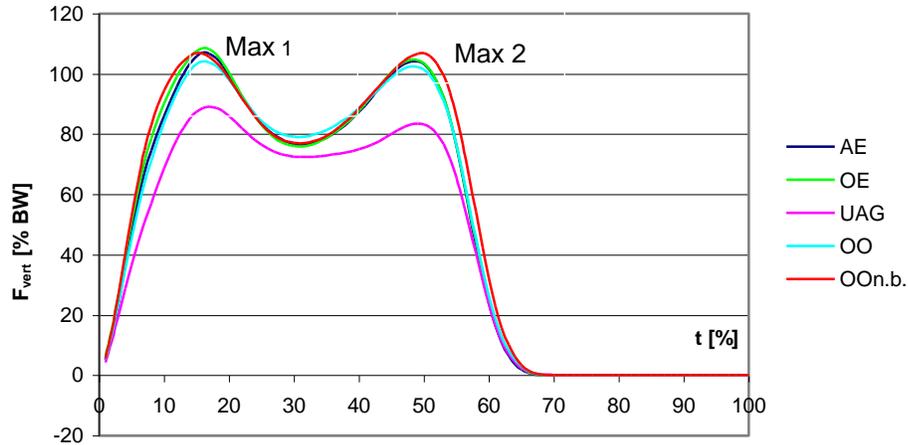


Abb. 30: Mittelwertkurven der vertikalen Bodenreaktionskraft ( $F_{\text{vert}}$  [%BW]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie der Kontrolle durch OO n.b.

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

- Max 1 = Erstes Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft  
 Max 2 = Zweites Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft

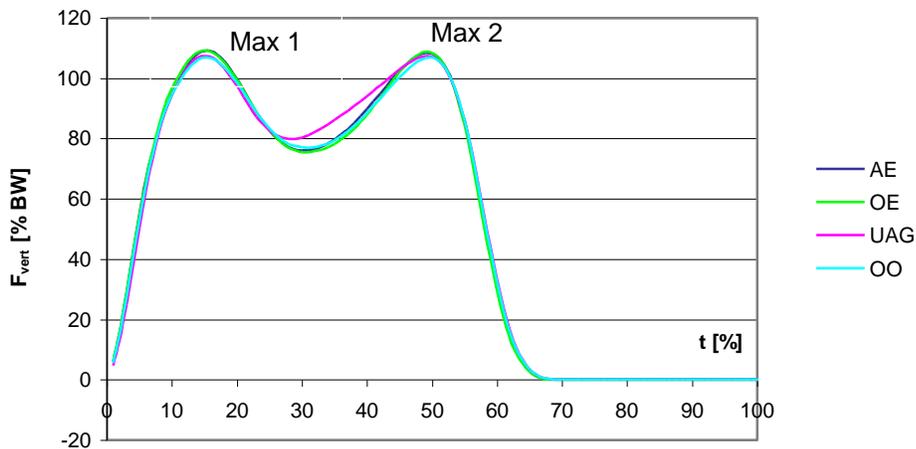


Abb. 31: Mittelwertkurven der vertikalen Bodenreaktionskraft ( $F_{\text{vert}}$  [%BW]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

- Max 1 = Erstes Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft  
 Max 2 = Zweites Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,927	0,531	0,000	0,297	0,199	0,042	0,645
OO							
p (t-Test)	0,216	0,009	0,000				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 11: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum (Max 1) der vertikalen Bodenreaktionskraft des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,232	0,298	0,000	0,038	0,420	0,119	0,548
OO							
p (t-Test)	0,168	0,027	0,000				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 12: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das zweite Maximum (Max 2) der vertikalen Bodenreaktionskraft des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

#### 4.3.2.2 Bodenreaktionskraft in anterior-posteriorer Richtung ( $F_{ap}$ )

Durch die Orthese vergrößert sich in beiden Einstellungen das Abbremsmaximum (Max 1) und damit die Belastung auf der betroffenen Seite gegenüber dem Gehen ohne Orthese (s. Abb.32). Die Werte nähern sich hierbei denen des gesunden Beines. Der Effekt ist mit 2-3 % BW Differenz für die optimierte Einstellung der Orthese etwas deutlicher als für die Alltagseinstellung. Dieses Ergebnis erweist sich in der statistischen Untersuchung als signifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,05$ ) (s.Tab. 13). Auf der nicht betroffenen Seite ist kein Einfluss der Orthese auf die anterior-posterioren Bodenreaktionskräfte zu erkennen (s. Abb. 33).

Im Gegensatz zur Erhöhung der a.p.- Kräfte des betroffenen Beines sowohl zum Zeitpunkt der maximalen Abbremsung (Max 1) als auch dem der maximalen Beschleunigung (Max 2) durch die Orthese reduziert die UAG die Bodenreaktionskräfte auf der betroffenen Seite um 5-7 % BW. Die statistische Untersuchung gegenüber den Kontrollmessungen ohne Orthese zeigt zu beiden Maxima eine hochsignifikante Lastreduktion ( $p$ -Wert  $\leq 0,01$ ) (s.Tab. 13 und Tab. 14).

Auf der nicht betroffenen Seite ist ein ähnlicher, aber wesentlich geringer ausgeprägter Einfluss der UAG auf die Abbrems- und Beschleunigungskräfte zu erkennen. Gegenüber der Kontrolle ohne Orthese ist die maximale Abbremskraft beim Gehen mit UAG signifikant kleiner ( $p$ -Wert  $\leq 0,05$ ) (s.Tab. 14).

Beim Gehen ohne Orthese sind die Abbremskräfte zum Zeitpunkt des ersten Maximums auf der betroffenen Seite gegenüber der Gegenseite deutlich reduziert. Die Differenz beträgt 3-4 % BW und erweist sich im t-Test als statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s. Tab. 13). Die Beschleunigungskräfte erweisen sich an beiden Beinen als gleich groß.

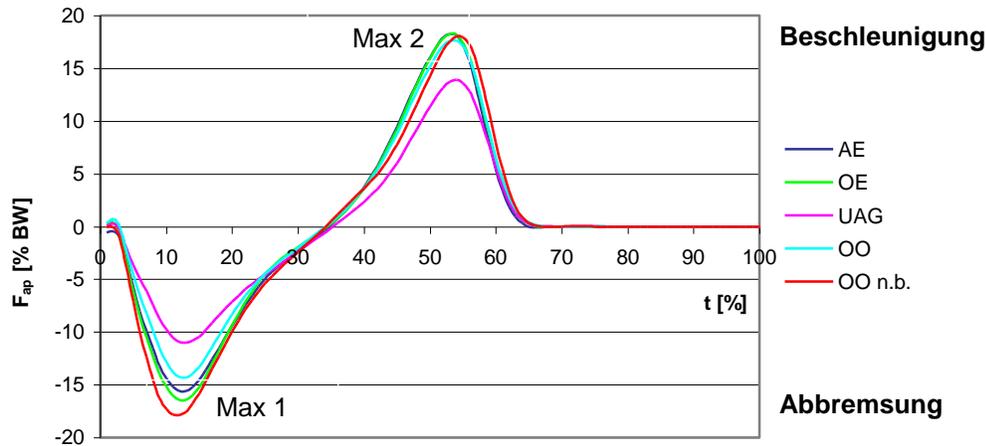


Abb. 32: Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in anterior-posteriorer Richtung ( $F_{ap}$  [%BW]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = Abbremsmaximum  
 Max 2 = Beschleunigungsmaximum

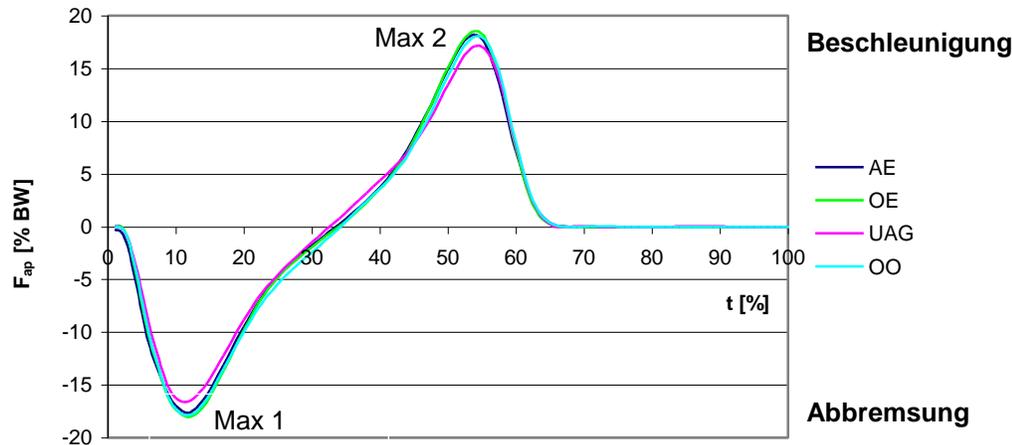


Abb. 33: Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in anterior-posteriorer Richtung ( $F_{ap}$  [%BW]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = Abbremsmaximum  
 Max 2 = Beschleunigungsmaximum

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.	0,076	0,407	0,000	0,006	0,413	0,253	0,046
p (t-Test)							
OO	0,156	0,040	0,003				
p (t-Test)							

■ hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$

■ signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 13 Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum der Abbremskraft (Max 1) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.	0,734	0,543	0,000	0,493	0,809	0,147	0,149
p (t-Test)							
OO	0,283	0,074	0,001				
p (t-Test)							

■ hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$

■ signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 14: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum der Beschleunigungskraft (Max 2) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

### 4.3.2.3 Bodenreaktionskraft in medio-lateraler Richtung ( $F_{ml}$ )

Der Einsatz der Orthese bringt in optimierter Einstellung eine Verstärkung der nach lateral wirkenden Kraft auf der betroffenen Seite gegenüber der Situation ohne Hilfsmittel zum Zeitpunkt von Max 2 (s. Abb. 34). Auf der nicht betroffenen Seite ist der gleiche Effekt sowohl bei Max 2 als auch Max 3 zu erkennen (s. Abb. 35). Die statistischen Untersuchungen zeigen keine signifikanten Unterschiede (s. Tab. 15, 16 und 17).

Der Einfluss der UAG reduziert die medial gerichteten Kräfte auf der betroffenen Seite nach dem Fersenauftritt mit 1,5-2 % BW deutlich gegenüber denen beim Gehen mit und ohne Orthese. Die statistische Untersuchung zeigt einen signifikanten ( $p\text{-Wert} \leq 0,05$ ) Unterschied gegenüber der gegenseitigen und einen hochsignifikanten Unterschied ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) gegenüber der gleichseitigen Kontrolle (s. Tab. 15). In der zweiten Hälfte der Standphase werden die nach lateral gerichteten Kräfte durch die UAG auf der betroffenen Seite um 1-1,5 % BW ebenfalls deutlich verringert. Die statistische Untersuchung bestätigt einen hochsignifikanten ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) Unterschied beim dritten Maximum gegenüber beiden Kontrollen ohne Orthese (s. Tab. 16). Ihren stärksten Effekt übt die UAG mit einer Reduktion der nach lateral gerichteten Kräfte um 2-3 % BW auf der nicht betroffenen Seite aus. Die Ergebnisse sind gegenüber der gleichseitigen Kontrolle ohne Hilfsmittel zu den Zeitpunkten von Max 2 und Max 3 statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s. Tab. 16 und Tab. 17).

Ohne Hilfsmittel sind die nach lateral gerichteten Bodenreaktionskräfte auf der nicht betroffenen Seite kurz vor dem Ballenabstoss (Max 3) größer als auf der betroffenen Gegenseite. In der statistischen Untersuchung zeigt sich diesbezüglich keine Signifikanz.

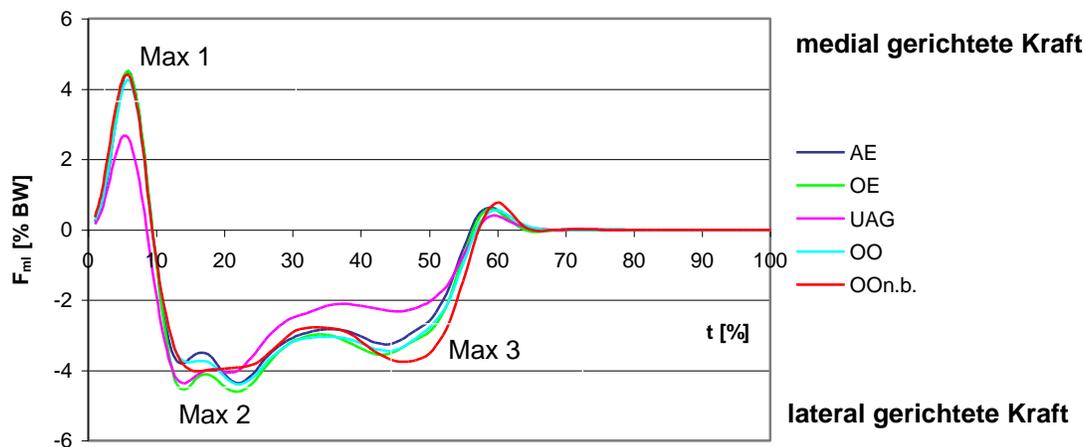


Abb. 34: Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in medio-lateraler Richtung ( $F_{ml}$  [%BW]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

- Max 1 = Maximum der medial gerichteten Bodenreaktionskraft
- Max 2 = Erstes Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft
- Max 3 = Zweites Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft

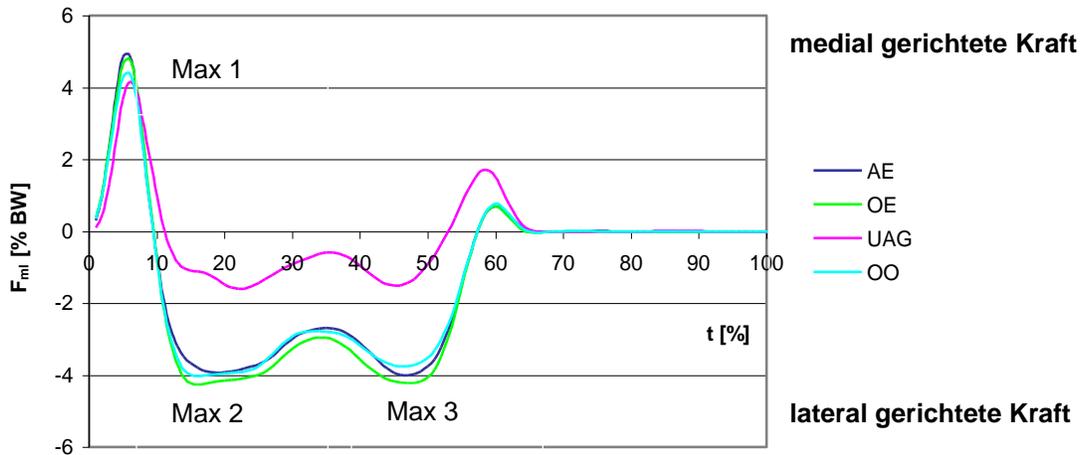


Abb. 35: Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in medio-lateraler Richtung ( $F_m$  [%BW]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

- Max 1 = Maximum der medial gerichteten Bodenreaktionskraft  
 Max 2 = Erstes Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft  
 Max 3 = Zweites Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,794	0,914	0,045	0,839	0,011	0,407	0,713
OO							
p (t-Test)	0,531	0,186	0,000				

- hochsignifikant mit  $p < 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 15: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum der medial gerichteten Bodenreaktionskraft (Max 1) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,366	0,175	0,949	0,363	0,982	0,116	0,000
OO							
p (t-Test)	0,953	0,217	0,215				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 16: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft (Max 2) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,149	0,284	0,001	0,274	0,183	0,233	0,000
OO							
p (t-Test)	0,458	0,716	0,000				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 17: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das zweite Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft (Max 3) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

### 4.3.3 Kniewinkel in der Sagittalebene

Die Orthese in AE bewirkt nach dem Fersenauftritt zum Zeitpunkt Max 1 eine leichte Vergrößerung des Kniebeugewinkels (s. Abb. 36). Dieser Effekt ist in der optimierten Ortheseneinstellung nicht zu erkennen. Darüber hinaus wird durch das Tragen der Orthese kein wesentlicher Einfluss bezüglich des Kniewinkels ausgeübt (Abb. 37).

Durch den Gebrauch der UAG wird der Kniebeugewinkel am betroffenen Knie beim Gehen (s. Abb. 36) zum Zeitpunkt von Max 1 gegenüber den Werten bei den Kontrollmessungen verringert. Die Untersuchung der Irrtumswahrscheinlichkeit bestätigt eine signifikante ( $p$ -Wert  $\leq 0,05$ ) Reduktion des Kniebeugewinkels gegenüber dem des nicht betroffenen Beines ohne Orthese (s. Tab.18).

Während die Beugung des betroffenen Kniegelenks beim initialen Fersenauftritt gegenüber der nicht betroffenen Seite unabhängig von der Bedingung vergrößert ist, liegt für die Standphasen-Extension zum Zeitpunkt von Max 2 im betroffenen Knie eine generelle Einschränkung vor (s. Abb. 37). Statistisch sind die Unterschiede nicht signifikant (s. Tab. 19).

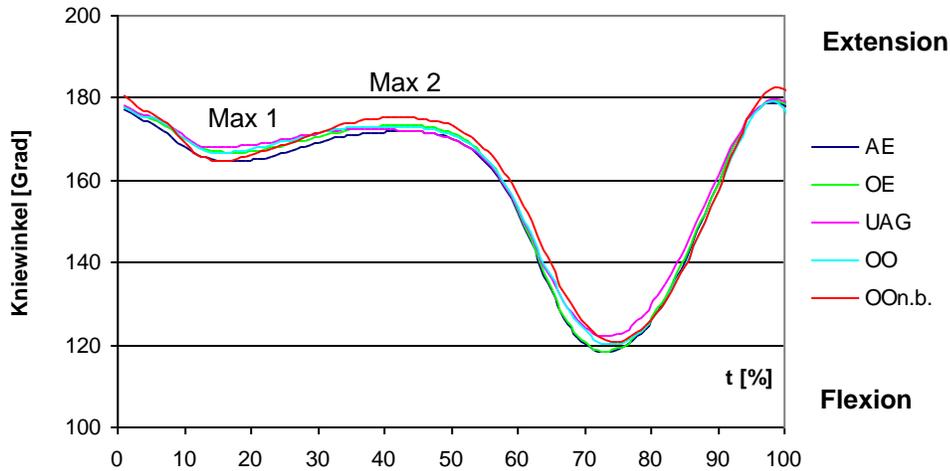


Abb. 36: Mittelwertkurven der sagittalen Kniewinkel [Grad] aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = Extensionsmaximum  
 Max 2 = Flexionsmaximum

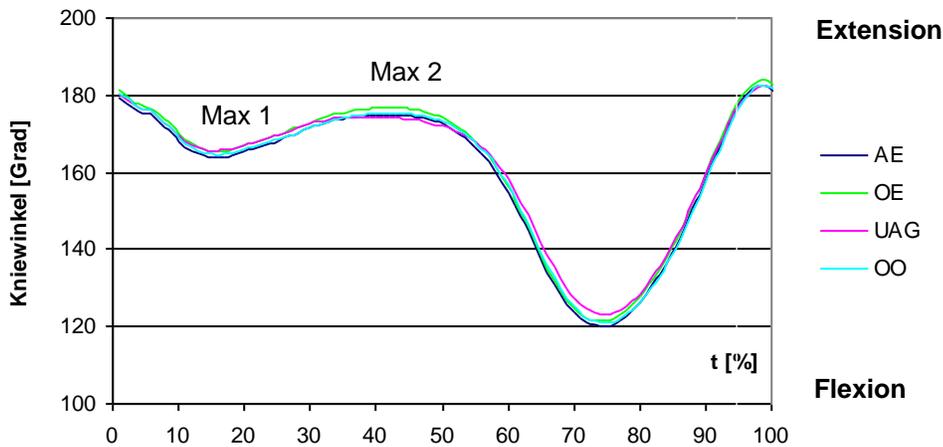


Abb. 37: Mittelwertkurven der sagittalen Kniewinkel [Grad] aller Konditionen der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = Extensionsmaximum  
 Max 2 = Flexionsmaximum

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,411	0,641	0,039	0,254	0,268	0,631	0,140
OO							
p (t-Test)	0,609	0,770	0,081				

■ hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$

■ signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 18: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Flexionsmaximum (Max 1) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,215	0,209	0,102	0,208	0,301	0,608	0,100
OO							
p (t-Test)	0,540	0,757	0,322				

■ hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$

■ signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 19: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Extensionsmaximum (Max 2) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen zum Zeitpunkt Max 2

#### 4.3.4 Drehmoment des Kniegelenks sagittal

Durch die Orthese werden die ohne Hilfsmittel am betroffenen Bein reduzierten Werte flektierender Drehmomente in Annäherung an die Werte der nicht betroffenen Seite erhöht (s. Abb. 38 und Abb. 39). Dieser Effekt ist für die Alltagseinstellung deutlicher als für die optimierte Einstellung. Die Unterschiede erweisen sich für beide Einstellungen der Orthese in der statistischen Untersuchung gegenüber den Kontrollen als nicht signifikant.

Im Gegensatz dazu reduziert die UAG sowohl die flektierend als auch die extendierend wirkenden Drehmomente am betroffenen Knie deutlich (s. Abb. 38). Zum Zeitpunkt des maximal flektierenden Drehmoments (Max 1) ist der Unterschied gegenüber der gleichseitigen Kontrolle statistisch signifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,05$ ) und gegenüber dem nicht betroffenen Bein hochsignifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,01$ ) (s. Tab. 20 und Tab. 21). Zum Zeitpunkt des maximal extendierenden Moments (Max 2) ist der Unterschied zur gleichseitigen Kontrolle hochsignifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,01$ ) und gegenüber der Gegenseite signifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,05$ ). Wenn auch nicht so deutlich werden die am nicht betroffenen Knie wirkenden Sagittalmomente durch den Einsatz der UAG ebenfalls reduziert. Der Unterschied zur gleichseitigen Kontrolle ist hier für die flektierenden Momente statistisch signifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,05$ ) und für die extendierenden Momente hochsignifikant ( $p$ -Wert  $\leq 0,01$ ).

Ohne Hilfsmittel sind die flektierend wirkenden Drehmomente am Knie der betroffenen Seite gegenüber dem nicht betroffenen Knie deutlich (0,2-0,25 Nm/kg) reduziert. Dieser Unterschied zum Zeitpunkt von Max 1 erweist sich im t-Test als statistisch signifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,05$ ) (s.Tab. 20).

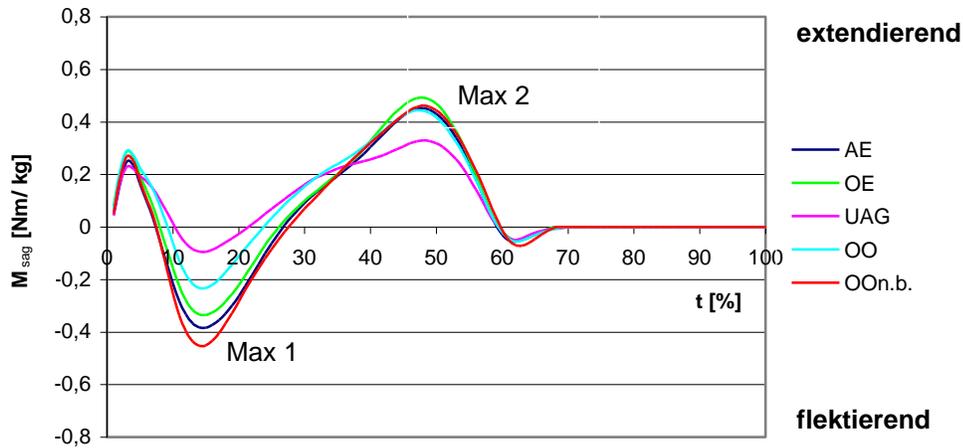


Abb. 38: Mittelwertkurven der sagittalen Kniemomente ( $M_{\text{sag}}$  [Nm/kg]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = maximales flektierendes Moment  
 Max 2 = maximales extendierendes Moment

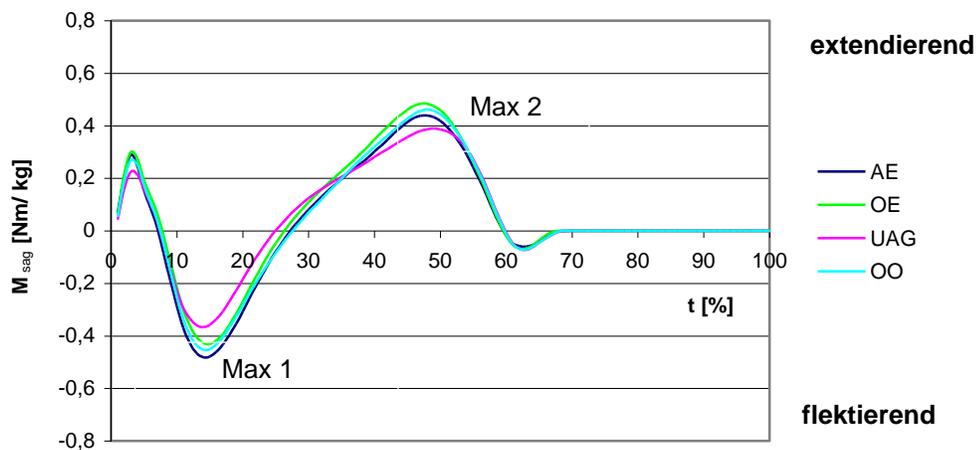


Abb. 39: Mittelwertkurven der sagittalen Kniemomente ( $M_{\text{sag}}$  [Nm/kg]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = maximales flektierendes Moment  
 Max 2 = maximales extendierendes Moment

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,182	0,404	0,001	0,036	0,413	0,306	0,018
OO							
p (t-Test)	0,245	0,262	0,027				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 20: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum des flektierenden Kniemoments (Max 1), des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,810	0,725	0,038	0,756	0,766	0,480	0,009
OO							
p (t-Test)	0,300	0,198	0,001				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 21: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum des extendierenden Kniemoments (Max 2), des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

#### 4.3.5 Drehmoment des Kniegelenks frontal

Die Genu-Arthro-Knieorthese in Alltagseinstellung führt im Bereich des ersten Maximums am betroffenen Bein gegenüber der nicht betroffenen Seite zu einer leichten Reduktion des externen Frontalmoments (s. Abb. 40 und Abb. 41). Für die optimierte Einstellung ist der gleiche Effekt im Bereich des zweiten Maximums etwas ausgeprägter. Zum Zeitpunkt des Minimums zwischen 30-40 % Gangzyklus reduziert die Genu-Arthro-Knieorthese das varisierende Moment in OE deutlicher als in AE. Die Bestimmung der Irrtumswahrscheinlichkeit (s. Tab. 22 und 23) ergab für die erhobenen Werte keine Signifikanz.

Im Gegensatz dazu wird durch die UAG das externe Frontalmoment und somit die Belastung am betroffenen Bein zu beiden Maxima in deutlich stärkerem Maße reduziert. Gegenüber der Kontrolle

durch das betroffene Bein ohne Orthese ist der Unterschied zu beiden Zeitpunkten statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s. Tab. 22 und Tab 23).

Erstaunlicherweise bewirkt die UAG am nicht betroffenen Bein ab der mittleren Standphase bis zum Zeitpunkt des zweiten Maximums eine deutliche Erhöhung der Frontalmomente. Der Unterschied gegenüber der gleichseitigen Kontrolle ohne Hilfsmittel zum Zeitpunkt von Max 2 ist statistisch hochsignifikant ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ) (s. Tab. 22 und Tab. 23).

Ohne Hilfsmittel erweisen sich die varisierenden Frontalmomente am betroffenen Bein gegenüber dem nicht betroffenen Bein als deutlich erhöht. Die Unterschiede zu beiden Maxima betragen in etwa  $0,1 \text{ Nm/kg}$ . In der statistischen Untersuchung sind diese Ergebnisse nicht signifikant (s. Tab. 22 und Tab. 23).

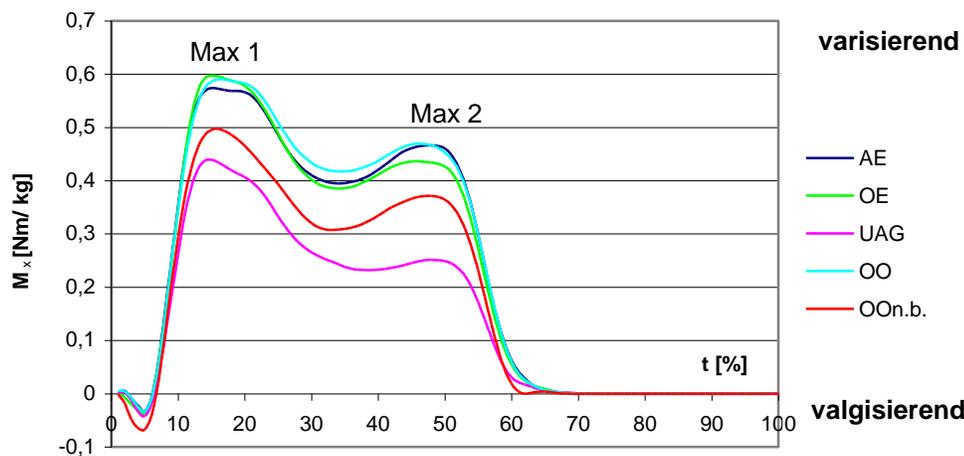


Abb. 40: Mittelwertkurven der frontalen Kniemomente ( $M_x$  [Nm/kg]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

- Max 1 = erstes Maximum des varisierenden Moments  
 Max 2 = zweites Maximum des varisierenden Moments

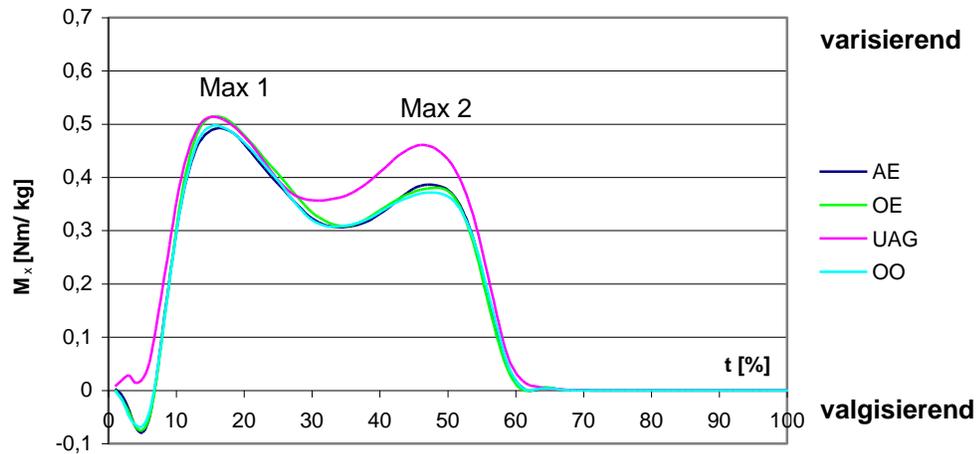


Abb. 41: Mittelwertkurven der frontalen Kniemomente ( $M_x$  [Nm/kg]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite

Legende siehe Abbildung 28 und zusätzlich:

Max 1 = erstes Maximum des varisierenden Moments  
 Max 2 = zweites Maximum des varisierenden Moments

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,260	0,229	0,414	0,163	0,936	0,390	0,132
OO							
p (t-Test)	0,424	0,496	0,000				

- hochsignifikant mit  $p < 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 22: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum (Max 1) des varisierenden Kniemoments des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen zum Zeitpunkt Max 1

Kontrolle	AE	OE	UAG	OO	AE n.b.	OE n.b.	UAG n.b.
OO n.b.							
p (t-Test)	0,124	0,236	0,088	0,075	0,154	0,429	0,000
OO							
p (t-Test)	0,995	0,494	0,000				

- hochsignifikant mit  $p \leq 0,01$
- signifikant mit  $p \leq 0,05$

Tab. 23: Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das zweite Maximum (Max 2) des varisierenden Kniemoments des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen

## 4.4 Mechanische Ortheseneigenschaften

Die Ergebnisse der Messungen zur Bestimmung der individuellen Orthesencompliance nach dem unter 3.4.1 beschriebenen Vorgehen sind in Tabelle 24 in Gruppen verschiedener Größen der Oberschenkelmodule dargestellt.

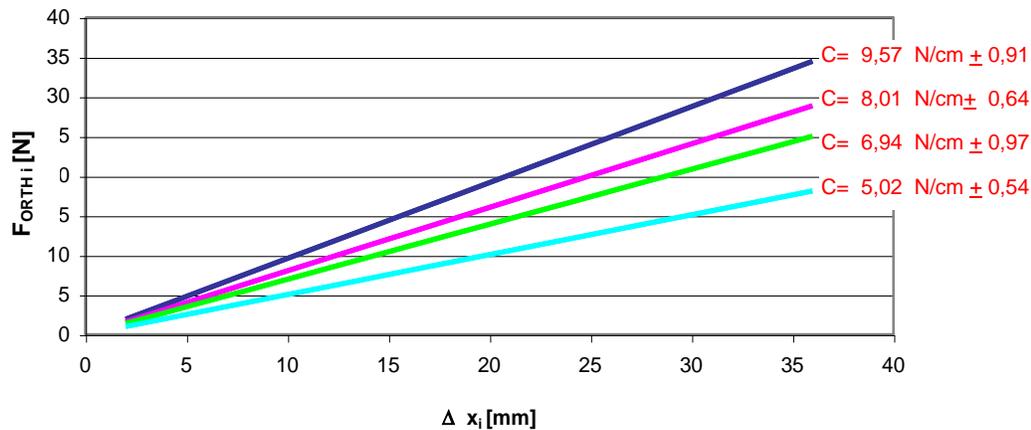
Im Rahmen der Studie wurden 3 Module der Größe extra-large, 5 der Größe large, 4 der Größe medium und 4 der Größe small verwendet. Der mit 0,93 niedrigste von 16 Korrelationskoeffizienten ( $R^2$ ) beweist das Vorliegen einer linear elastischen Charakteristik des Kraft-Weg-Verhaltens (Compliance). Die Berechnung der Individualwerte der Orthesen nach  $F_{ORTH\ i} = C_{ORTH} * (X_0 - X_i)$  ( $i = 1, \dots, (15, \dots, 27)$ ) erscheint somit gerechtfertigt. Bei Betrachtung der individuellen Orthesensteifigkeit in Abhängigkeit von der Modulgröße in Tabelle 24 fällt eine enge Beziehung zwischen diesen beiden Parametern auf.

Proband	Größe der OS-Module	Orthesensteifigkeit [N/cm]	Korrelationskoeffizient ( $R^2$ )
1	x-large	4,92	0,99
2	x-large	4,54	0,98
3	x-large	5,61	0,99
4	large	5,50	0,93
5	large	7,65	0,99
6	large	7,27	0,99
7	large	7,33	0,98
8	large	6,46	0,98
9	medium	8,37	0,98
10	medium	8,24	0,97
11	medium	8,61	0,99
12	medium	6,96	0,98
13	small	10,78	0,99
14	small	8,99	0,99
15	small	8,74	0,99
16	small	9,77	0,99

■ minimaler Wert

Tab. 24: Größe der Oberschenkelmodule mit Hervorhebung einzelner Gruppen, der Orthesensteifigkeit und Korrelationskoeffizienten für den Zusammenhang zwischen Rückstellkraft und Verformung

Die mittlere Orthesensteifigkeit für die Einzelgruppen small, medium, large, extra-large ist in Form von Regressionsgeraden, die das Kraft-Weg-Verhalten charakterisieren, in Abbildung 42 dargestellt. Der Verlauf der Geraden entspricht den Ergebnissen in Tabelle 24. Mit zunehmender Größe der Oberschenkelmodule von small über medium und large nach extra-large nimmt die Orthesensteifigkeit ab. Der maximale Wert liegt bei 9,57 N/cm ( $\pm 0,91$ ) für small und der minimale Wert bei 5,02 N/cm ( $\pm 0,54$ ) für extra-large.



■ Orthesengröße small ■ Orthesengröße medium ■ Orthesengröße large ■ Orthesengröße extra-large

Abb. 42: Mittlerer Zusammenhang zwischen der Rückstellkraft und der Verformung der Orthese

## 4.5 Valgisierendes Orthesenmoment

### 4.5.1 Individualkurven und gemittelt valgisierendes Orthesenmoment bei optimierter Einstellung

Die Valgusmomente während der Standphase sind für alle 16 Probanden in Abbildung 43 dargestellt. Auffällig ist die Tatsache, dass zwei der Graphen bis auf die Phase zwischen 10 und 25% des Gangzyklus im negativen Bereich verlaufen und somit im Wesentlichen eine fehlende valgisierende Wirkung ausdrücken.

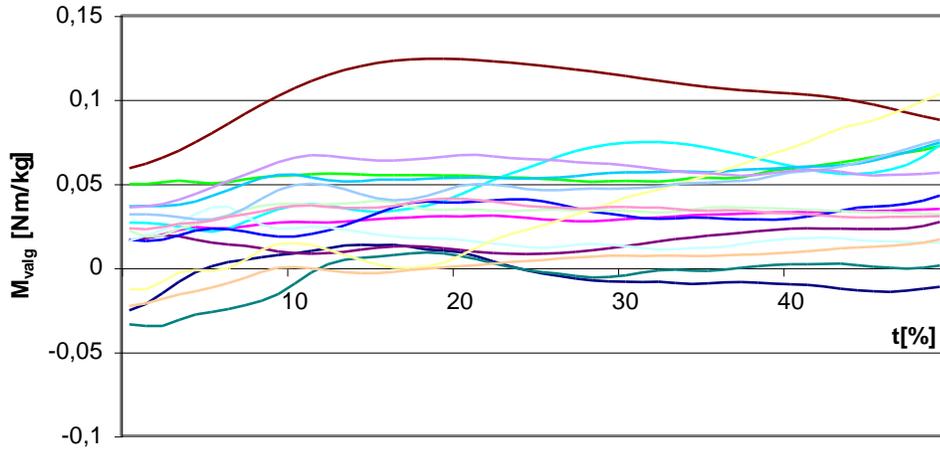


Abb. 43: Valgisierendes Orthesenmoment ( $M_{\text{valg}}$  [Nm/kg]) in optimierter Einstellung für alle 16 Probanden

Entsprechend den, in der individuellen Stärke der valgusierenden Wirkung unterschiedlichen Verläufen zeigen sich im gemittelten Graphen (s. Abb. 44) deutliche Standardabweichungen. Der Mittelwert über die Dauer der Standphase beträgt 0,035 Nm/kg (s. hierzu auch Abb. 48)

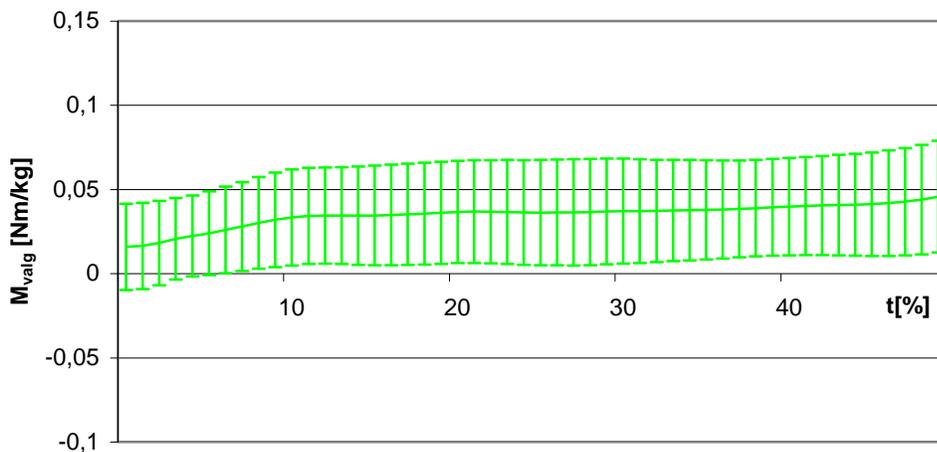


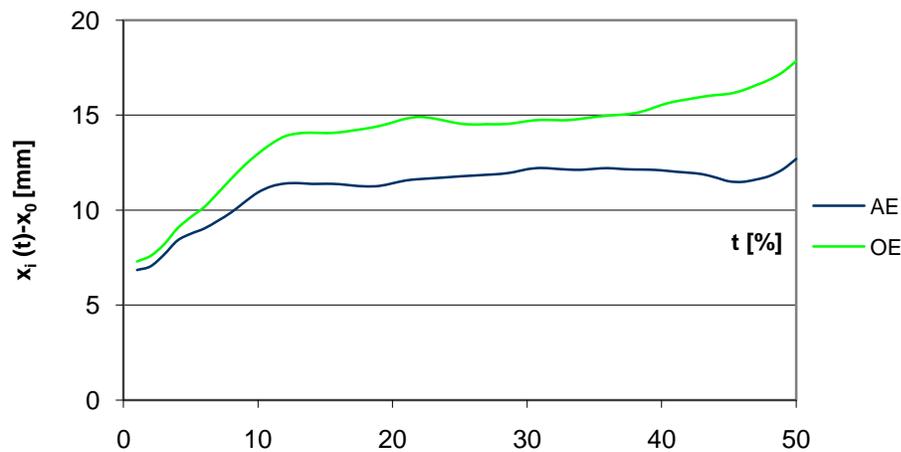
Abb. 44: Mittelwertkurve und Standardabweichung für das valgusierende Orthesenmoment ( $M_{\text{valg}}$  [Nm/kg]) während der Standbeinphase in optimierter Einstellung

## 4.5.2 Effekt der Orthesenoptimierung

Der Effekt der Optimierung der Ortheseneinstellung auf die im Verlauf des Gangzyklus erhobenen Standard-Messparameter, im Speziellen das in unseren Untersuchungen bedeutsame externe Frontalmoment ist bereits unter 4.3.5 dargestellt. Im Folgenden wird der entsprechende Einfluss der Optimierung auf den rechtwinkligen Abstand von der Kniegelenksmitte zum proximalen Kraftwirkungspunkt (Hebelarm  $\Delta X$  [mm]) und das valgierende Orthesenmoment dargestellt.

### 4.5.2.1 Einfluss der Optimierung auf den Hebelarm $\Delta X$

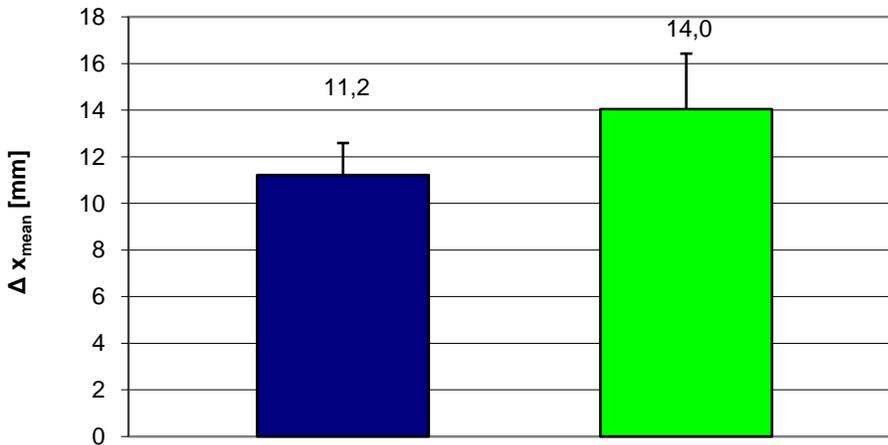
Zum Zeitpunkt des Fersenauftritts beträgt der Hebelarm  $\Delta X$  für beide Einstellungen ca. 7mm. Unter der Belastung während der ersten 12 % des Gangzyklus steigen die beiden Graphen unterschiedlich stark an. Die optimierte Einstellung vergrößert den Hebel  $\Delta X$  im Verlauf bis 40 % Gangzyklus auf einen Wert von 14-15 mm. Dieser liegt gegenüber 11-12 mm bei der Alltagseinstellung zum gleichen Zeitpunkt um ca. 3 mm höher. Mit dem Ballenabstoß kommt es nochmalig zu einem unterschiedlich starken Anstieg beider Verläufe.



- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten
- OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker

Abb. 45: Mittelwertkurven des Hebelarms  $\Delta X$  ( $x_i(t)-x_0$ [mm]) in Alltagseinstellung und optimierter Einstellung der Orthese während der Standphase

Die Optimierung der Ortheseneinstellung vergrößert den für die gesamte Standphase gemittelten Hebel  $\Delta X_{\text{mean}}$  um 2,8 mm von 11,2 auf 14,0 mm (s. Abb. 46). Diese Differenz ist in der statistischen Untersuchung hochsignifikant ( $p < 0,01$ ).

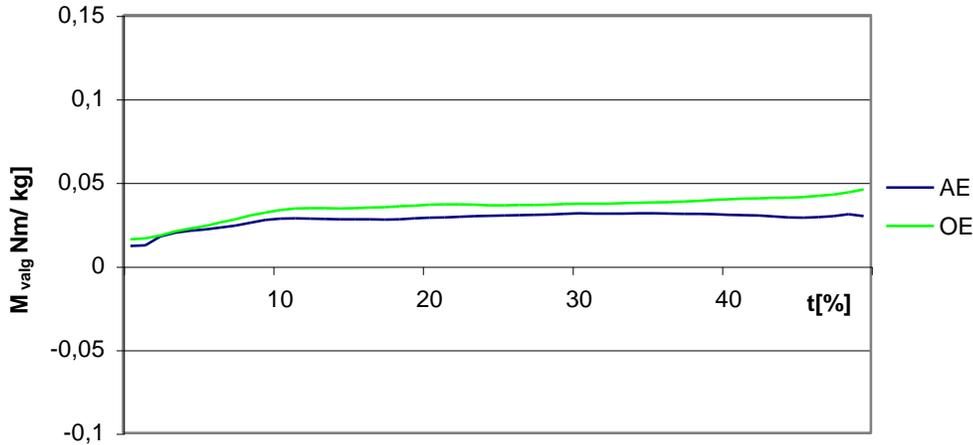


- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten
- OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker

Abb. 46: Über die Standphase gemittelter Hebelarm  $\Delta X_{\text{mean}}$  ( $x(t)-x_0$  [mm]) bei Alltagseinstellung (AE) und optimierter Einstellung (OE) der Orthese

#### 4.5.2.2 Einfluss der Optimierung auf das valgierende Orthesenmoment

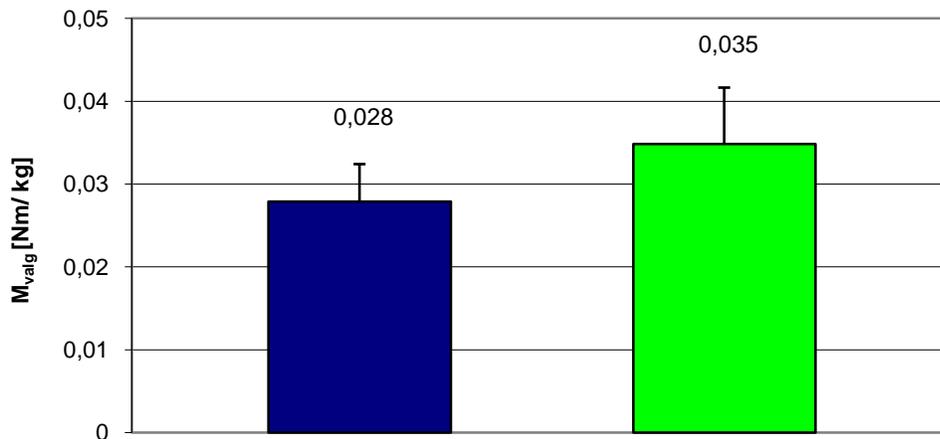
Ab etwa 10% der Dauer des Gangzyklus bis zum Ende der Standphase vergrößert die optimierte Einstellung das valgierende Orthesenmoment konstant auf Werte um 0,034 Nm/kg gegenüber 0,028 Nm/kg in Alltagseinstellung. Zum Zeitpunkt des Ballenabstoßes kommt es nur bei optimierter Einstellung der Orthese zu einer weiteren Verstärkung der valgierenden Wirkung der Orthese (s Abb. 47).



- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten
- OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker

Abb. 47: Mittelwertkurven des valgusierenden Orthesenmoments ( $M_{\text{valg}}$  [Nm/kg]) in Alltags- (AE) und optimierter Einstellung (OE) der Orthese während der Standphase

Die Optimierung der Ortheseneinstellung vergrößert das über die Standphase gemittelte valgusierende Moment von 0,028 Nm/kg bei Alltagseinstellung auf 0,035 Nm/kg um 0,007 Nm/kg, (Abb. 48). Dieser Unterschied ist statistisch hochsignifikant ( $p < 0.01$ ).



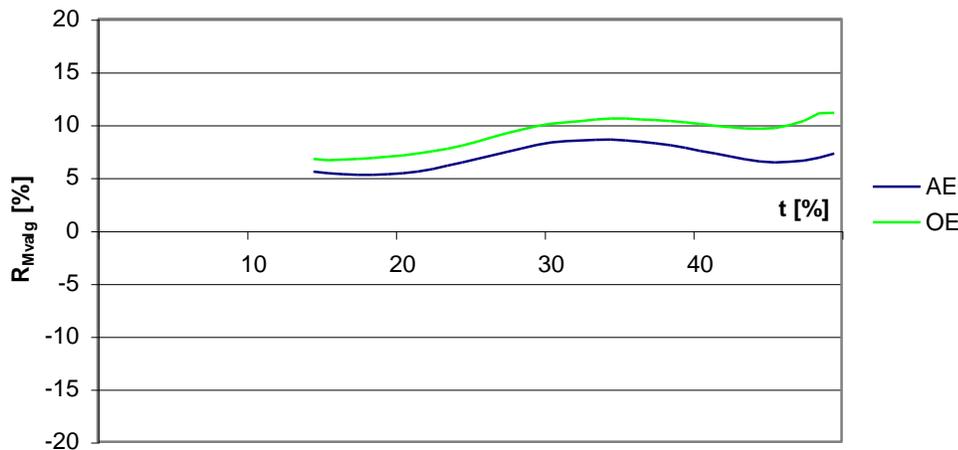
- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten
- OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker

Abb. 48: Valgusierendes Orthesenmoment ( $M_{\text{valg}}$  [Nm/kg]) bei Alltagseinstellung (AE) der Orthese und in optimierter Einstellung (OE) über die Standbeinphase gemittelt

### 4.5.2.3 Einfluss der Optimierung auf die Relation des valgisierenden Orthesenmoments zum extern varisierenden Frontalmoment

In Abbildung 49 ist die Größe des relativen valgisierenden Orthesenmoments in Prozent vom externen varisierenden Kniemoment  $R_{Mvalg}$  [%] für einen ausgewählten Standphasenausschnitt zwischen 15 und 50 % des Gangzyklus dargestellt. Die Einschränkung der Auswertung auf diesen speziellen Abschnitt erfolgte, da, wie bereits unter 3.4.2 angegeben, außerhalb dieses Bereiches aufgrund der Beinposition nicht mehr davon ausgegangen werden kann, dass die Position der Marker mit einer frontalen Betrachtungsweise realistisch erfasst werden kann.

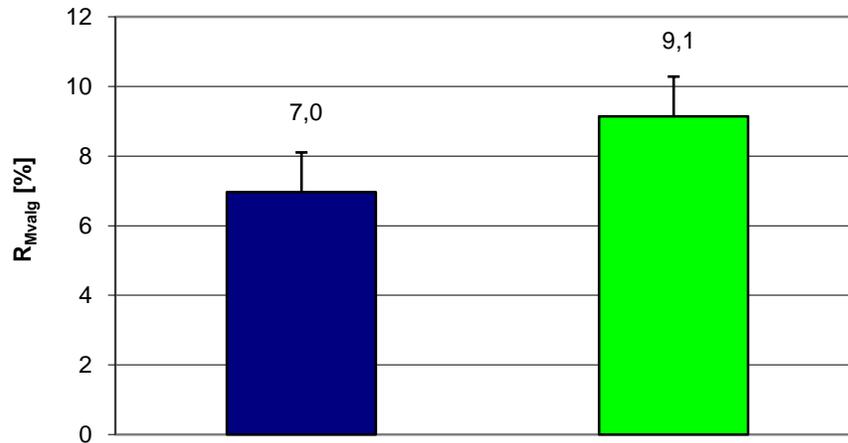
Der Verlauf der Graphen im dargestellten Bereich ist für beide Einstellungen qualitativ gleichartig. Die Optimierung der Einstellung der Orthese vergrößert jedoch die Wirkung  $R_{Mvalg}$  offensichtlich. Der entsprechende Graph verläuft mit Werten zwischen 6 und 11 % deutlich über dem für die Alltagseinstellung. Dessen Werte schwanken zwischen 5 und 9 %.



- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten
- OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker

Abb. 49: Relatives valgisierendes Orthesenmoment ( $R_{Mvalg}$  [%]) in Alltagseinstellung und optimierter Einstellung der Orthese während 15-50 % des Gangzyklus

Das für diesen Bereich gemittelte relative valgisierende Teilmoment der Orthese wird durch die Optimierung der Einstellung von 7,0 % bei Alltagseinstellung um 2,1 % auf 9,1 % (Abb. 50) erhöht. Diese Differenz ist statistisch hochsignifikant ( $p < 0,01$ ).

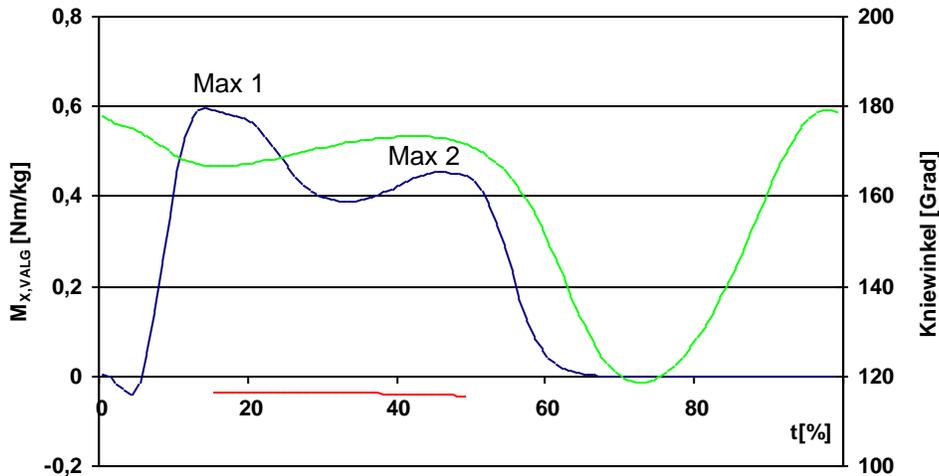


- AE = Mit Orthese in Alltagseinstellung durch den Patienten
- OE = Mit Orthese in optimierter Einstellung durch den Orthopädietechniker

Abb. 50: Relatives valgusierendes Orthesenmoment ( $R_{Mvalg}$  [%]) in Alltagseinstellung und optimierter Einstellung über 15-50% des Gangzyklus gemittelt

#### 4.5.3 Wirkung des valgusierenden Moments der Orthese in Relation zum extern varisierenden Frontalmoment des Kniegelenks während der Standphase des Gangzyklus

Grundlegend lässt sich das valgusierende Orthesenmoment gemäß den Angaben in der Literatur, verschieden bewerten. Hierzu werden Größen wie Mittelwerte definierter Zeitabschnitte des Gangzyklus oder aber Maximalwerte herangezogen. Darüber hinaus erhobene Absolutwerte zu bedeutenden Zeitpunkten im Gangzyklus wie beispielsweise die Maxima des extern varisierenden Frontalmoments werden in Bezug zu der Größe des zeitgleich einwirkenden externen Varusmoments gesetzt. In Abbildung 51 wird die Wirkung der Genu-Arthro-Orthese in optimierter Einstellung zusammen mit der Kniewinkelkurve und dem Graphen für das extern varisierende Frontalmoment in Form einer Grafik dargestellt. Als Ausdruck der antagonistischen Wirkung des Orthesenmoments gegenüber dem extern varisierenden Kniemoment wird dessen Verlauf mit negativem Vorzeichen unterhalb der x-Achse dargestellt.



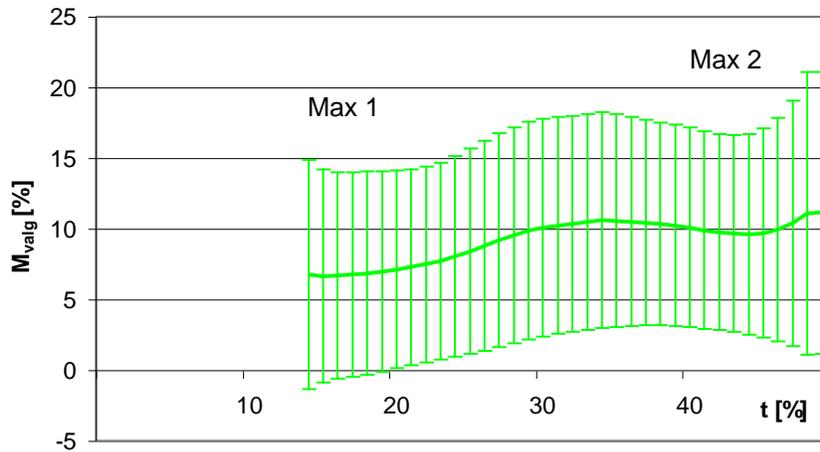
■ Valgisierendes Orthesenmoment ■ Frontales Kniemoment ■ Kniwinkel

Abb. 51: Valgisierendes Orthesenmoment ( $M_{\text{valg}}$ ) bei optimierter Ortheseneinstellung in der Standbeinphase in Relation zum externen Frontalmoment ( $M_x$ ) und der Kniwinkelkurve über den Gangzyklus

$M_x$	=	externes Frontalmoment
$M_{\text{valg}}$	=	valgisiertes Orthesenmoment
$M_{x,\text{valg}}$	=	Doppelbeschriftung für die gemeinsame y-Achse für $M_x$ und $M_{\text{valg}}$
Max 1	=	erstes Maximum des varisierenden Moments
Max 2	=	zweites Maximum des varisierenden Moments

Wie aus der Abbildung hervorgeht entfaltet die Genu-Arthro-Orthese ihre Wirkung mit Werten konstanter Größe um 0,035 Nm/kg über die Dauer der Standphase (s. Abb 51). Im Gegensatz dazu zeigt das extern varisierende Kniemoment den ihm eigenen Verlauf mit zwei Maxima, deren Spitzenwerte bei 0,6 Nm/kg (Max 1) und 0,45 Nm/kg (Max 2) deutlich über dem antagonistischen Moment der Orthese liegen. Das Kniegelenk befindet sich während der Einwirkung der beschriebenen Kräfte bis auf die Standphasenflexion nahe der vollen Extension.

In Abbildung 52 ist das relative valgisiertes Orthesenmoment  $R_{M_{\text{valg}}}$  zwischen 10% und 50% des Gangzyklus dargestellt.



Max 1 = entsprechend dem ersten Maximum des varisierenden Moments  
 Max 2 = entsprechend dem zweiten Maximum des varisierenden Moments

Abb. 52: Relatives valgisiertes Orthesenmoment bei optimierter Einstellung in der Standphase zwischen 35 und 50% des Gangzyklus

Aus dem Verlauf der Kurve geht hervor, dass die antagonisierende Wirkung der Orthese in Abhängigkeit vom Betrachtungszeitpunkt zwischen 6% und 11 % der Größe des extern varisierenden Kniemoments beträgt.

Bei 15 - 20 % der Gangzyklusdauer (entsprechend Max1\_Mx) beträgt die relative valgisierende Wirkung der Orthese 7%. Dies entspricht ihrem geringsten Wert im Verlauf. Zum Zeitpunkt des Absinkens der Frontalmomentkurve bei etwa 35% GZ wächst die relative Größe der Orthesenwirkung auf etwa 11% an, um anschließend zwischen 45% und 50% GZ wieder auf 9,5% abzufallen.

In Abbildung 53 sind mittleres- und maximales Orthesenmoment sowie dessen Größe zum Zeitpunkt des maximalen varisierenden Moments dargestellt. Das maximale valgisierende Orthesenmoment ( $n=16$ ) während der Standphase beträgt  $0,053 \text{ Nm/kg}$ . Es ist deutlich größer als der mittlere Wert für diesen Zeitraum ( $0,035 \text{ Nm/kg}$ ) und größer als der zum Zeitpunkt des maximalen externen Frontalmoments ( $0,042 \text{ Nm/kg}$ ) (Abb. 53). Der Unterschied von  $M_{\text{valg\_Max}}$  gegenüber  $M_{\text{valg\_mean}}$  und  $M_{\text{valg\_t-Mx\_Max}}$  ist statistisch hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) (s. auch Tab. 31).

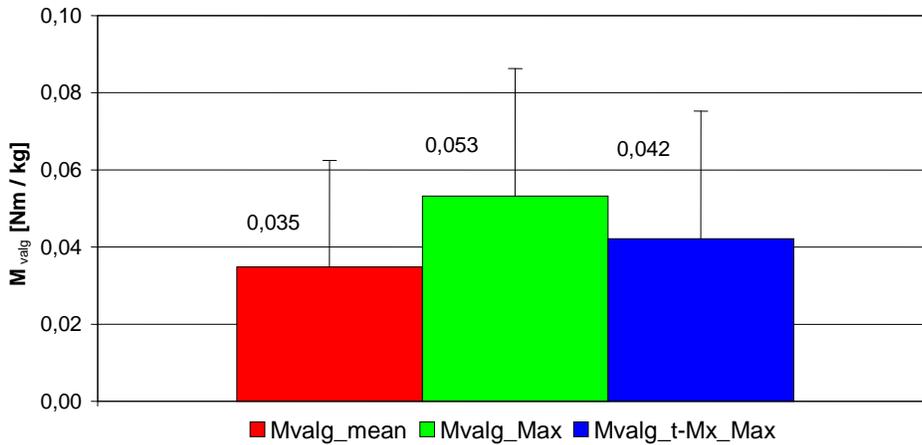


Abb. 53: Valgisierendes Orthesenmoment ( $M_{\text{valg\_mean}}$ ), gemittelt über die Standphase, gegenüber dem maximalen valgisierenden Orthesenmoment ( $M_{\text{valg\_Max}}$ ) und dem valgisierenden Orthesenmoment zum Zeitpunkt des maximalen externen Frontalmoments ( $M_{\text{valg\_t-Mx\_Max}}$ )

Tabelle 25 fasst differenziert die verschiedenen Variablen und deren gegenseitige Abhängigkeiten zusammen.

Proband:	$M_{\text{valg\_mean}}$ [Nm/kg]	$M_{\text{valg\_Max}}$ [Nm/kg]	$t_{M_{\text{valg\_Max}}}$ [% GZ]	$t_{M_{x\_Max}}$ [% GZ]	$M_{x\_Max}$ [Nm/kg]	$M_{\text{valg}}$ [Nm/kg] zu $t_{M_{x\_Max}}$	$M_{\text{valg}}$ [%] zu $t_{M_{x\_Max}}$
1	-0,003	0,014	17,0	17,0	0,835	0,014	1,6
2	0,029	0,035	50,0	20,0	0,626	0,030	4,9
3	0,056	0,072	50,0	20,0	0,462	0,055	11,8
4	0,051	0,075	32,0	15,0	0,800	0,034	4,2
5	0,015	0,027	50,0	13,0	0,611	0,008	1,4
6	0,104	0,124	20,0	26,0	0,460	0,120	26,1
7	-0,005	0,009	19,0	18,0	0,702	0,008	1,2
8	0,030	0,043	50,0	14,0	0,555	0,025	4,5
9	0,054	0,074	50,0	50,0	0,538	0,074	16,4
10	0,018	0,036	7,0	14,0	0,677	0,023	3,3
11	0,033	0,040	16,0	14,0	0,768	0,038	5,0
12	0,034	0,103	50,0	48,0	0,686	0,095	13,8
13	0,048	0,076	50,0	15,0	0,527	0,043	8,2
14	0,033	0,041	21,0	21,0	0,703	0,041	5,8
15	0,058	0,067	22,0	13,0	0,779	0,066	8,5
16	0,002	0,017	50,0	12,0	0,677	0,000	-0,1
<b>Mittelwert:</b>	0,035	0,053	34,6	20,6	0,650	0,042	7,3
<b>Stabw:</b>	0,028	0,033	16,6	11,7	0,117	0,033	6,9

Tab. 25: Auflistung der mittleren, maximalen und relativen valgisierenden Orthesenwirkung in optimierter Einstellung, dem Zeitpunkt maximaler Wirkung im Gangzyklus, der Größe und dem Zeitpunkt maximaler externer Frontalmomente für alle Probanden

Die Zeitpunkte der maximalen valgisierenden Wirkung der Orthese ( $t_{M_{\text{valg\_Max}}}$ ) variieren beträchtlich zwischen den einzelnen Probanden (Tab. 31). Die Standardabweichung um den gemittelten Zeitpunkt von 35% GZ ist mit 17% entsprechend groß. Bei Schwankungen zwischen den Extremwerten von 7% und 50% GZ deutet der Mittelwert von 35% GZ für unser Kollektiv auf eine tendenzielle Lokalisation des Zeitpunktes maximaler Wirkung zum Ende der Standphase hin. Der berechnete Median liegt bei 41%.

Die individuellen Zeitpunkte der maximalen externen Frontalmomente variieren ebenfalls stark. Die Standardabweichung um den Mittelwert von 21% GZ beträgt 12%. Zu berücksichtigen ist hierbei, dass bei allen Probanden grundlegend vom Vorliegen zweier Maxima auszugehen ist (Tab. 31).

Der Vergleich von  $t_{M_{\text{valg\_Max}}}$  und  $t_{M_{\text{x\_Max}}}$  der Einzelprobanden macht deutlich, dass die maximale Wirkung der Orthese häufig nicht mit dem Zeitpunkt der maximalen externen Frontalmomente übereinstimmt. Die rechnerische Aufarbeitung bestätigt mit einem Bestimmtheitsmaß von  $R^2 = 0,086$  das Fehlen eines linearen Zusammenhangs. Aufgrund der Abhängigkeit des relativen valgisierenden Orthesenmoments  $R_{M_{\text{valg}}}$  von diesen beiden Parametern schwanken auch die entsprechenden Prozentwerte stark (Tab. 31).

## 5 Diskussion

In dieser Arbeit wurde an 16 Patienten mit medialer Gonarthrose die Funktion der knieentlastenden Orthese "Genu-Arthro" getestet. Zu diesem Zweck berechneten wir kinetische und kinematische Messparameter der Ganganalyse sowie die Größe des valgisierenden Orthesenmoments an einer nicht instrumentierten, handelsüblichen Orthese.

Die große Bedeutung entlastender Kniegelenk-Orthesen im Gesamtbehandlungskonzept von Patienten mit medialer Gonarthrose begründet sich im Wesentlichen durch den mit diesem Hilfsmittel realisierten, kausalen Therapieansatz und die hierdurch hervorgerufenen positiven klinischen Effekte.

Der Ganganalyse fällt gegenüber beispielsweise an Röntgenbildern statisch erhobenen Messgrößen unbestritten ein höherer Stellenwert zu. Erst dieses Verfahren erlaubt durch Einbeziehung aller unter dynamischen Bedingungen entstehenden Einflussfaktoren auf die Berechnung der resultierenden Gelenkkräfte die genaue Einschätzung ihrer Größe. (Andriacchi et al. 2000; Rauber und Kopsch 1987; Schultz et al. 2003).

Aus der Vielzahl messbarer Parameter wurde der Größe des externen Frontalmoments im Rahmen der bisherigen biomechanischen Untersuchungen zur medialen Gonarthrose besondere Beachtung geschenkt. Die auffällige Korrelation einer Vergrößerung seines Wertes sowohl mit der Lastverteilung in das mediale Kompartiment als auch mit der folgenden, strukturell knöchernen Anpassung im Kniegelenk (Andriacchi et al. 2000; Crenshaw et al. 2000; Hurwitz et al. 1998) begründet seine besondere Stellung als disponierender Faktor, Prädiktor und Verlaufsparemeter (Ahlback 1968; Harrington 1983; Hart et al. 1995; Noyes et al. 1992; Prodromos et al. 1985; Sharma et al. 1998). Aus einer Arbeit von Kaufmann et al. geht hervor, dass sich eine Vergrößerung des Frontalmoments bei einem gemischten und nach Lokalisation des Gelenkbefalls nicht näher spezifizierten Kollektiv im Gegensatz zu den Erhebungen an selektierten Untersuchungsgruppen

mit medialer Gonarthrose nicht nachweisen lässt (Kaufmann et al. 2001). Dieser Sachverhalt legt den Rückschluss nahe, dass die Vergrößerung des externen Frontalmoments spezifisch mit der unikompartimentalen, medialen Gonarthrose, nicht aber mit anderweitig lokalisierten Kniearthrosen in Zusammenhang steht. Der von uns für die betroffene Seite gemessene Wert von 0,63 Nm/ kg entspricht ebenso wie die relative Vergrößerung gegenüber dem gesunden, kontralateralen Bein um 0,1 Nm/ kg im Wesentlichen den Angaben in der bisher hierzu veröffentlichten Literatur (Gaasbeek et al. 2007; Lindenfeld et al. 1997; Sharma et al. 1998). Ob es sich bei diesen Abweichungen vom Normwert um Ursache, Disposition oder Folge handelt, lässt sich nicht sicher sagen (Guo et al. 2007; Harrington 1983; Hart et al. 1995; Johnson et al. 1980; Sharma et al. 1998; Wang et al. 1990).

Auch in der Mehrzahl der bisher publizierten Arbeiten zur Wirkung knieentlastender Orthesen, wurde das externe Frontalmoment als Messparameter berücksichtigt (Gaasbeek et al. 2007; Hamann 2003; Hewett et al. 1998; Lindenfeld et al. 1997; Pollo et al. 1994; Pollo et al. 2002; Self et al. 2000). Verantwortlich hierfür ist die bisher allgemein akzeptierte Begründung zur Wirkung knieentlastender Orthesen. Sie basiert auf der Annahme, dass es durch das von der Orthese erzeugte, gegensinnig wirkende Moment zu einer Reduktion des extern varisierenden Kniemoments mit Umverteilung der Gelenklast in das nicht betroffene Kompartiment kommt. Eine entsprechende Reduktion des externen Frontalmoments mit statistischer Signifikanz konnte in den Arbeiten von Lindenfeld et al. und Self et al., nicht aber bei Hamann, Hewett et al. und Pollo et al. nachgewiesen werden (Hamann 2003; Hewett et al. 1998; Lindenfeld et al. 1997; (Pollo et al. 1994; Pollo et al. 2002; Self et al. 2000). Mögliche Ursachen für die widersprüchlichen Ergebnisse der verglichenen Arbeiten sind Unterschiede in den Konstruktionen und Eigenschaften der untersuchten Orthesen, in der Methodik und Auswertung oder aber im Ausmaß der beim Gehen eingesetzten Schonmechanismen. Bei vergleichender Betrachtung ist außerdem zu berücksichtigen, dass die in den verschiedenen Erhebungen für das Frontalmoment angeführten Werte entweder als Mittelwert über die Zeit (Lindenfeld et al. 1997; Hewett et al. 1998; Gaasbeek et al. 2007), Wert zu einem definiertem Zeitpunkt (Self et al. 2000; Hamann 2003) oder aber als Spitzenwert (Pollo et al. 2002; Gaasbeek et al. 2007) erhoben und angegeben wurden. In unserem Kollektiv ergab sich durch den Einsatz der Genu-Arthro-Orthese ausschließlich zum Maximum der späten Standphase mit  $< 0,05$  Nm/kg eine allenfalls marginale und nicht signifikante Reduktion des externen Frontalmoments. Dieses Ergebnis entspricht weitestgehend den Beobachtungen von Hamann und Hewett et al. und unterstützt in der offenen Diskussion um die Bedeutung des externen Frontalmoments den Standpunkt von Pollo et al.. Sie postulieren aufgrund fehlender Signifikanz der von ihnen gemessenen Reduktion des Varusmoments von 7 %, dass die Wirkung der Orthesen weniger auf eine Reduktion des extern varisierenden Moments sondern vielmehr auf die Kompensation eines Teils des internen Moments zurückzuführen ist (Pollo et al. 2002).

Zur Bewertung der Belastbarkeit von Kniegelenken an Patienten mit medialer Gonarthrose wurde bisher selten, das in der Sagittalebene wirkende flektierende Moment herangezogen. Hinweise auf die diesbezüglich möglicherweise große und somit bisher unterschätzte Bedeutung dieses Parameters gehen aus der Arbeit von Kaufmann et al. hervor (Kaufmann et al. 2001). Sie wiesen an ihrem gemischten und nach Lokalisation der Gonarthrose nicht näher spezifizierten Kollektiv eine Reduktion des flektierenden Kniemoments sowohl beim Gehen in der Ebene als auch auf der Treppe nach und interpretierten dies als Schonverhalten durch Minimierung der Gelenkkräfte. Das mittlere flektierende Moment des betroffenen Beines in unserer Untersuchung an Patienten mit medialer

Gonarthrose erwies sich entsprechend diesen Beobachtungen gegenüber der kontralateralen Seite um 0,2 - 0,25 Nm/kg als statistisch signifikant verringert. Dieses Resultat wird durch die Ergebnisse der ebenfalls an Patienten mit medialer Gonarthrose durchgeführten Erhebungen von Hamann, Pollo et al. und Hillstrom et al. bestätigt (Hamann 2003; Hillstrom et al. 2000; Pollo et al. 1994). Möglicherweise stellt die Reduktion des Flexionsmoments auch bei Patienten mit medial lokalisierter Gonarthrose einen potentiellen Schonmechanismus dar und kann als messbarer Indikator für eine verringerte Belastbarkeit angesehen werden. Obwohl gerade die Größe des Kniebeugewinkels in enger Beziehung zur Größe des sagittalen Kniemoments steht, offenbart der Vergleich des Kniewinkels der betroffenen mit dem der nicht betroffenen Seite in unserer Untersuchung trotz des unterschiedlichen Resultats für das Sagittalmoment eine nur unwesentliche und zudem nicht signifikante Abweichung. Auch Kaufmann et al. wiesen in ihrem Arthrose-Kollektiv eine Reduktion des flektierenden Sagittalmoments ohne wesentliche Veränderung des zugehörigen Kniebeugewinkels nach. Sie gehen davon aus, dass die Reduktion des Kniebeugewinkels durchaus eine potentielle Schonstrategie darstellt, diese von den Betroffenen jedoch erst bei fortgeschrittenem Grad der Arthrose eingesetzt wird.

Beim Tragen der Orthese wurde bei unseren Patienten eine Vergrößerung des flektierenden Drehmoments am betroffenen Bein von 0,23 Nm/kg auf 0,33 Nm/kg gemessen. Trotz fehlender statistischer Signifikanz ist dieser biomechanische Effekt aufgrund seiner Eindeutigkeit in der Tendenz möglicherweise trotzdem als Ausdruck einer sofortigen Steigerung der Belastbarkeit durch die Genu-Arthro zu bewerten. Im Gegensatz zu diesen Beobachtungen konnte Hamann einen solchen Soforteffekt durch die von ihm untersuchte Bledsoe-Thruster-Orthese im Rahmen von drei in zeitlichem Abstand und unabhängig voneinander durchgeführten ganganalytischen Untersuchungen während des 24-wöchigen Studienverlaufs nicht nachweisen. Andererseits ergab sich im Verlauf seiner Nachuntersuchungen eine signifikante Zunahme des Flexionsmoments beim Gehen ohne Orthese. Diese ist am ehesten als nachhaltiger, therapeutischer Effekt durch die vorherige Tragezeit der Orthese zu bewerten (Hamann 2003). Die hier beschriebenen grundlegenden Unterschiede im zeitlichen Auftreten der Wirkung dieser zwei Orthesen sind am ehesten auf konstruktive Unterschiede zurückzuführen. Möglicherweise ließe sich ein langfristig therapeutischer Effekt durch die Genu-Arthro für das Gehen ohne Orthese in einem entsprechenden Studiendesign nachweisen.

Weitere Hinweise im Hinblick auf das Ausmaß der Belastbarkeit des Kniegelenks ergeben sich aus unseren Beobachtungen zur Größe der Bodenreaktionskräfte, hierbei insbesondere dem bremsenden Anteil ihrer horizontalen Komponente sowie den Zeit-Distanz-Parametern. Ohne Ausnahme spiegeln die Messergebnisse für horizontale Bodenreaktionskraft, Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge neben verminderter Belastbarkeit und Schonverhalten bei medialer Kniegelenksarthrose die sofortige Mehrbelastbarkeit beim Tragen der Orthese wider. Die offensichtlichen Parallelen der Ergebnisse zum Sagittalmoment, zur horizontalen Bodenreaktionskraft, Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge unterstreichen eine enge Beziehung zwischen diesen Messgrößen.

Viele der auf dem Markt verfügbaren Orthesenmodelle besitzen zur Verbesserung der Dosierbarkeit der von ihnen erzeugten valgusierenden Kraft variable Einstellmöglichkeiten. Für die von uns untersuchte Genu-Arthro-Orthese wiesen wir mit Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Symmetrie, bremsendem Anteil der horizontalen Bodenreaktionskraft und valgusierendem Orthesenmoment an einer Selektion biomechanischer Parameter eine Steigerung der Wirkung durch Optimierung ihrer Einstellung nach. Lediglich beim bremsenden Sagittalmoment war der für die Alltagseinstellung gemessene positive Effekt deutlich größer als in optimierter Einstellung.

Seit Einführung knieentlastender Orthesen im Jahre 1989 wurde nach unserer Erkenntnis erst in zwei Arbeiten überhaupt eine Quantifizierung der Größenordnung ihrer Wirkung vorgenommen (Pollo et al. 2002; Self et al. 2000). Infolgedessen war es uns ein zentrales Anliegen, die durch die Genu-Arthro valgierend- wirkenden Biegemomente während der Standphase zu berechnen, um so eine indirekte Einschätzung ihrer Wirkstärke unter dynamischen Bedingungen zu ermöglichen. Die Verläufe der entsprechenden Individualkurven zeigen im Hinblick auf Stärke und zeitliche Struktur starke Unterschiede. Dieser Sachverhalt spiegelt am ehesten die aus der Praxis bekannten Probleme bei der Versorgung von Patienten mit anatomisch bedingten Unterschieden der Passformeigenschaft von Kniegelenk-Orthesen und den daraus resultierenden Abweichungen in der funktionellen Wirkung wider (Schmalz et al. 2008). Das von uns über die Zeit gemittelte valgisierende Orthesenmoment von 0,053 Nm/kg entspricht in seiner Größenordnung den von Self et al. für die ersten 80 % der Standphase angegebenen Werten, die zwischen 0,038 und 0,05 Nm/kg liegen (Self et al. 2000). Der Unterschied gegenüber 0,078 Nm/kg und 0,15 Nm/kg bei angenommenen 75 kg Körpergewicht in der Arbeit von Pollo et al. ist wesentlich deutlicher (Pollo et al. 2002). Möglicherweise ist diese Abweichung auf Unterschiede in konstruktionsbedingten Eigenschaften der verwendeten Orthesen und/ oder der Messmethodik zurückzuführen. Im Gegensatz zu den an instrumentierten Orthesen durchgeführten Untersuchungen von Pollo et al. und Self et al. bestimmten wir das valgisierende Orthesenmoment zum ersten Mal direkt und individuell an den von Patienten im Alltag verwendeten Orthesen.

Gerade zum Zeitpunkt des maximal varisierenden Moments wird das Kniegelenk einer enormen Belastung ausgesetzt. Demzufolge wäre eine zeitgleiche, möglichst große valgisierend wirkende Kraft zur Kompensation durch die Orthese wünschenswert. Da aber dem für diese Phase des Gangzyklus von uns bestimmten mittleren, valgisierenden Orthesenmoment von 0,042 Nm/kg ein mit 0,65 Nm/kg etwa 15-fach größerer Wert für das extern varisierende Kniemoment gegenüber steht, wird diese Bedingung offensichtlich nicht erfüllt. Zudem offenbart die in diesem Zusammenhang durchgeführte Berechnung der zeitlichen Lokalisationen vom maximal varisierenden Kniemoment und maximal valgisierenden Orthesenmoment im Gangzyklus mit 34,6 % und 20,6 % einen deutlichen Abstand zwischen beiden Zeitpunkten. Augenscheinlich besteht diesbezüglich weiterer konstruktiver Optimierungsbedarf. Aus der Arbeit von Hamann geht hervor, dass durch zielgerichtete Konstruktion einer Orthese die maximale Kraft zur Optimierung ihrer Wirksamkeit planmäßig zu einem gewählten Zeitpunkt freigesetzt werden kann (Hamann 2003).

Zur Beschreibung der Wirksamkeit knieentlastender Orthesen verwendeten wir mit dem relativen valgisierenden Orthesenmoment in Anlehnung an das hierfür von Pollo et al. eingeführte "Net Knee Moment" eine geringfügig modifizierte Darstellung. Während Pollo et al. die Differenz der Absolutwerte von extern varisierendem Kniemoment und valgisierendem Orthesenmoment bildete, berechneten wir den prozentualen Anteil vom zeitgleichen, extern varisierenden Moment. Der von uns ermittelte Wert zum Zeitpunkt des maximalen, extern varisierenden Moments betrug 7,3 %. Dies entspricht tendenziell der von Pollo et al. angegebenen Größenordnung zwischen 13 % und 20 %, für diesen Zeitraum (Pollo et al. 2002). Die enorme Schwankungsbreite der zwischen 0 % und 26,1 % lokalisierten Individualwerte stellt eine Parallele zu den bereits erwähnten Unterschieden in den Verläufen der Individualkurven für das valgisierende Orthesenmoment dar.

Mit dem Einsatz einer auf der kontralateral zur betroffenen Seite geführten Unterarmgehstütze untersuchten wir einen weiteren bewährten, konservativen Therapieansatz im Hinblick auf seine biomechanische Wirkung. Der Vergleich der Ergebnisse mit den für die Genu-Arthro-Orthese ermittel-

ten Resultaten zeigt grundlegende Unterschiede bezüglich der therapeutischen Ansatzpunkte bei der Hilfsmittel. Im Gegensatz zu der beschriebenen sofortigen, deutlichen und signifikanten Steigerung der Belastbarkeit des betroffenen Beines mit Orthese führt der Gebrauch der Unterarmgehstütze zur Abnahme der Werte der entsprechenden Ganganalyse- und Zeit- Distanz - Parameter im Sinne einer Entlastung des betroffenen Kniegelenks. Hervorzuheben ist hierbei insbesondere die deutliche und signifikante Reduktion des vergrößerten Frontalmoments der betroffenen Seite durch die Unterarmgehstütze, während an dieser Stelle jeglicher Einfluss durch die Orthese fehlt. Aufgrund der für beide Hilfsmittel nachgewiesenen klinischen Wirksamkeit erscheint der therapeutische Einsatz sowohl für die Unterarmgehstütze als auch die Genu-Arthro gerechtfertigt. Im Hinblick auf eine differenzierte Indikationsstellung in Abhängigkeit von Ausgangssituation und erwünschtem Effekt ergibt sich an dieser Stelle für die Zukunft weiterer Forschungsbedarf. Als Nebeneffekt beobachteten wir beim Gehen mit Unterarmgehstütze ab Mitte der Standphase bis zum zweiten Maximum eine deutliche und hochsignifikante Vergrößerung des Frontalmoments auf der Gegenseite. Dieser Reaktion muss wegen möglicher schädigender Einflüsse auf ein klinisch bis dahin gegebenfalls unauffälliges, kontralaterales Kniegelenk bei der Versorgung mit einer Knieorthese unbedingt Rechnung getragen werden.

Nach Erfassung und Auswertung der Resultate unterzogen wir unser methodisches Vorgehen insbesondere bei der von uns neu eingeführten direkten Bestimmung der Orthesen-Verformung zur Berechnung des valgisierenden Orthesenmoments in vivo einer kritischen Analyse. Die Messungen zur Bestimmung der individuellen Orthesen-Compliance erfolgten unabhängig von der Ganganalyse in zwei-dimensionalen Betrachtung unter standardisierten Bedingungen in einem Kraftmessstand. Mit den so erhobenen Werten, dem Hebelarm der Orthese und der in der Ganganalyse gemessenen Orthesen-Verformung berechneten wir im Weiteren das valgisierende Orthesenmoment beim Gehen. Hierbei darf nicht außer Acht gelassen werden, dass es bei der Ganganalyse durch suboptimale Passformeigenschaft zu Verschiebungen der Orthese mitsamt den zur Detektion der Verformung angebrachten Markern kommt und der drei-dimensional gemessene Verformungsweg der Orthese nicht zwangsläufig der vorher im Kraftmessstand bestimmten Verformung entspricht. Die weitere Berechnung erlaubt somit nur in Annäherung die Bestimmung der tatsächlichen Wirkstärke der Orthese.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die große Bedeutung valgisierender Knie-Orthesen für die Behandlung medialer Gonarthrosen durch unsere Ergebnisse einmal mehr unterstrichen wird. Zur Beantwortung der Frage nach der biomechanischen Wirkungsweise bestimmten wir erstmalig die Größe des valgisierenden Moments entsprechend der realen Alltagssituation an der individuellen und nicht instrumentierten Orthese des Probanden. Hierbei bestätigte sich abermals die Annahme, dass die Größe der von der Orthese ausgeübten Kraft nicht ausreicht, um das extern varisierende Kniemoment zu beeinflussen. Dieser Sachverhalt wird durch ein relatives valgisierendes Orthesenmoment von 7-10 % unterstrichen. Bei dieser Größe handelt es sich um die von uns als geringfügige Modifikation eingeführte Darstellung vom Anteil des valgisierenden

Orthesenmoments am zeitgleichen, extern varisierenden Kniemoment in Prozent. Der Wirkmechanismus der Orthese ist am ehesten darin zu sehen, dass ein Teil des internen Kniemoments kompensiert wird und auf diesem Wege die klinische Verbesserung erfolgt. Anhand verschiedener ganganalytischer Parameter, insbesondere des flektierenden Kniemoments, wiesen wir eine sofortige Steigerung der Belastbarkeit des betroffenen Kniegelenks durch die Genu-Arthro-Orthese nach. In der Befragung mittels visuell analoger Skala zeigte sich eine signifikante Schmerzreduktion beim Gehen mit Orthese.

## 6 Zusammenfassung

Die Varusgonarthrose ist eine der häufigsten degenerativen Erkrankungen und führt so zu enormen volkswirtschaftlichen Belastungen in den verschiedenen Ländern. Bei großem Bedarf an Prävention und Therapie steht eine Vielzahl an operativen und konservativen Maßnahmen zur Verfügung. Gemeinsames Therapieziel ist, dem Patienten ein schmerzfreies, zumindest aber schmerzarmes Leben mit einem hohen Maß an Mobilität im Alltag und in der Freizeit zu ermöglichen. Bei Anerkennung der Tatsache, dass die Entstehung und das Fortschreiten der Varusgonarthrose durch vergrößerte Varusmomente und den konsekutiv erhöhten Gelenkdruck erheblich gefördert werden, stehen lastreduzierende Maßnahmen im Sinne kausaler Behandlung im Vordergrund.

Von operativer Seite stehen hierfür vor allem Korrekturen von Achs-Fehlstellungen zur Reduktion des belastenden Varusmoments zur Verfügung. Diese so genannten Umstellungsosteotomien sind anerkannte und etablierte operative Verfahren, die neben der Reduzierung des Frontalmoments eine Entlastung des medialen Kompartiments und die Bildung von Ersatzknorpel bewirken. Aufgrund der mit diesen Eingriffen verbundenen Probleme wie beispielsweise hohe Kosten, unterschiedliche Erfolgsraten, lange Ausfallzeiten sowie die postoperative Morbidität mit schwierigen Revisionseingriffen fällt auch der lastreduzierenden, konservativen Therapie Bedeutung zu. Überdies gibt es Patienten, bei denen Kontraindikationen für ein operatives Vorgehen vorliegen oder denen der damit verbundene zeitliche Aufwand zu hoch erscheint. Grundlegend ist die konservative Therapie nicht als Konkurrenz, sondern als Ergänzung zum operativen Vorgehen zu verstehen.

Neben den Schuheinlagen mit Außenranderrhöhung und der Sprunggelenksorthese haben sich in den letzten Jahren die knieentlastenden valgusierenden Orthesen als kausal wirksame Methode etabliert. Entscheidend hierfür war nicht zuletzt der in vielen Studien aufgezeigte klinische Erfolg im Sinne von Schmerzreduktion und funktioneller Verbesserung. Der genaue biomechanische Wirkmechanismus dieses Hilfsmittels über das bekannte Drei-Punkt-Wirkprinzip hinaus wird umstritten diskutiert. Während in einem Teil der Veröffentlichungen eine Reduktion des extern varisierenden Kniemoments postuliert wird, können andere Untersuchungen dies nicht bestätigen und vertreten vielmehr die Annahme, dass durch die Orthese ein Teil des internen Kniemoments kompensiert wird.

Basierend auf einer umfassenden Literaturrecherche in der Medline im Zeitraum seit 1966 stellten wir in unserer Arbeit die wesentlichen Ergebnisse klinischer und biomechanischer Studien für den entsprechenden Zeitraum in tabellarischer Form dar.

Zur Beantwortung der Frage nach dem biomechanischen Wirkprinzip knieentlastender Orthesen beobachteten wir 16 Patienten mit medialer Gonarthrose unter der Belastung des Gehens mittels Ganganalyse. Neben den für diese Entität spezifischen Veränderungen relevanter ganganalytischer Messgrößen konnten wir den Einfluss der knieentlastenden Orthese Genu-Arthro auf diese Messparameter aufzeigen.

Entsprechend den Angaben in der Literatur zeigten auch wir mit unseren Erhebungen die spezifische Vergrößerung des externen Frontalmoments bei unikompartimentaler medialer Gonarthrose. Überdies bestätigt das Fehlen einer signifikanten Reduktion des extern varisierenden Moments bei Verwendung der Genu-Arthro in unserer Messung die Annahme, dass eine valgisierende Knieorthese nicht in der Lage ist, Varusmomente in physiologischer Größenordnung zu reduzieren. Gleichzeitig wird hierdurch die Hypothese, dass es durch die Orthese allenfalls zur Kompensation eines Teils der internen Momente kommt, unterstützt. Eine Bedeutung des extern varisierenden Kniemoments zur biomechanischen Begründung einer klinischen Besserung oder aber zur Objektivierung einer Belastbarkeitssteigerung durch die Verwendung einer Knieorthese scheint demnach nicht gegeben. Gleichzeitig konnten wir durch Nachweis einer signifikanten Reduktion des Flexionsmoments der betroffenen gegenüber der nicht betroffenen Seite an unseren Patienten ohne Orthese zeigen, dass diese Reduktion einen potentiellen Schonmechanismus nicht nur bei allgemeiner Kniearthrose, sondern auch bei medial lokalisierter Gonarthrose repräsentiert. Sie kann somit gegebenenfalls als messbarer Indikator für eine verringerte Belastbarkeit angesehen werden. Die in der Tendenz eindeutige Vergrößerung des Flexionsmoments bestätigte trotz fehlender Signifikanz, dass die knieentlastende Orthese Genu-Arthro eine sofortige Steigerung der Belastbarkeit bewirkt. Diese für das Flexionsmoment gemachten Beobachtungen wurden durch die Ergebnisse unserer Messungen zur Größe der horizontalen Bodenreaktionskraft, Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge mit und ohne Orthese bestätigt. Auch hierbei zeigte die Reduktion der entsprechenden Messwerte ohne Orthese das Schonverhalten bei medialer Kniegelenksarthrose und die Vergrößerung mit Orthese die sofortige Mehrbelastbarkeit.

Zur Quantifizierung der Größenordnung der Wirkung der Orthese berechneten wir aus der im Kraftmessstand bestimmten individuellen Orthesensteifigkeit und der Verformung der Orthese während der Standbeinphase in vivo mittels Ganganalyse das valgisierende Orthesenmoment. Die von uns ermittelten Werte bestätigen in ihrer Größenordnung die bisherigen Angaben in der Literatur. Wir verglichen dabei zusätzlich das valgisierende Orthesenmoment mit dem zeitgleich einwirkenden externen, varisierenden Moment. Das so genannte relative valgisierende Orthesenmoment drückten wir im Gegensatz zu den in der Literatur angegebenen Absolutwerten in Prozent aus. Es zeigte sich bei unserer Erhebung eine deutliche Diskrepanz der zeitlichen Lokalisationen maximaler Orthesenwirkung und der maximal varisierenden Kniemomente.

Die Untersuchung der Wirkung einer kontralateral zur betroffenen Seite geführten Unterarmgehstütze offenbarte im Gegensatz zu dem beobachteten belastungssteigernden Effekt durch die Orthese eine totale Entlastung des betroffenen Beines. Dabei zeigte sich eine deutliche und hochsignifikante Vergrößerung des Frontalmoments auf der Gegenseite, welche bei der Verordnung von entsprechenden Hilfsmitteln Berücksichtigung finden sollte.

## 7 Anhang

### 7.1 Abkürzungsverzeichnis

A	rechtwinkliger Abstand des Vektors der Bodenreaktionskraft zur Kniemitte
AAOS	American Academy of Orthopedic Surgeons
Abb.	Abbildung
ACL	Anterior cruciate ligament
ADL	Activities of daily living
AE	Gang mit Alltagseinstellung der Orthese
AG	Aktiengesellschaft
Anpass.	Anpassung
a.p.	anterior-posterior (entsprechend: von vorne nach hinten)
Arthr.	Arthrose
asc.	ascend (hinaufgehen)
Assoc.	Association
b.	betroffen
b. Bed.	bei Bedarf
betr.	betroffene Seite
BW	bodyweight (Körpergewicht)
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
C	Orthesensteifigkeit
ca.	circa
CH	Confoederatio Helvetica
cm	Zentimeter, centimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratcentimeter
C <sub>ORTH</sub>	Orthesencompliance (entspricht der Federkraftkonstanten)
desc.	descend (hinuntergehen)
electr.	Oberflächenelektroden des EMG Systems
EMG	Elektromyographie
et al.	(lateinisch: et alii) und andere
Eval.	Evaluation, evaluation (Erhebung)
EXT.	EMG-Signalempfänger und Software

Ext.	Extension
F	allgemein verwendetes Symbol für Kraft
$F_0$	entspricht einer eingeleiteten Kraft vom Ausmaß 0
$F_{ap}$	anterior-posteriore Bodenreaktionskraft
$F_e$	Federwaage
FED	Differenz zwischen Beuge und Streckmaximum zweier Messungen
$F_{Gel}$	resultierende Gelenkkraft
$F_{GRF}$	Bodenreaktionskraft
$F_i$	Eingeleitete Kraft zur Deformation der Orthese im Kraftmessstand oder zur Fixierung der Orthese am Bein
$F_L$	laterale Kompartment- oder Gelenkkraft
flekt.	flektierend
$F_m$	mediale Kompartment- oder Gelenkkraft
$F_{ml}$	medio-laterale Bodenreaktionskraft
$F_{Orth}$	Rückstellkraft der Orthese
$F_{ORTH0}$	Ausgangskraft ohne eingeleitete Kraft $F_0$ nach Abzug des Gewichts des Federkraftmessers
$F_{ORTHi}$	Eingeleitete Zugkraft zur Verformung der Orthese (entspricht der Rückstellkraft der Orthese nach Einleitung der Kraft $F_i$ )
$F_{ORTH}(t)$	Rückstellkraft der Orthese über die Zeit während des Gangzyklus
$F_Q$	Kraft des Musculus quadriceps
$F_t$	die über den sehnigen Tractus iliotibialis übertragene Kraft der Musculi gluteus maximus und tensor fasciae latae
$F(t)$	auf die Orthese einwirkende Kräfte über die Zeit während des Gangzyklus
FTW	femuro-tibialer Schaftwinkel
$F_{vert}$	vertikale Bodenreaktionskraft
g	Gramm
GB	Great Britain
Geb.	geborene
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GRF	ground reaction force (Bodenreaktionskraft)
GZ	Gangzyklus
$H_2O$	Wasser
hochsign.	hochsignifikant

HSS	Hospital for Special Surgery Score
HT	hight (Größe)
Hz	Hertz
i	Wertepaar der Zugkraft $F_i$ und der dazugehörigen Deformation ( $X_0-X_i$ )
IM	Innenmeniskus
indiv.	individuell
Jap.	Japanese
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
km	Kilometer
kontralat.	kontralateral
Kontrollgr.	Kontrollgruppe
KPW	Kondylen-Plateauwinkel
lat.	lateral
LED	Light Emitting Diode
li.	links
LO	Länge des Orthesenoberteils entsprechend dem Abstand $M_1$ zu $M_2$ , (entspricht in Annäherung $L_{ORTH}$ )
$L_{ORTH}$	Länge des Orthesenoberteils von Pelottenzentrum, bis Mitte proximaler Fixationsgurt
LV	Ladungsverstärker
m	Meter
m.	musculus
M1	Marker am proximalen Wirkungspunkt der nach lateral wirksamen Kraft
M2	Marker am Orthesengelenk
M3	Marker am distalen Wirkungspunkt der nach lateral wirksamen Kraft
mä	männlich
max.	maximal
Max	Maximum
Max1_Mx	erstes Maximum des externen Frontalmoments
$M_B$	Moment der brace bzw. der Orthese
med.	medial
$M_{ext}$	externes Kniemoment
min	Minute

$M_{\text{int}}$	internes Kniemoment
Mio.	Millionen
mittl.	mittlere
mm	Millimeter
Mm.	musculi
mod.	moderate
Mon.	Monat
Mrd.	Milliarden
MRI	Magnetic Resonance Imaging (entspricht Kernspintomographie)
MS	Microsoft
$M_{\text{sag}}$	sagittales Kniemoment
$M_v$	varisierendes Moment
$M_{\text{valg}}$	valgisierendes Orthesenmoment
$M_{\text{valg\_Max}}$	maximales valgisierendes Orthesenmoment
$M_{\text{valg\_mean}}$	mittleres valgisierendes Orthesenmoment
$M_{\text{VALG}}(t)$	valgisierendes Orthesenmoment über die Zeit während des Gangzyklus
$M_{\text{valg\_t-Mx\_Max}}$	valgisierendes Orthesenmoment zum Zeitpunkt des maximalen externen Moments
$M_{\text{var}}$	externes Varusmoment
$M_x$	frontales Kniemoment
$M_{x,\text{Max}}$	maximales frontales Kniemoment
$M_{x,\text{valg}}$	Doppelbeschriftung für die gemeinsame y-Achse für $M_x$ und $M_{\text{valg}}$
N	Newton
n	number (Anzahl)
n.	nicht
nat.	Naturwissenschaft
n.b.	nicht betroffene Seite
Nm	Newtonmeter
nm	Nanometer
NSAID	non steroidal antiinflammatory drug (nicht steroidales entzündungshemmendes Medikament)
o.	oder
OA	osteoarthritis
Obersch.	Oberschenkel
OE	Gang mit Orthese in optimierter Einstellung

OO	Gang ohne Hilfsmittel
OP	Operation
Orth.	Orthese
Orthop.	Orthopaedic
OS	Oberschenkel
OSG	oberes Sprunggelenk
P	Patienten
p	Wert für die Irrtumswahrscheinlichkeit, der im t-Test ermittelt wurde (s. auch p-Wert)
p.a.	posterior-anterior
Pat.	Patienten
PCP	Primäre chronische Polyarthritis
PCL	posterior cruciate ligament
phys.	Physical
Pkt.	Punkte
$P_L$	Punkt der proximalen nach lateral gerichteten Kraftwirkung
p-Wert	Wert für die Irrtumswahrscheinlichkeit, der im t-Test ermittelt wurde (s.auch p)
R	Korrelation
$R^2$	Korrelationskoeffizient
re.	rechts
Reeval.	Reevaluation
$R_{Mvalg}$	Relatives valgusierendes Orthesenmoment
S	Teilkörperschwerpunkt
s	Sekunde
s.	siehe
s. Abb.	siehe Abbildung
s. Kap.	siehe Kapitel
s.Tab.	siehe Tab.
Sek.	Sekunde
sev.	Severe
sign.	signifikant
$\sin \alpha_0$	Winkel zwischen der Geraden M1-M2 und der Verlängerung der Geraden M3-M2, welcher in der Standmessung vor Fixierung der Orthese ermittelt wird
$\sin \alpha_{(t)}$	Winkel zwischen der Geraden M1-M2 und der Verlängerung der Geraden M3-M2, welcher in der Ganganalyse bestimmt wird

Stabw	Standardabweichung
Std	Stunden
T	Probanden
t	time
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
$t_{M_{valg\_Max}}$	Zeitpunkt des maximal valgusierenden Moments der Orthese
$t_{M_x\_Max}$	Zeitpunkt des maximalen varisierenden Moments der Orthese
t-Test	statistischer Signifikanztest zur Ermittlung der Irrtumswahrscheinlichkeit
u.	und
UAG	Gang mit Unterarmgehstütze kontralateral ohne Orthese
Untersch.	Unterschenkel
USA	United States of America
V	velocity (Geschwindigkeit)
VAS	visuell-analoge Skala
VKR	Vordere Kreuzband-Ruptur
we	weiblich
WHO	Weltgesundheitsorganisation
WLAN	Wireless Local Area Network
Wo.	Woche
x	Steigungswert aus der Formel für die Regressionsgerade
$X_0$	Ausgangslänge einer definierten Strecke rechtwinklig zur Vertikalen durch die Knie- mitte bis $P_L$ in der Grundeinstellung der Orthese vor Krafteinleitung beispielsweise zur Fixierung
x-Achse	horizontale Achse im Koordinatensystem
$X_i$	Länge der Strecke bis $P_L$ bei verformter Orthese nach Krafteinleitung durch die Kraft $F_i$ beispielsweise im Rahmen der Fixierung der Orthese oder bei Bestimmung der Compliance im Kraftmessstand
$x_i(t)-x_0$	Hebelarm während der Standphase
X-ray	Röntgen
$X_{(t)}$	Länge der definierten Strecke bis $P_L$ bei verformter Orthese über die Zeit
y	Wert aus der Formel für die Regressionsgerade
y-Achse	vertikale Achse im Koordinatensystem
Zu	Zugseil

---

zus.	zusammen
$\alpha$	Winkel zwischen der Geraden M1-M2 und der Verlängerung der Geraden M3-M2
$\alpha_0$	Winkel zwischen der Geraden M1-M2 und der Verlängerung der Geraden M3-M2 in Grundeinstellung
$\alpha(t)$	Winkel zwischen der Geraden M1-M2 und der Verlängerung der Geraden M3-M2 in angezogener Position
$\Delta X$	Hebelarm der Orthese
$\Delta X_{\text{mean}}$	Hebelarm der Orthese $\Delta X$ ( $x_i(t)-x_0$ [mm]) über die Standphase gemittelt
$\Delta X_i$	Näherung der Deformation der Orthese bei Einleitung einer Kraft $F_i$ im Kraftmessstand durch Berechnung von $X_i - X_0$
1°	primär
2°	sekundär
3-D	dreidimensional
/	durch (pro)
I	römisch: eins
II	römisch: zwei
III	römisch: drei
IV	römisch: vier
V	römisch: fünf
=	gleich
>	größer als
$\geq$	gleich oder größer als
<	kleiner als
$\leq$	gleich oder kleiner als
~	ungefähr
*	Multiplikationssymbol
°	Winkelgrad
+	plus
-	minus
%	Prozent

## 7.2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungsverzeichnis		Seitenzahl
Abb. 1	Untergliederung der Standphase und deren Beziehung zum bilateralen Bodenkontakt (Perry 2003, S. 2)	15
Abb. 2 a	Traglinie	16
Abb. 2 b	femuro-tibialer Schaftwinkel	16
Abb. 3	Belastung des femuro-tibialen Gelenks im Zweibeinstand in der Frontalebene (in Anlehnung an Hamann 2003, S. 14)	17
Abb. 4	Belastung des femuro-tibialen Gelenks im Einbeinstand in der Frontalebene (in Anlehnung an Hamann 2003, S. 14)	18
Abb. 5	Belastung des femuro-tibialen Gelenks mit einem femuro-tibialen Winkel $>174^\circ$ , im Einbeinstand in der Frontalebene (in Anlehnung an Hamann 2003, S. 14)	19
Abb. 6	Modell zur Belastung des Kniegelenkes im medialen und lateralen Kompartiment unter Berücksichtigung der externen Frontalmomente und der internen Kniemomente (in Anlehnung an Pollo 2002, S. 418)	21
Abb. 7 a	Drei-Punkt-Prinzip der Orthese am Patienten	27
Abb. 7 b	Schema der Erzeugung eines den medialen Gelenkspalt entlastenden, valgisierenden Frontalmoments durch das Drei-Punkt-Prinzip	27
Abb. 8	Genu-Arthro-Gesamtbild	28
Abb. 9 a	Frontalansicht in Grundeinstellung beim Anlegen der Orthese	29
Abb. 9 b	Frontalansicht in angelegter Position mit aufgenommener	29
Abb. 10	Veränderung der Grundeinstellung durch den Techniker. Die Pfeile beschreiben die Rotation des Gestängemechanismus bei Zug an der Endkappe zur Ausrichtung der Gestängekrümmung aus der Sagittal- in die Frontalebene	30
Abb. 11	Schema des Ganglabors	32
Abb. 12	Kamerasystem mit rund um das Objektiv angeordneten LED-Elementen	33
Abb. 13	Markerposition für die Ganganalyse im Rahmen der Untersuchung der Genu-Arthro-Orthese	34
Abb. 14	Bestimmung der Rückstellkraft der Orthese im Kraftmessstand	35
Abb. 15 a	Schema der Versuchsanordnung zur Bestimmung der Rückstellkraft der Orthese sowie der Orthesendeformation; Ausgangssituation bei noch nicht eingeleiteter Kraft	36
Abb. 15 b	Schema der Versuchsanordnung zur Bestimmung der Rückstellkraft der Orthese sowie der Orthesendeformation; Endposition nach Verformung der Orthese durch die Kraft $F_{ORTH\ i}$	36
Abb. 16	Beispieldiagramm für die Kraft-Weg-Charakteristik einer Orthese ( $\Delta X_i = X_0 - X_i$ )	37

Abbildungsverzeichnis		Seitenzahl
Abb. 17	Orthese mit den Markern M1, M2, M3 bei der Statikmessung zur Bestimmung von $X_{(t)}-X_0$ ; Orthese in Grundeinstellung ohne Fixierung	38
Abb. 18 a	Schema der Versuchsanordnung zur Bestimmung des valgierend wirkenden Orthesenmoments; Orthese in Grundeinstellung ohne Fixierung	39
Abb. 18 b	Schema der Versuchsanordnung zur Bestimmung des valgierend wirkenden Orthesenmoments mit angezogenen Oberschenkelgurten zur Fixierung während der Ganganalyse	39
Abb. 19	Röntgenbild eines arthrotischen Kniegelenks mit einem nach außen offenen Kondylen-Plateauwinkel	42
Abb. 20	Röntgenbild eines arthrotischen Kniegelenks mit aufgehobenem Gelenkspalt (Raum zwischen den Pfeilspitzen) medial, im Sinne einer medialen Gonarthrose	42
Abb. 21	Röntgenbild mit eingezeichneten Schaftachsen und einem nach außen offenen femuro-tibialen Schaftwinkel	43
Abb. 22	Mittlere vertikale, horizontale und medio-laterale Bodenreaktionskraft ( $F_{GRF}$ [%BW]) gesunder Personen während des Gangzyklus	44
Abb. 23	Mittlerer Kniewinkel [Grad] in der Sagittalebene gesunder Personen während des Gangzyklus	45
Abb. 24	Mittleres frontales Kniemoment ( $M_x$ [Nm/kg]) gesunder Personen während des Gangzyklus	46
Abb. 25	Mittleres sagittales Kniemoment ( $M_{sag}$ [Nm/kg]) gesunder Personen	47
Abb. 26	Ergebnisse der klinischen Wirksamkeit der Orthese beim Gehen in der Ebene anhand der visuell-analogen Schmerzskala (VAS)	50
Abb. 27	Unterteilung der Probanden in 4 Gruppen nach Arthrosegrad	53
Abb. 28	Mittlere Gehgeschwindigkeit ( $V$ [m/s]) und Standardabweichungen unter den Bedingungen AE, OE, UAG und OO ( $n=16$ )	54
Abb. 29	Mittlere Schrittlänge [m] des betroffenen Beines ( $n=16$ ) gegenüber dem nicht betroffenen Bein unter den Bedingungen AE, OE, UAG und OO	55
Abb. 30	Mittelwertkurven der vertikalen Bodenreaktionskraft ( $F_{vert}$ [%BW]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie der Kontrolle durch OO n.b.	57
Abb. 31	Mittelwertkurven der vertikalen Bodenreaktionskraft ( $F_{vert}$ [%BW]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite	57
Abb. 32	Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in anterior-posteriorer Richtung ( $F_{ap}$ [%BW]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle	59
Abb. 33	Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in anterior-posteriorer Richtung ( $F_{ap}$ [%BW]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite	60
Abb. 34	Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in medio-lateraler Richtung ( $F_{ml}$ [%BW]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle	61

Abbildungsverzeichnis		Seitenzahl
Abb. 35	Mittelwertkurven der horizontalen Bodenreaktionskraft in medio-lateraler Richtung ( $F_{ml}$ [%BW]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite	62
Abb. 36	Mittelwertkurven der sagittalen Kniewinkel [Grad] aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle	64
Abb. 37	Mittelwertkurven der sagittalen Kniewinkel [Grad] aller Konditionen der nicht betroffenen Seite	64
Abb. 38	Mittelwertkurven der sagittalen Kniemomente ( $M_{sag}$ [Nm/kg]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite als Kontrolle	66
Abb. 39	Mittelwertkurven der sagittalen Kniemomente ( $M_{sag}$ [Nm/kg]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite	66
Abb. 40	Mittelwertkurven der frontalen Kniemomente ( $M_x$ [Nm/kg]) aller Konditionen der betroffenen Seite sowie ohne Orthese auf der nicht betroffenen Seite	68
Abb. 41	Mittelwertkurven der frontalen Kniemomente ( $M_x$ [Nm/kg]) aller Konditionen der nicht betroffenen Seite	69
Abb. 42	Mittlerer Zusammenhang zwischen der Rückstellkraft und der Verformung der Orthese	72
Abb. 43	Valgisierendes Orthesenmoment ( $M_{valg}$ [Nm/kg]) in optimierter Einstellung für alle 16 Probanden	73
Abb. 44	Mittelwertkurve und Standardabweichung für das valgisierende Orthesenmoment ( $M_{valg}$ [Nm/kg]) während der Standbeinphase in optimierter Einstellung	73
Abb. 45	Mittelwertkurven des Hebelarms $\Delta X_i(x(t)-x_0)$ [mm] in Alltagseinstellung und optimierter Einstellung der Orthese während der Standphase	74
Abb. 46	Über die Standphase gemittelter Hebelarm $\Delta X_{mean}(x(t)-x_0)$ [mm] bei Alltagseinstellung (AE) und optimierter Einstellung (OE) der Orthese	75
Abb. 47	Mittelwertkurven des valgisierenden Orthesenmoments ( $M_{valg}$ [Nm/kg]) in Alltags- (AE) und optimierter Einstellung (OE) der Orthese während der Standphase	76
Abb. 48	Valgisierendes Orthesenmoment ( $M_{valg}$ [Nm/kg]) bei Alltagseinstellung (AE) der Orthese und in optimierter Einstellung (OE) über die Standbeinphase gemittelt	76
Abb. 49	Relatives valgisierendes Orthesenmoment ( $R_{Mvalg}$ [%]) in Alltagseinstellung und optimierter Einstellung der Orthese während 15-50 % des Gangzyklus	77
Abb. 50	Relatives valgisierendes Orthesenmoment ( $R_{Mvalg}$ [%]) in Alltagseinstellung und optimierter Einstellung über 15-50% des Gangzyklus gemittelt	78
Abb. 51	Valgisierendes Orthesenmoment ( $M_{valg}$ ) bei optimierter Ortheseneinstellung in der Standbeinphase in Relation zum externen Frontalmoment ( $M_x$ ) und der Kniewinkelkurve über den Gangzyklus	79

Abbildungsverzeichnis		Seitenzahl
Abb. 52	Relatives valgisierendes Orthesenmoment bei optimierter Einstellung in der Standphase zwischen 35 und 50% des Gangzyklus	80
Abb. 53	Valgisierendes Orthesenmoment (Mvalg_mean), gemittelt über die Standphase, gegenüber dem maximalen valgisierenden Orthesenmoment (Mvalg_Max) und dem valgisierenden Orthesenmoment zum Zeitpunkt des maximalen externen Frontalmoments (Mvalg_t-Mx_Max)	81

Tabellenverzeichnis		Seitenzahl
Tab. 1	Bodenkontakt nach Perioden (Perry 2003, S. 3)	15
Tab. 2	Übersicht verfügbarer Orthesen verschiedener Hersteller	23
Tab. 3	Tabellarische Darstellung verschiedener Kriterien des Kollektivs	31
Tab. 4	Einzelergebnisse, Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte für Larson und Lysholm u. Gillquist Score bei 16 Probanden	49
Tab. 5	Gruppierung der Einzelergebnisse der 16 Probanden nach Punkten in die Kategorien sehr gut, gut, befriedigend und schlecht	49
Tab. 6	Einzelbewertungen, Mittelwerte und Standardabweichungen verschiedener Ortheseneigenschaften bei 16 Probanden	51
Tab. 7	Auswertung von Röntgenbildern und Befunden des Kollektivs	52
Tab. 8	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für die mittlere Gehgeschwindigkeit unter den Bedingungen AE, OE, UAG gegenüber OO	54
Tab. 9	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für die mittlere Schrittlänge unter den Bedingungen AE, OE, UAG, OO des betroffenen Beines gegenüber OO am nicht betroffenen Bein	55
Tab. 10	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für die mittlere Schrittlänge des betroffenen Beines unter den Bedingungen AE, OE, UAG, OO gegenüber der des nicht betroffenen Beines	55
Tab. 11	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum (Max 1) der vertikalen Bodenreaktionskraft des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	58
Tab. 12	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das zweite Maximum (Max 2) der vertikalen Bodenreaktionskraft des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	58
Tab. 13	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum der Abbremskraft (Max 1) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	60
Tab. 14	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum der Beschleunigungskraft (Max 2) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	60

Tabellenverzeichnis		Seitenzahl
Tab. 15	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum der medial gerichteten Bodenreaktionskraft (Max 1) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	62
Tab. 16	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft (Max 2) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	63
Tab. 17	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das zweite Maximum der lateral gerichteten Bodenreaktionskraft (Max 3) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	63
Tab. 18	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Flexionsmaximum (Max 1) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	65
Tab. 19	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Extensionsmaximum (Max 2) des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen zum Zeitpunkt Max 2	65
Tab. 20	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum des flektierenden Kniemoments (Max 1), des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	67
Tab. 21	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das Maximum des extendierenden Kniemoments (Max 2), des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	67
Tab. 22	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das erste Maximum (Max 1) des varisierenden Kniemoments des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen zum Zeitpunkt Max 1	69
Tab. 23	Wert der Irrtumswahrscheinlichkeit anhand des t-Tests für das zweite Maximum (Max 2) des varisierenden Kniemoments des betroffenen und des nicht betroffenen Beines mit AE, OE, UAG, OO gegenüber einer Kontrolle OO nicht betroffen sowie für das betroffene Bein gegenüber OO betroffen	70
Tab. 24	Größe der Oberschenkelmodule mit Hervorhebung einzelner Gruppen, der Orthesensteifigkeit und Korrelationskoeffizienten für den Zusammenhang zwischen Rückstellkraft und Verformung	71
Tab.25	Auflistung der mittleren, maximalen und relativen valgisierenden Orthesenwirkung in optimierter Einstellung, dem Zeitpunkt maximaler Wirkung im Gangzyklus, der Größe und dem Zeitpunkt maximaler externer Frontalmomente für alle Probanden	81

Tabellenverzeichnis		Seitenzahl
Tab. 26 (Teil 1)	Ergebnisse verschiedener Schmerz-Skalen zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen	102
Tab. 26 (Teil 2)	Ergebnisse verschiedener Schmerz-Skalen zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen	103
Tab. 27 (Teil 1)	Ergebnisse verschiedener Scores und Einzelparameter zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen	104
Tab. 27 (Teil 2)	Ergebnisse verschiedener Scores und Einzelparameter zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen	105
Tab. 28 (Teil 1)	Ergebnisse ganganalytischer Parameter bei Untersuchung der biomechanischen Wirkung valgierender Knie-Orthesen	106
Tab. 28 (Teil 2)	Ergebnisse ganganalytischer Parameter bei Untersuchung der biomechanischen Wirkung valgierender Knie-Orthesen	107
Tab. 28 (Teil 3)	Ergebnisse ganganalytischer Parameter bei Untersuchung der biomechanischen Wirkung valgierender Knie-Orthesen	108
Tab. 29 (Teil 1)	Ergebnisse verschiedenster Messparameter zur Objektivierung der biomechanischen Wirkung entlastender Knie-Orthesen	109
Tab. 29 (Teil 2)	Ergebnisse verschiedenster Messparameter zur Objektivierung der biomechanischen Wirkung entlastender Knie-Orthesen	110
Tab. 29 (Teil 3)	Ergebnisse verschiedenster Messparameter zur Objektivierung der biomechanischen Wirkung entlastender Knie-Orthesen	111
Tab. 30	Ergebnisse von Untersuchungen bezüglich der von valgierenden Knie-Orthesen ausgeübten Momente und Kräfte	112
Tab. 31	Ergebnisse von Untersuchungen zum Einfluss valgierender Knie-Orthesen auf die mediale Kompartimentlast	113

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt
Horlick and Loomer 1993	P (39)	<b>VAS Skala (0-10):</b> Statistisch signifikante Schmerzreduktion von 1-1,5 Einheiten durch die Orthese in Abhängigkeit von der Ortheseneinstellung und unabhängig von der Gelenkposition (medial-lateral). Den stärksten Effekt erzielte hierbei die Valguseinstellung, den geringsten die Neutraleinstellung. Ergebnisse: Ausgangsmessung ohne Orthese 3,53 lat. Gelenk u. 4,14 med. Gelenk, Orthese in valgus 2,30 lat. u. 2,55 med., Orthese in neutral 2,82 lat. u. 2,98 med., keine Orthese 2,98 lat. u. 3,81 med. Bei 56% der Patienten ohne Orthese, 67% mit neutraler und 87 % mit valgusierender Orthese kam es zur Schmerzreduktion. Nach ca. 20 Monaten benutzten 58% der Pat. mit lateralem Gelenk und 93% mit medialem Gelenk, Ihre Orthese.	2 Gruppen je nach Lage des Gelenks: med. o. lat. Eval. bei Ausgang, dann nach je 6 Wo. ohne Orthese, mit Orth. in neutral und in valgus. Tagebuchauswertung.	Ja
Lindenfeld et al. 1997	P (11) T (11)	Sign.Reduktion um 48% von 6,3 auf 3 <b>VAS Schmerz Skala (0-10)</b> . Der Wert VAS (0-10) <b>nach 30 u. 60 min. Gehen</b> sinkt n. sign.. <b>Cincinnati activity level ohne Schmerz</b> zeigt sign. Anstieg um 69 % von 2,9 auf 4,9 von 10 Pkt..	Bei Ausgang Ganganalyse ohne Orthese, dann 4 Wo. Orthese und nochmal Ganganalyse mit und ohne.	Ja
Matsuno et al. 1997	P (20)	19 von 20 Pat. geben <b>signifikante Schmerzreduktion</b> an.	Ausgangsevaluation und dann monatlich für 1Jahr.	Ja
Hewett et al. 1998	P (18)	Mäßig-schwerer <b>Schmerz bei ADL auf Cincinnati Knee rating pain scale</b> bei Ausgangseval. bei 78% der Patienten, bei 1. Eval. 39, bei 2. Eval. 31. <b>Gehtoleranz bis Schmerz [min]</b> bei Ausgangseval. 51 min., bei 1. Eval. 138, bei 2. Eval. 107. <b>Cincinnati Knee rating pain scale mean</b> vor Orthese 2,3, bei 1. Eval. 4,0 (p=0,001), bei 2. Eval. 4,2 (p=0,008). <b>VAS 1-10</b> vor Orthese 7,3, bei 1. Eval. 4,4 (p= 0,001), bei 2. Eval. 4,8 (p=0,001). Insgesamt bei 1. Eval. 17 Pat. Besserung bzgl. VAS, bei 2. Eval. 13. Schmerz <b>VAS 0-5 nach 30 min Gehen</b> vor der Orthese 3,7, bei 1. Eval. 1,9 (p=0,001), bei 2. Eval. 2,2 (p=0,001). <b>Schmerz VAS 0-5 nach 60 min Gehen</b> vor der Orthese 4,1, bei 1. Eval. 2,5 (p=0,01), bei 2. Eval. 2,7 (p=0,01).	Eval. bei Ausgang, dann nach 9 und ca. 46 Wo. mit Orthese..	Ja
Kirkley et al. 1999	P (110)	<b>WOMAC SCORE: Untergruppe pain</b> (p=0,001) -13,1 mm Kontrolle, u. 43,2 mm Orthese (total worst - 500 mm); <b>Kontrast pain:</b> Orthese-Kontrolle (p=0,001), Orthese-Bandage (p=0,045), Bandage-Kontrolle p=0,08); <b>Schmerzscore-Differenz nach 6-min. Gehetest</b> (p= 0,001) - 2,6 mm Kontrolle, u. 7,6 mm Bandage, u. 16,3 mm Orthese. <b>Kontrast Orthese-Kontrolle</b> (p=0,001), Orthese-Bandage (p=0,021), Bandage-Kontrolle p=0,037); <b>Schmerzscore-Differenz nach 30 Sek.Treppe-Gehetest</b> (p=0,001) - 1,09 mm Kontrolle, + 8,1 mm Bandage, + 20,4 mm Orthese <b>Kontrast Orthese-Kontrolle</b> (p=0,001), <b>Orthese-Bandage</b> (p=0,016), <b>Bandage-Kontrolle</b> p=0,043); Es besteht eine signifikante Abhängigkeit von einer Beschwerdeverbesserung und dem Behandlungsregime (p=0,001).	3 Gruppen: Medikamente u. Orthese, Medikamente u. Bandage u. nur Medikamente. Eval. bei Ausgang und nach 6 Mon..	Nein
Komistek et al. 1999	P (15)	12 von 15 Patienten (80%) bestätigen eine sofortige <b>Schmerzlinderung</b> durch die Orthese. Bei 3 von 15 (20%) ergab sich keine Schmerzlinderung, wobei hier durch Übergewicht eine suboptimale Fixation vorlag.	Mit Orthese, Placebo und ohne Orthese zu einem Termin.	Ja
Draper et al. 2000	P (30)	<b>VAS 1-10 beim Gehen</b> bei Ausgang mean 7,57. <b>VAS 0-7 beim Stehen</b> bei Ausgang 4,0. <b>VAS 0-7 in Ruhe</b> bei Ausgang 2,3. Alle Patienten hatten sofortige Schmerzlinderung durch die Orthese.	Mit u. ohne Orthese, bei Anpassung und 3 Mon. danach.	Ja

Tabelle 26 (Teil 1): Ergebnisse verschiedener Schmerz-Skalen zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt
Hillstrom et al. 2000	P (15)	Es werden zwar keine quantitativen Angaben zu Ergebnissen gemacht, aber hochsign. Unterschiede für <b>pain on stairs</b> , <b>pain to walk 50 feet comfortably</b> und <b>pain with walking 50 feet fastest as possible</b> zwischen den Behandlungsgruppen angegeben.	2 Gruppen: ohne Orthese und mit Orth. plus Einlage, im Vergleich. Evaluation bei Ausgang und 12 Wo. danach.	Ja
Otis et al. 2000	P (61)	Die Reduktion der Schmerzscores <b>VAS 0-10 beim Gehen</b> war in der Ruhevaruswinkel-Orthesen-Gruppe -2,8 in der 10° -Valgus-Gruppe - 2,1 und mit 15-20° Einstellung - 2,0. Statistisch bestand zwischen den Gruppen kein Unterschied.	3 Gruppen: mit Orth. im Ruhevaruswinkel, in 10° valgus und in 15-20° valgus. Evaluation bei Ausgang dann 2 Wo. Orth. u. Reevaluation.	Nein
Finger and Paulos 2002	P (28)	Nach 3 Monaten ist der mittl. <b>Schmerz in Ruhe (VAS 1-10)</b> von 4,2 auf 2,1, <b>bei Nacht</b> von 3,9 auf 2,6, <b>bei Aktivität</b> von 7,2 auf 3,9 gefallen. Nach 6 Monaten bestätigten alle Patienten eine Reduktion entsprechend dem Profil nach 3 Monaten.	Evaluation bei Ausgang, nach 3 u. 6 Mon..	Nein
Pollo et al. 2002	P (11)	<b>Schmerz (VAS 100 mm)</b> war bei allen Patienten nach 2 Wochen Orthese besser. In normaler Einstellung fiel der Schmerz sign. von 7,9 mm auf 4,4 mm.	3 Gruppen: normale Einstellung, 4° valgus, 8° valgus und 8° valgus plus Gurtspannung. Evaluation bei Ausgang u. nach 2 Wo. Orthese.	Nein
Hamann 2003	P (20) T (20)	<b>Schmerz nach Larson</b> : hochsign. Steigerung von 17/30 bei Anpassung auf 23,5 im Verlauf. <b>Schmerz nach Lysholm</b> : Steigerung hochsign. von 12,5/30 bei Anpassung auf 23,5 im Verlauf. <b>Schmerz 0-6 bei Belastung</b> : hochsign. Reduktion von 3,7 bei Anpassung auf 1,2 im Verlauf, <b>in Ruhe</b> : hochsign. Reduktion von 1,2 bei Anpassung auf 0,1 im Verlauf, <b>bei Nacht</b> : hochsign. Reduktion von 2 bei Anpassung auf 0,2 im Verlauf. <b>Schmerz Patellafacetten medial</b> : bei Ausgang 5/20 Pat., bei Nachuntersuchung 2 Pat. unverändert, bei einem besser, bei 2 schmerzfrei.	Evaluation bei Anpassung u. nach 6, 12 und 24 Wo.	Nein
van Heer- waarden et al. 2005	P (20)	<b>Mittlerer VAS Score (1-10)</b> : Von 6,2 vor Orthesengebrauch hochsign. reduziert auf 2,8 nach 6 Wochen Orthesengebrauch. <b>Schmerzlinderung beim Gehen</b> : Bei 19/20 Patienten. Bei 13 unmittelbar, bei 4 < 1 Std., bei 2 < 1 Tag. <b>Schmerzlinderung in Ruhe</b> : Bei 17/20 Patienten, bei 3 nicht. <b>Gehstrecke mit tolerablem Schmerz</b> : nahm signifikant von 1165 m auf 3630 m zu.	Evaluation vor Orthese und 6 Wo. danach.	Ja
Gaasbeek et al. 2007	P (15)	<b>VAS (1-10)</b> von 6,8 vor Anpassung signifikant auf 4,7 nach 6 Wochen Orthese reduziert.	Evaluation vor Orthese und 6 Wo. danach.	Nein
Koester et al. 2007	P (24)	<b>Patientenzahl mit Ruheschmerz mäßig, stark, gering, kein</b> : bei Eingang mäßig 4/21 und stark 2 (zusammen 28,6%), gering 8 und keine 7 (zus. 71,4%) und nach 8 Wochen mäßig 2/21 und stark 0 (zus. 9,5%), gering 5 und keine 14 (zus. 90,5%). <b>Patientenzahl mit Belastungsschmerz mäßig, stark, gering, keine</b> : bei Eingang mäßig 7/21 und stark 11 (85,7%), gering 3 und keine 0 (zus. 14,3%), nach 8 Wochen mäßig 4/21 und stark 0 (zus. 19,1%), gering 15 und keine 2 (zus. 80,9%).	Evaluation bei Eingang und nach 8 Wo. Orthese.	Nein

Tabelle 26 (Teil 2): Ergebnisse verschiedener Schmerz-Skalen zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt
Lindenfeld et al. 1997	P (11) T (11)	<b>Cincinnati knee rating bei ADL 0-40</b> zeigt sign. Anstieg um 11,3 (79 %) von 14,3 auf 25,6 und <b>bei Sport 0-100</b> nicht sign. um 13,5 (28 %) von 48,6 auf 62,1.	Bei Ausgang Ganganalyse ohne Orthese, dann für 4 Wo. Orthese und nochmal Ganganalyse mit und ohne.	Ja
Matsuno et al. 1997	P (20)	Beim <b>Jap. Orthop. Assoc. Kniescore für das Gehen</b> kommt es zu sign. Anstieg von 18/30 auf 21,5 Punkte, für <b>Treppe hinauf u. hinunter</b> von 12,8/25 auf 15,8 Punkte.	Ausgangsevaluation dann monatlich für 1Jahr.	Ja
Hewett et al. 1998	P (18)	<b>Selbstbogen Knie-Gesamtbewertung (1-10)</b> bei Ausg. 78 % der Pat. mäßig-schlecht, 22 % gut, bei 1. Eval. 33 % (p=0,001) mäßig-schlecht, 33 % gut, 28 % sehr gut, 1% normal, bei 2. Eval. 46 % (p=0,01) mäßig bis schlecht, 38 % gut, 8 % sehr gut und 8 % normal. <b>Medikamentengebrauch</b> vor der Orthese bei 10 Pat., 1. Eval. 11 Pat., 2. Eval. 6 Pat.. <b>Cincinnati Knee rating for limitations with walking</b> vor Orthese 44 % < 3 Blocks, 22 % < 1 Block, 1. Eval. 28 % < 3 Block, 0 % < 1 Block, 2. Eval. 15 % < 3 Block, 8 % < 1 Block. Wenige Einschränkungen vor brace bei 34 % der Patienten, bei erster Eval. bei 72 % und bei dritter Eval. bei 77 %.	Evaluation bei Ausgang dann nach 9 und 46 Wo. mit Orthese.	Ja
Kirkley et al. 1999	P (110)	<b>WOMAC SCORE: mittlerer Aggregatchange</b> (p=0,001) -27,9 mm Kontrollgruppe, + 97,6 mm Bandage, + 229 mm Orthese (-2400 total worst); <b>Untergruppe stiffness</b> (p=0,001) -8,1 mm Kontrolle, + 15,5 mm Bandage, + 28,6 mm Orthese (- 2000 mm total worst). <b>Untergruppe phys. function</b> (p=0,004) - 6,5 mm Kontrolle, + 68,9 mm Bandage, + 157,2 mm Orthese (- 1700 mm total worst); <b>Kontrast mittlerer Aggregatchange</b> Orthese-Kontrolle (p=0,001), Orthese-Bandage (p=0,062), Bandage-Kontrolle p=0,066; <b>Kontrast stiffness</b> Orthese-Kontrolle (p=0,001), Orthese-Bandage (p=0,091), Bandage-Kontrolle p=0,01; <b>Kontrast phys. function</b> Orthese-Kontrolle (p=0,001), Orthese-Bandage (p=0,081), Bandage-Kontrolle p=0,112); <b>MACTAR (Treppe, Gehen, Sport, Schlaf):</b> nach 6 Monaten change Score (p=0,05) 6,9 mm Kontrolle, 25,5 mm Bandage, 41,6 mm Orthese (total worst - 300mm) Kontrast Orthese-Kontrolle (p=0,017), Orthese-Bandage (p=0,174), Bandage-Kontrolle (p=0,308); 6 min.-Gehetest: (p=0,48) 25m Differenz Kontrolle, 8,6 m Bandage, 29,6 m Orthese	3 Gruppen: Medikamente plus Orthese, Medikamente plus Bandage u. nur Medikamente. Evaluation bei Ausgang und nach 6 Mon..	Nein
Draper et al. 2000	P (30)	<b>HSS</b> vor Anpassung 69,9 auf 82,0 im Verlauf (p < 0,001).	Mit u. ohne Orthese bei Anpassung und 3 Mon. danach.	Ja
Hillstrom et al. 2000	P (15)	Aus dem Artikel gehen keine quantitativen Ergebnisse hervor. Es werden hochsignifikante Unterschiede für <b>time to asc. stairs, time to desc. stairs, time to walk comfortably</b> zwischen den Behandlungsgruppen angegeben.	2 Gruppen: ohne Orthese u. mit Orth. plus Einlage im Vergleich. Evaluation bei Ausgang und 12 Wo. danach.	Ja
Pollo et al. 2002	P (11)	<b>Aktivitätslevel (%)</b> waren bei allen Patienten besser nach dem 2-wöchigem bracing. Der Anstieg durch die Orthese betrug 15 % (von 36 % auf 61 %).	3 Gruppen: normale Einstellung., 4° valgus, 8° valgus und 8° valgus + Gurtspannung. Evaluation bei Ausgang u. nach 2 Wo. Orthese.	Nein

Tabelle 27 (Teil 1): Ergebnisse verschiedener Scores und Einzelparameter zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt
Hamann 2003	P (20) T (20)	<b>Aktivitätsniveau nach Larson:</b> Schlecht (< 65 Pkt.) bei Ausgang 6 Pat.(30 %) im Verlauf 2 Pat. (10). Befriedigend (65-83 Pkt.) bei Ausgang 9 Pat.(45 %) im Verlauf 4 Pat.(20 %). Gut (84-94 Pkt.) bei Ausgang 3 Pat. (15 %) im Verlauf 8 Pat.(40 %). Sehr gut (> 95 Pkt.) bei Ausgang 2 Pat. (10 %) im Verlauf 6 Pat. (30 %). Im Verlauf hochsign. Steigerung der Punktwerte vor allem für Gehstrecke (16,25/20 auf 18,25/20) <b>Gesamtpunkte nach Larson:</b> hochsignifikante Steigerung von 72,3 bei Anpassung auf 85,6 im Verlauf. <b>Gesamtpunkte nach Lysholm:</b> hochsignifikante Steigerung von 64,9 bei Anpassung auf 84,6 im Verlauf.	Evaluation bei Anpassung u. nach 6, 12 und 24 Wo.	Nein
van Heer- waarden et al. 2005	P (20) T (20)	<b>Knieschwellung:</b> Bei 9 Patienten kam es zu einem Rückgang der Knieschwellung. <b>Subjektive Verbesserung der Kniefunktion:</b> Bei 18/20 Patienten kam es dazu, bei zwei nicht.	Evaluation vor Orthese und 6 Wo. danach.	Ja
Gaasbeek et al. 2007	P (15)	<b>WOMAC SCORE:</b> Von 50,1 vor Anpassung signifikant auf 63 nach 6 Wochen brace erhöht.	Evaluation vor Orthese und 6 Wo. danach.	Nein
Koester et al. 2007	P (24)	<b>Einschränkung bei ADL (mäßig, stark, gering, keine):</b> bei Eingang mäßig 8/21 und stark 8 (zus. 76,2 %), gering 3 und keine 2 (zus. 23,8 %) und nach 8 Wochen mäßig 5/21 und stark 2 (zus. 33,3 %), gering 11 und keine 3 (zus. 66,7 %). <b>Einschränkung bei Freizeit und Sport (mäßig, stark, gering, keine):</b> bei Eingang mäßig 6/21 und stark 12 (zus. 85,7 %), gering 1 und keine 2 (zus. 33,3 %) und nach 8 Wochen mäßig 4/21 und stark 2 (zus. 33,3 %), gering 11 und keine 3 (zus. 66,7 %). <b>Stabilität subjektiv (besser, deutlich besser, schlechter):</b> besser 8/21 und deutlich besser 11/21 (zusammen 90,5 %), schlechter 2 (9,5 %). <b>Gesamtbeschwerdebild (besser, deutlich besser, gleich, schlechter):</b> besser 8/21 und deutlich besser 9 (zusammen 81 %), gleich 3 und schlechter 1 (zusammen 9 %).	Evaluation bei Eingang und nach 8 Wo. Orthese.	Nein

Tabelle 27 (Teil 2): Ergebnisse verschiedener Scores und Einzelparameter zur Objektivierung der klinischen Wirksamkeit entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Pollo et al. 1994	P (7)	Gehen mit u. ohne Orth. keine Unterschiede bzgl. <b>Schrittlänge</b> u. <b>Geschwindigkeit</b> . <b>Varusmoment [Nm/kg]</b> durch die Orth. in den ersten 20 % des GZ reduziert. Ohne Orth. war der entsprechende Wert nach 3 Monaten < bei erster Messung. Das initial verringerte <b>Knie-Flexionsmoment</b> ohne Orth. lag nach 3 Monaten im Normbereich.	Ja	Nein	6-Kamera-Bewegungsanalyse-System in Verbindung mit 2 Kraftmessplatten.
Lindenfeld et al. 1997	P (11) T (11)	Das mittlere <b>Knie-Adduktionsmoment [% BWxHT]</b> war mit 4,0 % + 0,8 % gegenüber 3,5 % + 0,6 % der Kontrollgr. statistisch nicht sign. erhöht. Durch die Orthese wurde das Knie-Adduktionsmoment von 4,0 % + 0,8 % auf 3,6 % + 0,8 % gesenkt. Diese 0,4 % entsprechen einer sign. Minderung um 10 %. 9 von 11 Pat. hatten Reduktion von 32 %. Positive <b>Korrelation zwischen Adduktionsmoment und Gehzeit</b> . Die <b>Peak force</b> während der Standphase und Gehgeschwindigkeit wurden durch die Orth. nicht verändert.	Ja	Nein	2-Kamera-Video-System, ein optoelektronischer Analog-Digital-Umsetzer, ein Markersatz und eine multikomponenten Kraftmessplatte für die Bodenreaktionskräfte.
Davidson et al. 1998	P (12)	Orthese verhindert, ohne weiteren Einfluß auf den <b>sagittalen Kniewinkel</b> zu nehmen, sign. die volle Ext. des Knies in der Belastungsphase.	Ja	Nein	2-Kamera-Video-System ( 60 Hz) in 3m Distanz von einem Laufband, Marker auf Ober- und Unterschenkel, Fußschalter sowie ein Bewegungs-Analyse-System.
Hewett et al. 1998	P (18)	Durch die Orth. änderten sich mit 3,5+0,8 % versus 3,5+0,8 % weder <b>das mittlere Knie-Adduktionsmoment [% BW*HT]</b> als Sofort- oder Langzeiteffekt, die <b>Peak force</b> in der Standphase noch das <b>Flexions-/ Extensionsmoment</b> am Knie.	Ja	Nein	2-Kamera-Video-System, ein optoelektronischer Analog-Digital-Umsetzer, ein Markersatz und eine multikomponenten Kraftmessplatte für die Bodenreaktionskräfte.
Hillstrom et al. 2000	P (15)	Es werden ohne Quantifizierung hochsignifikante Unterschiede bezüglich Ganganalyseparametern wie <b>Gehgeschwindigkeit</b> , <b>Knieflexion</b> , <b>Knieflexionsmoment</b> angegeben.	Ja	Nein	Keine nähere Beschreibung der Messinstrumente nur "objective biomechanics gait analysis".
Otis et al. 2000	P (61)	<b>Gehgeschwindigkeit</b> für die drei Gruppen war ohne Orth. 113 cm/s, mit Orthese 115 cm/s	Ja	Ja	6-Kamera-Video-Ganganalyse, Markerset, zwei Kraftmessplatten. Modell zur Berechnung der medialen Kompartmentlast. Dehnmessstreifen.
Self et al. 2000	P(5)	Reduktion des <b>Knie-Varusmoments</b> durch die Orth. <b>bei 15%, 20%, 25% und 30%</b> des Gangzyklus (GZ). Bei 15% GZ "ohne" 0,480 Nm/kg, "mit" 0,406 Nm/kg (n. sign.), bei 20% GZ "ohne" 0,593 Nm/kg, "mit" 0,504 Nm/kg (sign.), bei 25% GZ "ohne" 0,598 Nm/kg, "mit" 0,532 Nm/kg (sign.), bei 30% GZ "ohne" 0,551 Nm/kg, "mit" 0,510 Nm/kg (n. sign.). <b>Im Mittel</b> war die Differenz "mit" 0,555 Nm/kg versus "ohne" 0,488 Nm/kg sign..	Ja	Ja	3-D-Video-Bewegungsanalyse-System plus Markersatz und Kraftmessplatte. H <sub>2</sub> O-Kondylenpolster mit Druckmesswandler.
Pollo et al. 2002	P (11)	Nach 2 Wochen Orth. war die <b>Gehgeschwindigkeit</b> relativ konstant, unabhängig davon ob ohne oder mit Orthese und unabhängig von der Einstellung. "Ohne" 132 cm/s, "normal" 128cm/s, 4° valgus 128 cm/s., 8° valgus 130 cm/s, 4° valgus tight 129cm/s. Das gemittelte, <b>maximal extern varisierende Kniemoment</b> war ohne Orthese (55,3 Nm) mit 0,5 Nm nicht signifikant größer als mit Orthese in Normaleinstellung (54,8 Nm). Bei 52,6 Nm in 4° valgus, 51,7 Nm in 8° und 51,1 Nm in 4° tight war auch in den anderen Einstellungen keine signifikante Differenz zu erzielen.	Ja	Ja	6-Kamera-Video-Bewegungsanalyse-System mit Markersatz und 2 Kraftmessplatten. 3 Dehnmessstreifen zur Messung der Biegemomente und ein Messfühler für die Gurtspannung.

Tabelle 28 (Teil 1): Ergebnisse ganganalytischer Parameter bei Untersuchung der biomechanischen Wirkung valgusierender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Hamann 2003	P (20) T (20)	<p><b>Gehgeschwindigkeit</b> bei Anpass. (Pat.) 1,35 m/s (1,54 Kontrolle) bei Reeval. n.sign. auf 1,4 mit und ohne Orthese. <b>Bodenkontaktzeit</b> (Pat.) bei Anpass. 0,694 Sek. hochsign. über Kontrolle (0,657) fiel zur Reeval. hin sign. auf 0,675. <b>Vertikale GRF zu Max 1</b> bei Anpass. 113, 5 % BW hochsign. &lt; Kontrollgr. (122) sign. &lt; 117,4 kontralat. und sign. &lt; 115,4 mit Orth.. Im Verlauf zur Reeval. stieg der Wert ohne Orthese hochsign. auf 117,3. <b>Vertikale GRF zu Max 2</b> bei Anpass. mit 109,3 % BW hochsign. &lt; 118,9 der Kontrollgr., hochsign.&lt; 112,4 kontralat. und n. sign.&gt; 109,0 mit Orthese. Im Verlauf stieg Wert o. Orth. n. sign. auf 110,5 und war n. sign.&gt; 110,0 mit Orth.und n. sign. &lt; 111,9 kontralat.. Im Gegensatz zu Max 1 fehlt eine sign. Erhöhung und der Unterschied ob mit oder ohne Orth.. Die <b>a.p. GRF zu Max 1</b> bei Anpass. war mit 18,4 % BW hochsign. &lt; 24,5 der Kontrollgr. sign. &lt; 20,8 kontralat. und n. sign.&lt; 18,9 mit Orthese. Im Verlauf stieg der Wert ohne Orth. hochsign. auf 21,9 und war n. sign.&gt; 19,9 mit Orthese und n. sign. &gt; 21,0 kontralat.. Die <b>a.p. GRF zu Max 2</b> bei Anpass. war mit 21,3 % BW hochsign. &lt; die 25,6 der Kontrollgr., n. sign. &lt; 21,7 kontralat. und n. sign.&gt; 21,2 mit Orthese. Im Verlauf stieg der Wert ohne Orthese n. sign. auf 22,0 und war n. sign. &lt; 22,1 mit Orthese und n. sign. &gt; 21,8 kontralat.. Die <b>medio-lat. GRF</b> bei Anpassung war mit 5,56 % BW n. sign. &lt; die 5,77 der Kontrollgr., n. sign.&lt; 5,92 kontralat. und hochsign. &lt; 6,38 mit Orthese. Im Verlauf zur Nachuntersuchung fiel der Wert ohne Orthese n. sign. auf 5,45 und war hochsign. &lt; 6,34 mit Orthese und n. sign. &lt; 5,99 kontralat. Das <b>Frontalmoment zum Zeitpunkt Max 1</b> bei Anpass. war mit 0,63 Nm/kg n.sign. &lt; 0,64 der Kontrollgr., n. sign.&lt; 0,63 kontralat. und n. sign.&lt; 0,65 mit Orthese. Im Verlauf stieg der Wert ohne Orth. n. sign. auf 0,66 und war n. sign. &gt; 0,65 mit Orthese und n. sign. &gt; 0,63 kontralat. Das <b>Frontalmoment zu Max 2</b> bei Anpassung war mit 0,47 Nm/kg n. sign.&gt; 0,45 der Kontrollgr., n. sign. &gt; 0,45 kontralat. und n. sign. &gt; 0,46 mit Orthese. Im Verlauf stieg der Wert ohne Orthese n. sign. nicht an. und war n. sign. &gt; 0,45 mit Orthese und n. sign. &gt; 0,43 kontralat.. Im gesamten Studienverlauf hochsign. <b>Korrelation zu den Hebeln</b> (R zu Max 1 war 0,91 und zu Max 2 war 0,91). Das <b>Frontalmoment zu maximaler. Ext.</b> bei Anpass. war mit 0,39 Nm/kg n. sign. &gt; die 0,31 der Kontrollgr., n. sign. &gt; 0,35 kontralat. und n. sign. &gt; 0,35 mit Orthese. Im Verlauf zur Nachuntersuchung fiel der Wert ohne Orthese n. sign. auf 0,38 und war n. sign.&gt; 0,37 mit Orthese und n. sign. &gt; 0,35 kontralat. Das <b>flekt. Saggitalmoment zu Max 1</b> bei Anpass. war mit 0,46 Nm/kg hochsign. &lt; 0,77 der Kontrollgr., n. sign.&lt; 0,48 kontralat. und n. sign.&lt; 0,53 mit Orthese. Im Verlauf zur Nachuntersuchung stieg der Wert ohne Orth. hochsign. auf 0,58 und war n. sign. &gt; 0,53 mit Orthese und n. sign. &gt; 0,59 kontralat.. Das <b>extendierende Saggitalmoment zu Max 2</b> war im Studienverlauf weder zur Kontrollgr. noch zum contralateralen Bein oder gegenüber Messungen mit Orth. unterschiedlich.</p>	Ja	Ja	4-Kamera-System, Markersatz, Kraftmessplatten. Drucksensoren an Gurten und am medialen Gelenkarm. Für Einbeinstandaufnahmen Standard-Röntgengerät mit Winkelvorrichtung zum Einspannen von Fuß und Knie.

Tabelle 28 (Teil 2): Ergebnisse ganganalytischer Parameter bei Untersuchung der biomechanischen Wirkung valgisierender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Gaasbeek et al. 2007	P (15)	Das <b>mittlere Varusmoment</b> über die Standphase ist am betroffenen Bein größer als am nicht betroffenen Bein, wird aber durch die Orthese reduziert (keine Angabe zu Signifikanz). Das <b>Spitzenvarusmoment</b> (aus indiv. Spitzenwerten gemittelt) war am betroffenen Bein zu allen Meßzeitpunkten egal ob mit oder ohne Schiene größer als am nicht betroffenen Bein. Bei der Ausgangsmessung "ohne" 4 % versus 3,4 % (sign.), nach 6 Wochen "ohne" 4,1 % versus 3,5 % (n. sign.) und "mit" 3,7 % versus 3,6 % (n. sign.). Darüber hinaus war das Spitzenvarusmoment des betroffenen Beines auch im Sinne eines therapeutischen Effekts bei der Folgemessung ohne Schiene gegenüber der Messung bei Ausgang, signifikant erhöht.	Ja	Nein	6-Kamera-System (100 Hz) plus Extremitäten-Markerset und zwei Kraftmessplatten (2400 Hz).

Tabelle 28 (Teil 3): Ergebnisse ganganalytischer Parameter bei Untersuchung der biomechanischen Wirkung valgisierender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Horlick and Loomer 1993	P (39)	Bei den p.a. Stehendaufnahmen mit und ohne Gewichtsübernahme, ohne und mit Orthese ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich des gemessenen <b>FTW</b> oder der <b>Gelenkspaltweite</b> .	Nach Ausgangserhebung je 6 Wo. ohne Orthese dann mit Orthese in Neutral-, und in Valguseinstellung, dann Kontrolle.	Ja	Nein	Konventionelles Standard-Röntgengerät.
Pollo et al. 1994	P (7)	Beim Gehen mit und ohne Orthese gab es keine Unterschiede bzgl. <b>der pelvic- /ankle spread ratio</b> . Das <b>Hüft-Adduktionsmoment</b> war zwischen 15 und 50% Gangzyklus reduziert.	Messung bei Ausgang und nach 3 Monaten mit und ohne Orthese.	Ja	Nein	6-Kamera-Bewegungsanalyse-System in Verbindung mit 2 Kraftmessplatten.
Lindenfeld et al. 1997	P (11) T (11)	Das <b>Hüft-Adduktionsmoment</b> und der <b>foot-progression-angle</b> wurden durch die Orthese nicht verändert.	Bei Ausgang Ganganalyse ohne Orthese, dann 4 Wo. Orthese und nochmal Ganganalyse mit und ohne.	Ja	Nein	2-Kamera-Video-System, optoelektronischer Analog-Digital-Umsetzer, Markersatz und eine multikomponenten Kraftmessplatte für die Bodenreaktionskräfte.
Matsuno et al. 1997	P (20)	Nach 12 Monaten Gebrauch der Orthese zeigte sich der mittlere <b>FTW</b> von 185,1° in der Ausgangsmessung, mit 183,7° auch ohne Orthese, signifikant reduziert. Die <b>isokinetische Quadrizepskraft [Nm]</b> wird durch das Tragen der Orthese gegenüber der Situation ohne Orthese von mittleren 36,8 Nm auf 42,8 Nm erhöht. Diese Erhöhung der Kraftentwicklung ist über das gesamte gemessene Bewegungsausmaß zu beobachten. Der <b>Punkt des isokinetischen Kraft-Spitzenwertes</b> lag ohne Orthese bei 40° Knieflexion und wurde durch die Orthese auf 45° verlagert.	Bei Ausgang, dann monatlich isokinetisch und alle 2 Monate Röntgen während der 12-monatigen Tragezeit.	Ja	Nein	Konventionelles Standard-Röntgengerät und ein Dynamometer für isokinetische Kraftmessungen.
Davidson et al. 1998	P (12)	Die Orthese hatte keinen Einfluß auf den <b>coronaren Winkel</b> (Frontalwinkel) des Oberschenkels. Bei beiden Geschwindigkeiten und zu allen Meßzeitpunkten wurde der mittlere coronare Winkel des Unterschenkels durch den Gebrauch der Orthese reduziert. Signifikant war das Ergebnis aber nur während der Phase des Abhebens der Zehen. Es gab einen signifikanten Einfluß der Orthese auf den <b>axialen Oberschenkelwinkel</b> , mit mehr Außenrotation bei Tragen der Orthese über alle Meßzeitpunkte, insbesondere aber in der frühen Standphase. Während des Fersenauftrittes und der mittleren Standphase führt die Orthese zu einer signifikanten Innenrotation im <b>axialen Unterschenkelwinkel</b> , während zum Zeitpunkt der maximalen Kniebeugung und des Zehen Abhebens die Außenrotation forciert wird.	Ein Mess-Zeitpunkt für Laufbandanalyse mit und ohne Orthese in normalem und schnellem Gang.	Ja	Nein	2-Kamera-Video-System ( 60 Hz) in 3m Distanz von einem Laufband, Marker auf Ober- und Unterschenkel, Fußschalter sowie ein Bewegungsanalyse-System.
Hewett et al. 1998	P (18)	Durch das Tragen der Orthese änderten sich weder das <b>Hüft-Adduktionsmoment</b> , noch der <b>Foot-Progression-Angle</b> .	Ganganalyse bei 9 Pat. vor dem Tragen der Orthese und dann nach 4 Wo mit und ohne Orthese.	Ja	Nein	2-Kamera-Video-System optoelektronischer Analog-Digital-Umsetzer, Markersatz und eine multikomponenten Kraftmessplatte für die Bodenreaktionskräfte.

Tabelle 29 (Teil 1): Ergebnisse verschiedenster Messparameter zur Objektivierung der biomechanischen Wirkung entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Katsuragawa et al. 1999	P (14)	Die <b>Knochendichte im med. Kondylus</b> des mit Orthese versorgten Knies wurde im Mittel von $0,86 \pm 0,20$ g/cm <sup>2</sup> auf $0,89 \pm 0,20$ g/cm <sup>2</sup> erhöht. Im nicht mit Orthese versorgten Bein stieg dieser Wert von im Mittel $0,80 \pm 0,13$ g/cm <sup>2</sup> auf $0,82 \pm 0,13$ g/cm <sup>2</sup> . Die <b>Knochendichte im lat. Kondylus</b> wurde im mit Orthese versorgten Knie von im Mittel $0,58 \pm 0,14$ g/cm <sup>2</sup> auf $0,62 \pm 0,12$ g/cm <sup>2</sup> sign. Erhöht. Im nicht mit Orthese versorgten Bein stieg dieser Wert von im Mittel $0,61 \pm 0,12$ g/cm <sup>2</sup> auf $0,63 \pm 0,12$ g/cm <sup>2</sup> . Als Resultat dieser Veränderungen stieg das <b>Verhältnis der Knochendichteveränderung lateral/medial</b> im mit Orthese versorgten Knie von im Mittel $0,69 \pm 0,12$ auf $0,71 \pm 0,13$ und im nicht versorgten Knie von im Mittel $0,76 \pm 0,10$ auf $0,77 \pm 0,10$ .	Erhebung bei Ausgang, dann nach 3 Monaten Orthesen-Tragezeit.	Nein	Nein	Dual Energy X-ray bone densitometer.
Komistek et al. 1999	P (15)	12 von 15 Patienten (80%) haben eine <b>Kondylenseparation</b> und Änderung im <b>FTW</b> . Bei den 3 anderen Patienten wurde aufgrund Übergewicht (>20% über dem Idealgewicht) mit suboptimaler Fixation der brace keine Kondylenseparation erreicht. Die mittlere Separation von 1,3 mm (0-4,5 mm) ist als signifikant zu bewerten. Die mittlere Separation bei den 12 Patienten, die eine Schmerzlinderung erfuhren betrug 2,0 mm. Die mittlere Änderung im FTW bei 12 Patienten betrug 2,2° (0-7,8°). Bei den 5 Patienten mit Placebofixation der brace ergab sich keine Separation des Gelenkspaltes.	Laufbandanalyse mit und ohne Orthese an 15 Patienten zu einem Termin.	Ja	Nein	Laufband in Kombination mit Röntgen-Durchleuchtungs-Beobachtung.
Draper et al. 2000	P (30)	Die Orthese führte im Sinne eines Soforteffektes sowohl bei der Ausgangsmessung, als auch nach 3 Monaten zu einer signifikanten Verbesserung des <b>Symmetrie-Index für Stand- und Schwungphase</b> . Werte bei Ausgang: Standphase ohne Orthese $0,97 \pm 0,11$ und mit Orthese $1,02 \pm 0,10$ , Schwungphase ohne Orthese $1,13 \pm 0,32$ und mit Orthese $1,01 \pm 0,17$ . Nach 3 Monaten Standphase ohne Orthese $0,97 \pm 0,11$ und mit Orthese $1,01 \pm 0,12$ , Schwungphase ohne Orthese $1,12 \pm 0,29$ und mit Orthese $1,02 \pm 0,18$ .	Messung direkt bevor und nach Anpassung der Orthese, dann nach 3 Monaten mit und ohne Orthese.	Ja	Nein	Instrumentiertes Laufband und zwei unabhängige Kraftmessplatten (li. und re.) mit für vertikale Kraftkomponenten sensitive Dehnmessstreifen. Standard-Signalverstärkung und Digitalisierung.
Hillstrom et al. 2000	P (15)	Es werden ohne Quantifizierung hochsignifikante Unterschiede bezüglich der Ganganalyseparameter <b>anterior pelvic tilt</b> , <b>Knievaruswinkel</b> , <b>Hüftflexion</b> , und <b>Fußrotationsmoment</b> angegeben.	Ausgangsmessung und 12 Wochen später. Eine Gruppe nur mit Orthese und eine Gruppe mit Orthese plus Schuheinlage.	Ja	Nein	In der Methodik wird außer "objective biomechanics (gait analysis)" keine nähere Beschreibung der Messinstrumente gegeben.

Tabelle 29 (Teil 2): Ergebnisse verschiedenster Messparameter zur Objektivierung der biomechanischen Wirkung entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Studienablauf	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Hamann 2003	P (20)  T (20)	Die <b>Gelenkspaltweiten</b> vergrößerten sich n. sign. von der Ausgangsmessung bis zur Nachuntersuchung nach 6 Monaten medial von 3,38 mm im Mittel auf 3,7 stärker als lateral (von 6,85 auf 7,1). Der <b>FTW</b> verringerte sich im Mittel von 179,9° auf 178,9 hochsign. Der <b>KPW</b> vergrößerte sich von mittleren 3,4° bei Anpassung n. sign. auf 3,5. Das <b>FED</b> (Differenz zwischen Beuge und Streckmaximum zweier Messungen) bei Anpassung war mit 2,1 % sign. größer als die 1,0 der Kontrollgr. und sign. geringer als 3,2 mit Orthese. Im Verlauf zur Nachuntersuchung fiel der Wert ohne Orthese n. sign. auf 1,6 % und war hochsign. kleiner als 5,4 % mit Orthese. Das Frontalmoment der High-Adduction-Gruppe zum Zeitpunkt Max 1 bei Anpassung war mit 0,81 Nm/kg n. sign. größer als die 0,64 der Kontrollgr., n. sign. größer als 0,69 kontralat. und n. sign. größer als 0,8 mit Orthese. Im Verlauf zur Nachuntersuchung fiel der Wert ohne Orthese n. sign. auf 0,79 und war n. sign. größer als 0,78 mit Orthese und n. sign. größer als 0,69 kontralat. Von den erhobenen <b>Korrelationen</b> gibt es sign. Ergebnisse nur für die Korrelation med. Gelenkspaltweite-FTW (R=0,5) und med. Gelenkspaltweite-KPW bei Anpassung, nicht für FTW-Larson Score, FTW-Frontalmoment zu Max 1.	Bei Anpassung, nach 12 u. 24 Wochen Röntgen- und Ganganalyse.	Ja	Ja	Für die Einbeinstandaufnahme Standard-Röntgengerät mit Winkelvorrichtung zum Einspannen von Fuß und Knie. 4-Kamera-System, Markersatz, Kistler Kraftmessplatten.
Gaasbeek et al. 2007	P (15)	Durch die Orthese kam es zu keiner Veränderung des <b>Foot-Progression-Angle</b> . Allerdings zeigte sich dieser am nicht betroffenen Bein größer als am betroffenen. Die <b>selbst gewählte Geschwindigkeit</b> wurde im Sinne eines therapeutischen Effektes signifikant erhöht. Zwischen der Messung mit und ohne Orthese bei der Nachuntersuchung gab es keinen Unterschied.	Evaluation vor Beginn und nach 6 Wochen mit Luftpolsterorthese.	Ja	Nein	6-Kamera- System (100 Hz) plus Extremitäten-Markerset und zwei Kraftmessplatten (2400 Hz).

Tabelle 29 (Teil 3): Ergebnisse verschiedenster Messparameter zur Objektivierung der biomechanischen Wirkung entlastender Knie-Orthesen

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Self et al. 2000	P (5)	Die <b>intraorthotische Druckmessung</b> zeigte eine, über 80% des Gangzyklus relativ konstant einwirkende valgisierende Kraft. Bei 15% GZ 38,1 N, bei 20% GZ 34,4 N, bei 25% GZ 40,1 N, bei 30% GZ 38,1 N. Die maximale, valgisierende Kraft lag bei 60 N.	Ja	Ja	3-D-Video-Bewegungsanalyse-System plus Markersatz und Kraftmessplatte. Druckabnehmer am Kondylenpolster mit Wasser und Druckmesswandler.
Pollo et al. 2002	P (11)	Die Einstellung der Orthese hatte Einfluss auf das von ihr ausgeübte <b>mittlere Valgusmoment</b> . Von "normal" nach 4° kam es zu nicht sign. Vergrößerung um 29% von 5,9 Nm auf 7,6 Nm. Von 4° nach 8° kam es zu sign. Vergrößerung um 45% von 7,6 Nm auf 11,0 Nm. Von 4° nach 4° tight kam es zu sign. Vergrößerung um 33% von 7,6 Nm auf 10,1 Nm. Das <b>maximale Net Knee Moment (Mv-MB)</b> war ohne Orthese (55,3 Nm) gegenüber Orthese "normal" (52,2 Nm) mit 3,1 Nm Differenz (-6%) nicht sign. verringert. Von 4° (48,1 Nm) nach 8° (44,2 Nm) war der Effekt mit einer Differenz von 3,9 Nm (- 8%) sign. Erhöhte Gurtspannung von 4° valgus (48,1 Nm) nach 4° tight (44,7 Nm) erbrachte mit 3,4 Nm Differenz (7 Nm) keine sign. Veränderung. Insgesamt demonstrierten alle Ortheseneinstellungen im Vergleich mit dem Modus "ohne" eine signifikante Reduktion des Net Knee Moments (Mv-MB). Der stärkste Effekt war mit 11,1 Nm Differenz (20%) bei 8° valgus Einstellung zu erkennen.	Ja	Ja	6-Kamera-Video-Bewegungsanalyse-System mit Markersatz und 2 Kraftmessplatten. 3 Dehnungsmessstreifen für Biegemomente und ein Meßfühler für die Gurtspannung.
Hamann 2003	P (20) T (20)	Die <b>intraorthetische Druckmessung</b> beweist mit sign. bis hochsign. Druckverstärkung in mittlerer und maximaler Einstellung gegenüber der minimalen Einstellung das 3-Punkt-Prinzip.	Ja	Ja	Einbeinstandaufnahmen Standart-Röntgengerät mit Winkelvorrichtung zum Einspannen von Fuß und Knie. 4-Kamera-System, Markersatz, Kraftmessplatten. Drucksensoren an Gurten und am medialen Gelenkarm

Tabelle 30: Ergebnisse von Untersuchungen bezüglich der von valgisierenden Knie-Orthesen ausgeübten Momente und Kräfte

Studie	Patienten (P) Probanden (T)	Ergebnisse	Erhebung Soforteffekt	Instrumentierte Orthese	Messinstrument
Otis et al. 2000	P (61)	Die <b>medial-laterale Lastverteilung [%]</b> war größer in beiden Behandlungsgruppen. Bezüglich einer Veränderung der <b>medialen Kompartimentlast</b> gab es zwischen beiden Behandlungsgruppen und der Placebogruppe keinen Unterschied.	Ja	Ja	6-Kamera-Video-Ganganalyse, Markerset, zwei Kraftmessplatten. Modell zur Berechnung der medialen Kompartimentlast sowie Dehnmessstreifen.
Pollo et al. 2002	P (11)	Es gab eine signifikante Reduktion um 84 N (-8%) der mittleren medialen <b>Kompartimentlast [N]</b> durch die Orthese in Normaleinstellung (964 N) gegenüber dem Modus ohne Orthese (1048 N). Bei nur geringer Änderung (-30 N) durch Umstellung von "normal" (964 N) auf 4° valgus (934 N), kam es durch eine Verstärkung der Einstellung von 4° (934 N) nach 8° (869 N) zu signifikanter Entlastung des medialen Kompartiments um weitere 65 N (-7%). Die Erhöhung der Gurtspannung aus 4° valgus (934 N) nach 4° tight (896 N) brachte mit 38 N Reduktion (-4%) keine signifikante Verbesserung des entlastenden Effektes. Insgesamt demonstrierten alle Ortheseneinstellungen im Vergleich mit dem Modus "ohne" eine signifikante Reduktion der medialen Kompartimentlast. Der stärkste Effekt war mit 179 N Differenz (-17%) bei 8° valgus Einstellung zu erkennen.	Ja	Ja	6-Kamera-Video-Bewegungsanalyse-System mit Markersatz und 2 Kraftmessplatten. 3 Dehnmessstreifen für Biegemomente und ein Meßfühler für die Gurtspannung.

Tabelle 31: Ergebnisse von Untersuchungen zum Einfluss valgusierender Knie-Orthesen auf die mediale Kompartimentlast

## 7.3 Scores nach Larson (1974) und Lysholm u. Gillquist (1982)

Kriterium	Larson	Lysholm/ Gillquist
<b><u>Instabilität</u></b>		
niemals Instabilität		30
selten oder geringe Instabilität bei sportlicher Belastung		25
regelmäßige Instabilität bei sportlicher Belastung		20
gelegentliche Instabilität bei alltäglicher Belastung		10
regelmäßige Instabilität bei alltäglicher Belastung		5
Instabilität bei jeder Belastung		0
<b><u>Schwellung</u></b>		
keine	3	10
leicht oder gelegentlich	1	
mäßig oder häufig	0,5	
bei Instabilität		7
bei Belastung		5
bei geringer Belastung		2
auffällig, regelmäßig oder ständig	0	0
<b><u>Muskelumfang (20 cm cranial des medialen Gelenkspaltes)</u></b>		
keine Atrophie	2	5
weniger als 1 cm Abnahme	1,5	
1 bis 3 cm/ 1 bis 2 cm	1	3
3 cm oder mehr / > 3 cm	0	0
<b><u>Hinken</u></b>		
kein Hinken	5	5
geringes Hinken	3	
mäßiges Hinken	1	3
auffälliges oder ständiges Hinken	0	0
<b><u>Gehhilfen / Belastbarkeit</u></b>		
keine/ volle Belastbarkeit	5	5
Gehstock	3	3
Unterarmgehstützen	1	
nicht belastbar	0	0
<b><u>Treppensteigen</u></b>		
keine Schwierigkeiten	8	10
leichte Schwierigkeiten	6	6
Stufe für Stufe	4	2
nicht möglich	0	0
<b><u>In die Hocke gehen</u></b>		
keine Schwierigkeiten	5	5
leichte Schwierigkeiten/ gering beeinträchtigt	4	4
mäßige Einschränkung ( nicht > 90°)	2	2
nicht möglich	0	0
<b><u>Gehstrecke</u></b>		
unbegrenzt	20	
geringfügig eingeschränkt ( > 2 km)	15	
mäßig eingeschränkt ( > 1 km)	10	
stark eingeschränkt ( > 500 m)	5	
gehunfähig	0	

Kriterium	Larson	Lysholm/ Gillquist
<b>Schmerzen</b>		
keine Schmerzen	30	30
unregelmäßige oder leichte Schmerzen bei sportlicher Betätigung	25	25
geringe Schmerzen	20	
bei Instabilität	15	
bei starker Belastung		20
bei Gehstrecke über 2 km		15
bei Gehstrecke unter 2 km		10
starke Schmerzen	5	5
unfähig		0
regelmäßig und ausgeprägt		0
<b>Laufen/ Rennen</b>		
keine Schwierigkeiten	5	
leichte Schwierigkeiten	4	
nur geradeaus (unfähig, auszuweichen)	3	
nicht möglich	0	
<b>Hüpfen</b>		
keine Schwierigkeiten	2	
nicht möglich	0	
<b>Bewegungsausmaß</b>		
0 – 45° (abzüglich 1 pro 10° Minderung)	max. 5	
45 – 90° (abzüglich 1 pro 15° Minderung)	max. 3	
90 – 130° (abzüglich 1 pro 20° Minderung)	max. 2	
<b>Achsenverhältnisse (Genu valgum/ varum)</b>		
0 – 15°		2
15 – 30°		1
>30°	0	
<b>Recurvatum</b>		
nicht vorhanden	1	
>5°	0	
<b>Patellaabnormalität</b>		
keine		1
laterale Position	0	
Patellahochstand	0	
erhöhte Mobilität	0	
<b>Flexionskontraktur</b>		
keine		1
>15°	0	
<b>Totale Punktzahl</b>		

## 8 Literaturverzeichnis

Acheson RM (1983): Osteoarthritis the mystery crippler. *J Rheumatol* 10, 174-176

Ahlback S (1968): Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn, Suppl* 277, 7-72

American Geriatrics Society et al. (1998): The management of chronic pain in older persons. *Geriatrics* 53 Suppl 3, 8-24

Andriacchi TP, Lang PL, Alexander EJ, Hurwitz DE (2000): Methods for evaluating the progression of osteoarthritis. *J Rehabil Res Dev* 37, 163-70

Barrett DS, Cobb AG, Bentley G (1991): Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br* 73: 53-56

Baumgartner R, Botta P: Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität; 2. Auflage; Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1995

Blue Cross of California (2007): Clinical UM Guidelines: Knee Braces. <http://www.medpolicy.bluecrossa.com/>. Accessed August 23, 2007

Boy O, Dabisch I: Knie totalendoprothesen-Erstimplantation. In: Qualität sichtbar machen: BQS-Qualitätsreport 2005; hrsg. v. Mohr V Bauer J, Döbler K, Eckert O, Woldenga C; 1. Auflage; BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH, Düsseldorf 2006, 109-117

Bragard K (1932): Das Genu valgum. *Z Orthop Chir (Beiheft)* 57, 125

Cooper C, McAlindon T, Snow S, Vines K, Young P, Kirwan J, Dieppe P (1994): Mechanical and constitutional risk factors for symptomatic knee osteoarthritis: differences between medial tibio-femoral and patello-femoral disease. *J Rheumatol* 21, 307-13

Cotta H: Orthopädie: Ein kurzgefasstes Lehrbuch mit 150 Prüfungsfragen und Schlüssel zum Gegenstandskatalog; hrsg v. Cotta H, Hinz P, Puhl W; 4. überarbeitete und erweiterte Auflage; Thieme, Stuttgart-New York 1984, 154

Coventry MB (1979): Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. *Orthop Clin North Am* 10, 191-210

Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF (2000): Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 375, 185-92

Davidson PL, Sanderson DJ, Loomer RL (1998): Kinematics of valgus bracing for medial gonarthrosis: technical report. *knee. Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13, 414-419

Debrunner AM: Orthopädie, Orthopädische Chirurgie: Die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis; 3. Auflage; Verlag Hans Huber, Bern 1995

Debrunner AM, Seewald K (1964): Die Belastung des Kniegelenkes in der Frontalebene. *Z Orthop* 98, 508-523

Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopädie: Leitlinien der Orthopädie; hrsg v. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und dem Berufsverband der Ärzte für Orthopädie; 2. Auflage; Dtsch. Ärzte-Verlag, Köln 2002

Dieppe PA, Altmann RD, Buckwalter JA, Felson DT, Hascall V, Lohmander LS, Peterfy CG, Roos H, Kuettner KE: Standardization of methods used to assess the progression of osteoarthritis of the hip and knee joint. In: *Osteoarthritis disorders*; eds. Kuettner KE, Goldberg VM; American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont IL 1995, 221-236

Draper ER, Cable JM, Sanchez-Ballester J, Hunt N, Robinson JR, Strachan RK (2000): Improvement in function after valgus bracing of the knee. An analysis of gait symmetry. *J Bone Joint Surg Br* 82, 1001-5

Felson DT, Lawrence RC, Hochberg MC, McAlindon T, Dieppe PA, Minor MA, Blair SN, Berman BM, Fries JF, Weinberger M et al. (2000): Osteoarthritis: new insights. Part 2: treatment approaches. *Ann Intern Med* 133, 726-37

Finger S, Paulos LE (2002): Clinical and biomechanical evaluation of the unloading brace. *J Knee Surg* 15, 155-8

Frost and Sullivan (2004): US Orthopaedic Braces and Support Market, 2004. San Antonio, TX. [www.frost.com](http://www.frost.com). Accessed August 22, 2006

Furnee EH: Opto Electronic movement measurement systems: Aspects of data acquisition, signal processing and performance. In: *Gangbildanalyse-Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik*; hrsg. Boenick U, Näder M, Mecke; Druck und Verlag, Duderstadt 1991, 112-129

Gaasbeek RD, Groen BE, Hampsink B, van Heerwaarden RJ, Duysens J (2007): Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. A gait analysis study of a new brace. *Gait Posture* 26, 3-10

Goldberg VM: Cellular Repair of articular cartilage. In: *Osteoarthritic Disorders*; eds. Kuettner KE, Goldberg VM; American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont IL 1995, 357-63

Graf BK, Clancy WG (1987): Motorized arthroscopic instruments: a review. *Arthroscopy* 3, 199-204

Guo M, Axe MJ, Manal K (2007): The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. *Gait Posture* 26, 436-41

- Hamann R: Klinische Studie mit ganganalytischer Untersuchung über die Wirksamkeit einer valgusierenden Knieorthese bei dem Krankheitsbild der Varusgonarthrose. Med. Diss. Göttingen 2003
- Harrington IJ (1983): Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg Am* 65, 247-59
- Hart DJ, Doyle DV, Spector TD (1995): Association between metabolic factors and knee osteoarthritis in women: the Chingford Study. *J Rheumatol* 22, 1118-23
- Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD, Heckmann TP (1998): Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics* 21, 131-8
- Hillstrom HJ, Brower DJ, Bhimji S, (2000): Assessment of conservative realignment for the treatment of varus knee osteoarthritis: Biomechanics and joint pathophysiology. *Gait Posture* 11, 170-1
- Horlick SG, Loomer RL (1993): Valgus knee bracing for medial gonarthrosis. *Clin J Sports Med* 11, 251-5
- Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY (1990): Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 255, 215-27
- Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA (1998): Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech* 31, 423-430
- Insall JN, Joseph DM, Msika C (1984): High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A longterm follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 66, 1040-8
- Jerosch J, Wüstner P, Thorwesten L (1998): Propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenkes nach vorderer Kreuzbandruptur: Beeinflussung durch medizinische Trainingstherapie. *Krankengymnastik* 50: 243-248
- Johnson F, Leidl S, Waugh W (1980): The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Br* 62, 346-9
- Johnson LL: *Arthroscopic Surgery. Principles and Practice*; 3. ed.; Mosby, St. Louis Toronto Princeton 1986
- Katsuragawa Y, Fukui N, Nakamura K (1999): Change of bone mineral density with valgus knee bracing. *Int Orthop* 23, 164-7
- Kaufmann K, Hughes C, Morrey B, Morrey M, An K (2001): Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 34, 907-915
- Kirkley A, Webster-Bogaert S, Litchfield R, Amendola A, MacDonald S, McCalden R, Fowler P (1999): The effect of bracing on varus gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am* 81, 539-48

- Koester B, Kannenberg A, Grifka J: Die konservative Therapie der unilateralen Gonarthrose mit der Beinorthese Genu Arthro; Orthopädische Klinik für die Universität Regensburg im Asklepios Klinikum Bad Abbach (schriftliche Mitteilung von Prof. Dr. B. Koester 07.12 2007)
- Kohn D, Lobenhoffer P (1987): Möglichkeiten der operativen und diagnostischen Arthroskopie bei Gonarthrose. Orthop Prax 1, 39-47
- Komistek RD, Dennis DA, Northcut EJ, Wood A, Parker AW, Traina SM (1999): An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. J Arthroplasty 14, 738-42
- Lanz von T (1951): Über umwegige Entwicklung am menschlichen Hüftgelenk. Schweiz Med Wochenschr 43, 1053
- Larson RL: Rating sheet for knee function. In: Diseases of the knee Joint; eds. Smillie I, Churchill; Livingstone Edingburgh 1974, 28-30
- Lindenfeld TN, Hewett TE, Andriacchi TP (1997): Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis. Clin Orthop Relat Res, 290-7
- Lysholm J, Gillquist J (1982): Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. Am J Sports Med 10: 150-4
- Matsuno H, Kadowaki KM, Tsuji H (1997): Generation II knee bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee. Arch Phys Med Rehabil 78, 745-9
- Mohing W: Die Arthrosis deformans des Kniegelenkes, Ätiologie, Pathogenese, Klinik, Begutachtung; Springer Verlag, Berlin 1966.
- Münzenberg KJ: Der orthopädische Schuh: Indikation und Rezeptur; Edition Medizin, Weinheim 1983.
- Murakami M: Handbook of Gerontology; editors Murakami M, Ohta K, Imabori K; Vol 2; Johokaihatsu Res, Tokyo 1984
- Nietert M (1977): Das Kniegelenk des Menschen als biomechanisches Problem. Biomed Tech 22, 13-21
- Niethard FU, Pfeil J: Orthopädie; Hippokrates Verlag, Stuttgart 1989.
- Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR, Weise M (1992): The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. Am J Sports Med 20, 707-16
- Oest O, Frank W (1974): Die Achsfehlstellung als präarthrotische Deformität für das Kniegelenk. Z Orthop 112 (4), 632-634

Otis JC, Backus SI, Campbell DA, Furman GL, Montalvo E, Warren RF, Wickiewicz TL, Peterson MGE (2000): Valgusbracing for knee osteoarthritis: a biomechanical and clinical outcome study. *Gait Posture* 11, 116

Otte P (1974): Pathophysiologische Grundlagen präarthrotischer Faktoren. *Z Orthop* 112, 541-547

Papadopoulos JS (1991): Gonarthrose: Wird der Einfluß der pathologischen Statik überbewertet? *Z Orthop* 129, 65-71

Pauwels F: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates; Springer Verlag, Berlin 1965

Perry J: Ganganalyse, Norm und Pathologie des Gehens; 1. Auflage Urban & Fischer Verlag, München-Jena 2003

Pollo FE, Otis JC, Warren RF, Wickiewicz TL (1994): Biomechanical analysis of valgus bracing for the osteoarthritic knee. *Gait Posture* 2, 63-5

Pollo FE, Otis JC, Backus SI, Warren RF, Wickiewicz TL (2002): Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *Am J Sports Med* 30, 414-21

Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO (1985): A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 67, 1188-94

Pszczolla M, Groeneveld HB (1984): Die Tibiakopfosteotomie mit der AO-Winkelplatte. *Orthop Prax* 11, 118-121

Rauber A, Kopsch F: Anatomie des Menschen, Band 1: Bewegungsapparat; hrsg v. Leonhardt H, Tillmann B, Töndury G; Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1987

Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M (2006): The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21, 631-9

Schmalz T, Knopf E, Drewitz H, Blumentritt S (2008): Nachweis der Wirksamkeit einer valguswirkenden Gonarthrose-Orthese mithilfe biomechanischer Analysen. *Med Orth Tech* 6, 488-495

Schmitt E, Schmitt O, Mittelmeier H (1984): Indikation, Technik und Ergebnisse der kniegelenknahen Umstellungsosteotomie bei hemilateraler Gonarthrose mit der Autokompressionsplatte. *Orthop Prax* 11, 903-913

Schultz W: Untersuchungen über Reparaturmöglichkeiten des chronisch geschädigten Gelenkknorpels am Kniegelenk bei korrigierten Achsfehlstellungen. *Med. Habil.-Schr. Göttingen* 1993

Schultz W, Weber T, Blumentritt S, Schmalz T (2003): Ganganalytische Untersuchungen von Patienten mit valguswirkender Tibiakopfosteotomie. *Orthopäde* 32, 331-339

Schumacher HR, Klippel JH, Robinson DR: Primer on the Rheumatic Diseases; editors Schumacher HR, Klippel JH, Robinson DR; 9<sup>th</sup> edition; Arthritis Foundation, Atlanta/ Georgia 1988.

- Self BP, Greenwald RM, Pflaster DS (2000): A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee. *Arthritis Care Res* 13, 191-7
- Sharma L, Hurwitz DE, Thonar EJ, Sum JA, Lenz ME, Dunlop DD, Schnitzer TJ, Kirwan-Mellis G, Andriacchi TP (1998): Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibio-femoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 41, 1233-40
- Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ Jr. (1984): Joint position sense in total knee Arthroplasty. *J Orthop Res* 1, 276-83
- Statistisches Bundesamt: Krankheitskosten 2002; In: Statistisches Jahrbuch 2004 für die Bundesrepublik Deutschland; hrsg. v. Statistisches Bundesamt Wiesbaden; 1. Auflage; Metzler-Poeschel, Stuttgart 2004
- Swoboda B, Bail H, Beyer WF, Weseloh G (1995): Beurteilung der Varusgonarthrose: a.p.- Röntgenaufnahme im Vergleich von Ein- und Zweibeinstand. *Akt Rheumatol* 20, 135-139
- Tohyama H, Yasuda K, Kaneda K. (1991): Treatment of osteoarthritis of the knee with heel wedges. *Int Orthop*. 15(1), 31-3
- van Heerwaarden RJ, Gaasbeek RDA, Plitz W (2005): Eine neuartige valgusierende Orthese zur Behandlung der medialen Gonarthrose. *Med-Orthopädische Technik* 3, 57-65
- Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO (1990): The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 72, 905-9
- Wirth CJ: Gonarthrose. In: *Praxis der Orthopädie*; hrsg. von Jäger M, Wirth CJ; Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1986, 980
- Yasuda K, Sasaki T (1987): Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin Orthop Relat Res*. 220, 275-83
- Yelin E: The economics of osteoarthritis. In: *Osteoarthritis*; editors Brandt KD, Doherty M, Lohman-der LS; Oxford University Press, New York 1998, 23-30
- Zacher J, Sell S (1991): Der rheumatische Fuß und seine orthopädiotechnische Versorgung. *Orthop Prax* 27, 726-731

## Danksagung

Herrn Professor Dr. rer. nat. S. Blumentritt danke ich herzlich für die intensive und jederzeit freundliche Betreuung, die Anregung der Studie und die ausführliche Korrektur meiner Arbeit.

Herrn Professor Dr. med. W. Schultz spreche ich meinen Dank aus für seine Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit und die Zusammenarbeit mit der von ihm geleiteten Abteilung.

Für die Bereitstellung des Ganglabors und die Zusammenarbeit bei den ganganalytischen Untersuchungen bin ich der Firma Otto Bock Health Care in Duderstadt und allen Mitarbeitern der Abteilung Forschung Biomechanik in Göttingen zu Dank verpflichtet.

Insbesondere möchte ich Herrn Dr. Thomas Schmalz für die intensive fachliche Zusammenarbeit und hervorragende Betreuung in angenehmer Atmosphäre herzlich danken. Unvergessen bleiben auch die vielen anregenden Diskussionen bei den gemeinsamen Essen im Klinikum oder dem Kaffee im Ganglabor.

Herrn Heiko Drewitz in seiner Funktion als Meister für Orthopädietechnik danke ich für die große Hilfsbereitschaft bei der Durchführung der Untersuchungen, die Kontaktaufnahme zu den Probanden sowie die kompetente und kreative Hilfe bei technischen Fragen.

Herzlichen Dank an Frau Dipl.-Ing. Eva Ludwigs und Herrn Dipl.-Ing. Malte Bellmann, die mir bei meinen vielen offenen Fragen auf allen Ebenen der modernen Computertechnik Orientierung verschafften und bei der Ergebnisdarstellung jederzeit mit Rat und Tat zur Seite standen.

## Lebenslauf

von Elmar Knopf, wohnhaft in 37073 Göttingen, Lange Geismarstraße 69.

Am 31.05.1963 bin ich als jüngstes von 5 Kindern des Prokuristen Wilhelm Knopf und seiner Ehefrau Maria Knopf, geb. Rüter, in Höxter geboren.

Von 1969 bis 1973 besuchte ich in Höxter die Grundschule im Petrifeld und wechselte 1973 auf das König-Wilhelm-Gymnasium in Höxter, wo ich am 14.06.1982 das Abitur ablegte.

Nach Einberufung zum Bundeswehr-Grundwehrdienst leistete ich diesen von 1982 bis 1983 im Sanitätsbataillon Hamm und im Sanitätsbereich Höxter ab.

Nach Tätigkeit als Ausbilder in Erste Hilfe und einem mehrmonatigen Pflegepraktikum in der Weserbergland-Klinik in Höxter durchlief ich von 1984 bis 1987 eine Krankenpflegeausbildung an der Krankenpflegeschule in Brakel und im St. Ansgar Krankenhaus in Höxter. Die Ausbildung schloss ich am 26.08.1987 mit dem Examen ab.

Von 1987 bis 1988 leistete ich aufgrund der nachträglichen Verweigerung des Kriegsdienstes die ausstehende Zivildienstzeit von 5 Monaten in der individuellen Schwerstbehinderten-Betreuung beim Arbeiter-Samariter-Bund in Kerpen ab.

Von 1988 bis 1989 war ich als Krankenpfleger erst auf einer neurologischen Station in der Weserbergland-Klinik in Höxter und anschließend in der Neurochirurgie in Freiburg tätig.

Im Zeitraum von 1990 bis 1992 durchlief ich eine Ausbildung zum Krankengymnasten an der Weserbergland-Klinik in Höxter und schloss diese am 16.09.1992 mit dem Examen ab. Das Anerkennungsjahr absolvierte ich von 1992 bis 1993 in der Markus-Klinik in Bad Driburg in den Abteilungen Orthopädie und Neurologie und erlangte damit die Erlaubnis zur Führung der Berufsbezeichnung Krankengymnast.

In der Zeit von 1994 bis 2002 arbeitete ich als Krankengymnast mit dem Schwerpunkt Orthopädie im Rehasentrum Göttingen. In dieser Zeit besuchte ich sowohl als Teilnehmer als auch als Dozent eine Vielzahl von Symposien, Seminaren und Kongressen. Darüber hinaus war ich in der International Academy of Orthopaedic Medicine als Lehrkraft für die Bereiche Klinische Diagnostik und Manuelle Therapie tätig und an verschiedenen Studien und internationalen Veröffentlichungen beteiligt.

Im Jahre 2002 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Georg-August-Universität in Göttingen. Nach bestandener ärztlicher Vorprüfung am 05.04.2004 schloss ich das Studium am 30.05.2008 mit dem Staatsexamen ab.

Mein praktisches Jahr durchlief ich von 2007 bis 2008 in der Abteilung Neurologie der Asklepios-Klinik in Seesen und den Abteilungen für Innere Medizin und für Allgemeinchirurgie der Ammerland-Klinik in Westerstede.

Während der gesamten Zeit des Studiums war ich als Krankenpfleger, erst zwei Jahre in der Notaufnahme und dann weitere vier Jahre auf der kardiologischen Intensivstation des Universitätsklinikums in Göttingen tätig.

Seit dem 01.07.2007 befinde ich mich als Assistenzarzt in der Weiterbildung zum Facharzt für Innere Medizin im Albert-Schweitzer Krankenhaus in Northeim.



