

Th. Schmalz, E. Knopf, H. Drewitz, S. Blumentritt

Nachweis der Wirksamkeit einer valgisierend wirkenden Gonarthrose-Orthese mithilfe biomechanischer Analysen

Proof of Effectiveness for a Valgising Gonarthrosis Orthosis by means of Biomechanic Analyses

Die biomechanische Wirkung der Gonarthroseorthese „Genu Arthro“ wurde bei 16 Patienten mit Varusgonarthrose ermittelt. Die Therapiezeit mit der Orthese betrug zum Untersuchungszeitpunkt mindestens vier Wochen. Zusätzlich zu den bekannten Parametern der instrumentierten Ganganalyse (Vicon-System, Kistler-Kraftmessplatten) wurde die Deformation der Orthese während des Gehens gemessen. Weiterhin wurde von jeder individuellen Orthese mit einer speziell entwickelten Kalibriervorrichtung der Zusammenhang von Deformation und Orthesenmoment bestimmt. Die Verrechnung dieser Orthesendaten mit denen der Ganganalyse ergibt eine durchschnittliche Reduktion des Varusmoments am Knie von ca. neun Prozent, wodurch die in klinischen Studien beobachtete deutliche Schmerzreduktion erklärt werden könnte.

The biomechanic effectiveness of the „Genu Arthro“ gonarthrosis orthosis was studied on 16 patients with varus gonarthrosis. The time of therapy with the orthosis had been at least four weeks at the time of study. In addition to the well-known parameters of instrumented gait analysis (Vicon System, Kistler force plates) the deformation of the orthosis was measured during walking. Furthermore for every individual orthosis the relation of deformation and orthotic moment was determined by means of a specially

developed calibrating device. The computing of these orthotic data against those of the gait analysis reveals an average reduction of the varus moment on the knee of about nine per cent, by which the significant pain reduction observed in clinical studies could be explained.

Einleitung

Innerhalb der Schmerz verursachenden Gelenkerkrankungen nimmt der Gelenkverschleiß (Arthrose) einen breiten Raum ein. Hüft- und Kniegelenke sind besonders häufig betroffen. Bezüglich der Inzidenz zeigt die Gonarthrose einen starken Anstieg ab der dritten Lebensdekade. Epidemiologische Studien kommen zu dem Schluss, dass insgesamt ca. fünf bis sechs Prozent der Bevölkerung mehr oder weniger ausgeprägt betroffen sind [2]. Die Behandlungskonzepte lassen sich grundsätzlich in operative und nicht-operative Verfahren unterteilen. Im Bereich der operativen Methoden werden neben den arthroskopischen Verfahren Gelenkersatz und Osteotomietechniken häufig eingesetzt. Die nicht-operativen Behandlungen, die bei leichten und mittleren Arthrosen sowie bei der Nichtdurchführbarkeit einer Operation zur Anwendung kommen, umfassen im Wesentlichen medikamentöse Therapien, physiotherapeutische Maßnahmen und die Versorgung mit orthopädischen

Hilfsmitteln (Gehhilfen, Einlagen, Erhöhungen an Schuhsohlen, Knieorthesen).

Trotz eindeutig nachgewiesener klinischer Wirksamkeit der Gonarthroseorthesen [1, 7, 9] werden diese orthopädischen Hilfsmittel nach wie vor in den „Aktuellen Leitlinien Orthopädie“ nicht erwähnt. Es verwundert deshalb auch nicht, dass nach neuesten Erhebungen nur weniger als ein Prozent aller Gonarthrose-Patienten mit einer Knieorthese behandelt wird [8]. Einer der Gründe hierfür mag darin liegen, dass objektive, messbare Wirkungsnachweise noch nicht ausreichend vorliegen.

Einen effektiven Wirkungsnachweis stellt die direkte Messung des Drehmoments, das von einer Gonarthrose-Knieorthese erzeugt wird, dar. Orthesen für die Behandlung von Varusgonarthrosen erzeugen ein valgisierendes Moment, das dem varisierenden externen Drehmoment, das während der maximalen Belastung in der Standphase natürlicherweise vorhanden ist, entgegenwirkt. Durch diese kompensatorische Funktion des Hilfsmittels ist ein Erklärungsansatz für die schmerzlindernde und funktionsverbessernde Wirkung denkbar. Die direkte Messung des Orthesenmoments erfolgte bisher ausschließlich mit instrumentierten Testorthesen [12]. Im vorliegenden Beitrag wird die Ermittlung des knieentlastenden Drehmoments mit der individuellen Orthese des Patienten vorgenommen, ohne

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Masse [kg]	Tragedauer [Wochen]	Tragezeit [Stunden/Tag]	Gehstrecke [km/Tag]
Mittelwert	56	172	83	22	9,6	5,3
Streuung	10	9	7	41	3,5	2,2
Minimum	41	158	57	4	2	1
Maximum	67	192	100	164	12	8,5

Tab. 1 Daten der untersuchten Patienten.

dass die Orthese mit zusätzlicher Messtechnik modifiziert wird. Grundlage hierfür ist die biomechanisch-ganganalytische Diagnostik zusammen mit einem eigens entwickelten Kalibrierungsverfahren für individuell angepasste Orthesen.

Methoden

Patienten

An der Untersuchung nahmen 16 Patienten (acht männlich, acht weiblich) mit einer durch Fachärzte für Orthopädie gestellten Diagnose einer medialen Gonarthrose teil. Ausschlusskriterien waren frische Verletzungen, Erkrankungen der Haut, Varikosis und das Gangbild beeinflussende Krankheiten mit Ausnahme von Gonarthrose. Bei der Arthrose-Klassifizierung nach WIRTH waren anhand mitgebrachter Röntgenaufnahmen ein Patient dem Grad 1, fünf Patienten dem Grad 2, sieben Patienten dem Grad 3 und drei Patienten dem Grad 4 zuzuordnen. Alle Patienten waren einseitig seit mindestens vier Wochen mit einer Genu Arthro

Knieorthese versorgt, mit der auch die Untersuchungen durchgeführt wurden (Abb. 1). Wichtige Daten der Patienten sind in der Tabelle 1 zu finden.

Bestimmung des valgierend wirkenden Moments der Orthese

Die knieentlastende Funktion der erwähnten Orthese resultiert aus dem klassischen Drei-Punkt-Prinzip. Dabei sind ein Oberschenkel- und Unterschenkelmodul über ein einachsiges Gelenk miteinander verbunden. Die für das valgierend wirkende Orthesenmoment notwendigen Rückstellkräfte resultieren aus der Verformungskraft, die notwendig ist, um das Oberschenkelmodul aus einer nach Bedarf variabel einstellbaren Ausgangsposition heraus am Oberschenkel zu fixieren (Abb. 2). Die Grundidee bei der Bestimmung des Orthesenmoments besteht darin, auf dieses aus der Rückstellkraft und dem wirksamen Hebelarm, im Wesentlichen bestimmt durch die Länge des Oberschenkelmoduls, zu schließen. Dazu war es zunächst notwendig, den Rückstellkraft-Weg-Zusam-



Abb. 1 Patient mit der im Artikel erwähnten Knieorthese.

menhang für jede individuelle Orthese mithilfe eines speziellen Kraftmessstandes zu ermitteln. Dabei wurde die zu einer definierten Verformung gehörige Rückstellkraft mit einem Federkraftmesser gemessen (Abb. 3). Durch die Aufnahme von 15 bis 18 Wertepaaren pro Orthese erfolgte dann aus dem linearen Zusammenhang

$$F_{\text{Orth}} = C_{\text{Orth}} * (X_i - X_0)$$

mithilfe einer Regressionsrechnung die Ermittlung der Steifigkeit der Orthese C_{Orth} . (X_0 : Ausgangsposi-



Abb. 2 Unterschiedliche Grundeinstellungen der Orthese. Links: geringe Verformung im unfixierten Zustand = geringes Orthesenmoment nach Fixierung am Oberschenkel; rechts: starke Verformung im unfixierten Zustand = hohes Orthesenmoment nach Fixierung am Oberschenkel.

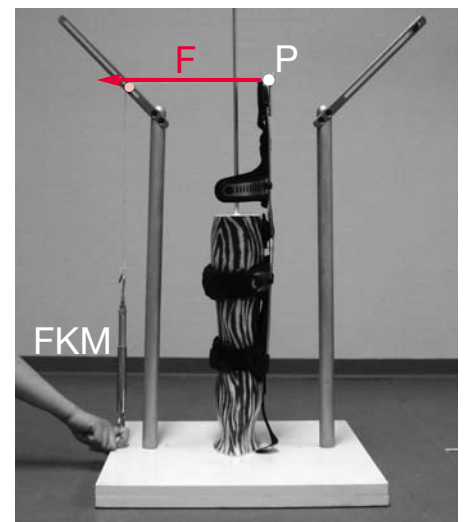


Abb. 3 Kraftmessstand zur Bestimmung der Steifigkeit der Orthese (P: proximaler Kraftwirkungspunkt, FKM: Federkraftmesser, F: notwendige Kraft zur Verformung der Orthese).

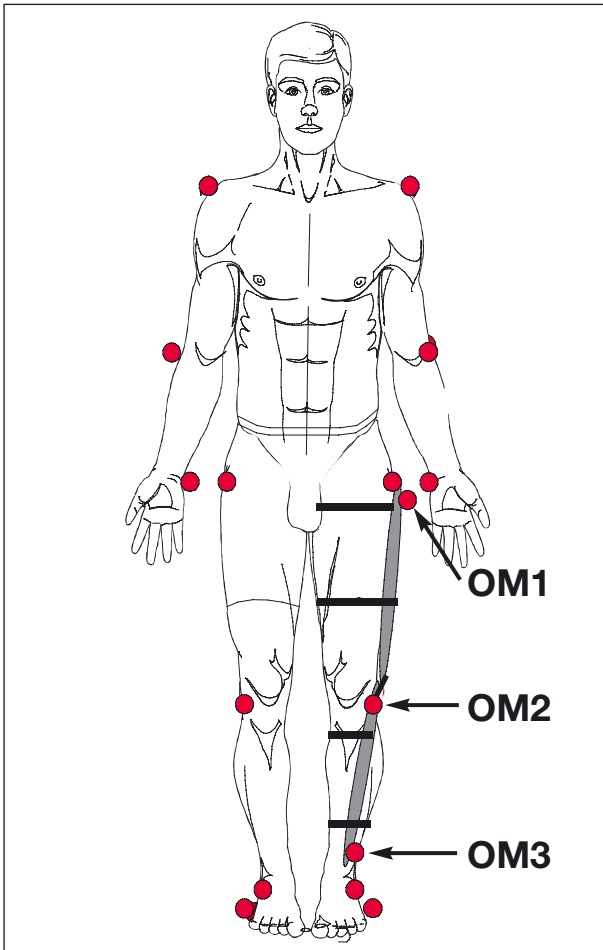


Abb. 4 Verwendeter Markersatz (OM1, 2, 3: auf der Orthese platzierte Marker).

tion im unbelasteten Zustand, X_i : in Relation zum unbelasteten Zustand zurückgelegter Weg, F_{Orth} : Rückstellkraft, C_{Orth} : Steifigkeit der Orthese, $i = 1 \dots (15 \dots 18)$

Aufgrund der Kenntnis dieser Eigenschaft der Orthese war es nachfolgend ausreichend, während des Stehens und Gehens die Verformung der Orthese zu messen. Dies wurde mithilfe von drei reflektierenden Markern realisiert, die am Orthesengelenk sowie am distalen und proximalen Kraftwirkungspunkt zu fixieren waren (Abb. 4). Die Position dieser Marker ist mit dem optoelektronischen Kamerasystem des Ganglabors mit hoher Genauigkeit dreidimensional messbar. Aus den 3-D-Koordinaten der Marker erfolgte dann mithilfe einfacher trigonometrischer Beziehungen im Vergleich mit einer Standmessung ohne Fixierung der Orthese die Berechnung der aktuellen Verformung. Aus diesem Wert und der Orthesensteifigkeit ergeben sich Rückstellkraft und Orthesenmoment.

Die Verformungsmessung wurde während der Ganganalyse realisiert. Aufgrund des Gültigkeitsbereiches der verwendeten trigonometrischen Beziehungen erfolgte die Berechnung des Orthesenmoments innerhalb der ersten 50 Prozent des Gangzyklus. Damit werden die für die Belastung des Kniegelenks wichtigen Gangphasen erfasst.

Ganganalyse

Alle Patienten wurden ganganalytisch untersucht. Die Messung der Bodenreaktionskräfte erfolgte mit Hilfe von zwei Kraftmessplatten (Messfrequenz 1080 Hz). Die Kinematik der Bewegung wurde mittels passiver Marker mit einem optoelektronischen Sechskamera-System erfasst (Messfrequenz 120 Hz). Der dabei verwendete Satz an Messmarkern ist in

einer früheren Arbeit bereits ausführlich beschrieben worden [13]. Mithilfe der Bodenreaktionskräfte und der kinematischen Daten wurden die externen Drehmomente, die an den großen Gelenken der unteren Extremität wirken, für die Dauer der Standphase berechnet.

Versuchsdurchführung und Datenaufbereitung

Die Ganganalyse wurde für alle Patienten in randomisierter Reihenfolge mit und ohne Orthese durchgeführt. Während jeder Messsituation wurden acht bis zehn Teilversuche analysiert, aus denen für die biomechanischen Parameter ein gangzyklusnormierter Mittelwert gebildet wurde. Diese Verläufe bildeten die Grundlage für die Berechnung von Gruppenmittelwerten, so dass Vergleiche zwischen beiden Messsituationen und zwischen arthrotischem und kontralateralem Kniegelenk möglich waren. Markante Peaks biomechanischer Parameter wurden mit dem WILCOXON-Test hinsichtlich signifikanter Differenzen geprüft.

Nach den Ganganalysen erfolgte die im vorherigen Abschnitt beschriebene Bestimmung der Steifigkeit der Orthese, um das valgusierend wirkende Orthesenmoment berechnen zu können. Abschließend beantworteten die Patienten Fragen zu ihrer Erkrankungsanamnese und der Qualität der orthetischen Versorgung. Hierbei wurden die Patienten hinsichtlich der Ortheseneigenschaften gebeten, die Passform der Orthese, das Tragegefühl der einzelnen Komponenten, Design und Handling auf einer Skala zwischen null („sehr schlecht“) und sechs („sehr gut“) zu bewerten.

Resultate

Subjektive Bewertung

15 der 16 untersuchten Patienten gaben an, dass sich die Schmerz-situation aufgrund der Nutzung der Orthese deutlich verbesserte. In diesem Zusammenhang erwähnten sieben Patienten, beim Tragen des Hilfsmittels ein höheres Maß an Stabilität im Kniegelenk zu verspüren. Hinsichtlich der skaliert bewerteten Ortheseneigenschaften ergaben sich bei allen Kriterien gute Bewertungen mit Durchschnittspunktzahlen zwischen 4,3 und 4,9, mit Ausnahme der Kategorie „Tragegefühl am Oberschenkel“. Hier wurde ein Mittelwert von 3,4 erreicht, der sich im Wesentlichen daraus erklärt, dass sechs Patienten angaben, gelegentlich ein Rutschgefühl zwischen Orthese und Oberschenkel zu verspüren.

Zeit-Distanz-Parameter

Die mittlere Gehgeschwindigkeit betrug während der Messung ohne Orthese 1,27 m/s und stieg bei Nutzung des Hilfsmittels signifikant auf 1,36 m/s an ($p \leq 0.05$). Für die betroffene Extremität vergrößerte sich die Schrittlänge von 0,71 m ohne Orthese auf 0,73 m mit Orthese, für die kontralaterale Extremität hingegen ergab sich beim selben Vergleich eine Reduktion von 0,75 m auf 0,73 m. Somit war mit Orthese die Symmetrie der Schrittlängen gegeben.

Bodenreaktionskräfte und Belastung des Kniegelenks

Die Analyse der Bodenreaktionskraft zeigt bezüglich der Bremskraft, die in der ersten Standpha-

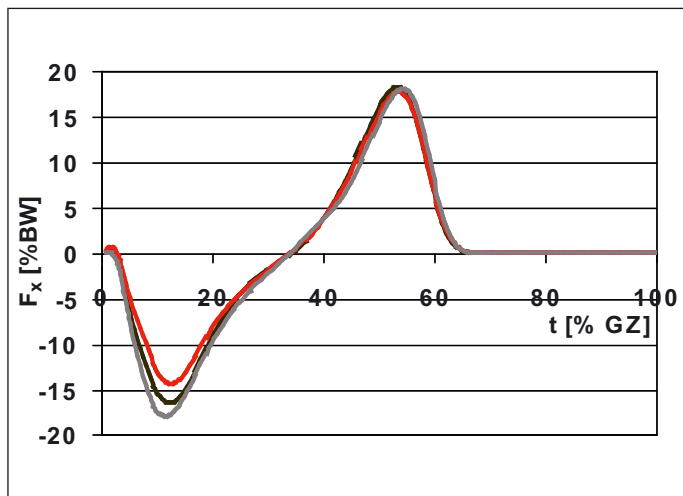


Abb. 5 Mittlere horizontale Komponente der Bodenreaktionskraft (rot: arthrotische Extremität ohne Orthese; schwarz: arthrotische Extremität mit Orthese; grau: kontralaterale Extremität ohne Orthese; GZ: Gangzyklus).

senhälfte wirkt, deutliche Unterschiede im Vergleich der untersuchten Situationen (Horizontal-komponente der Bodenreaktionskraft, Abb. 5). In der Situation ohne Orthese wird für die arthrotische Extremität im Vergleich zur kontralateralen, nicht betroffenen Extremität eine signifikant verringerte Kraft gemessen (14,3 versus 17,9 Prozent BW). Bei Nutzung der Orthese hingegen ist diese Kraftwirkung mit 16,4 Prozent für das von der Arthrose betroffene Bein deutlich erhöht, im Vergleich mit der nicht betroffenen Seite ergibt sich nun keine signifikante Differenz mehr.

Bei der Analyse der Belastung des Kniegelenks in der Sagittalebene werden auffällige Differenzen beim

in der ersten Standphasenhälfte flektierend wirkenden Drehmoment gemessen. In beiden untersuchten Situationen beträgt der mittlere Maximalwert des kontralateralen Kniegelenks 0,45 Nm/kg. Das arthrotische Knie weist ohne Orthese eine signifikante Reduktion auf 0,23 Nm/kg auf. Bei Nutzung der Orthese hingegen steigt der Wert ohne signifikanten Beleg, aber eindeutig in der Tendenz, auf 0,33 Nm/kg und nähert sich somit der Normalsituation (Abb. 6). Die beschriebene Belastungscharakteristik korreliert mit reduzierten Bewegungsamplituden während des Flexions-Extensions-Zyklus, den das arthrotische Kniegelenk unter Belastung absolviert. Sowohl die Standphasenflexion als auch die

Standphasenextension sind während beider Situationen um ca. drei Grad im Vergleich mit der Gegenseite reduziert.

Das extern in der Frontalebene am Kniegelenk wirkende Drehmoment, wichtigster Standard-Gangparameter bei der Beurteilung der Kniebelastung im Falle einer arthrotischen Veränderung, bestätigt die aus früheren Studien bekannten Befunde [5]. Für die nicht betroffene Extremität wird hier, unabhängig von der Messsituation, ein mittlerer Maximalwert von 0,53 Nm/kg gemessen. Das arthrotische Knie weist einen, verglichen damit, wiederum tendenziell eindeutigen, aber nicht signifikant erhöhten Wert von 0,63 Nm/kg auf (Abb. 7). Die Analyse

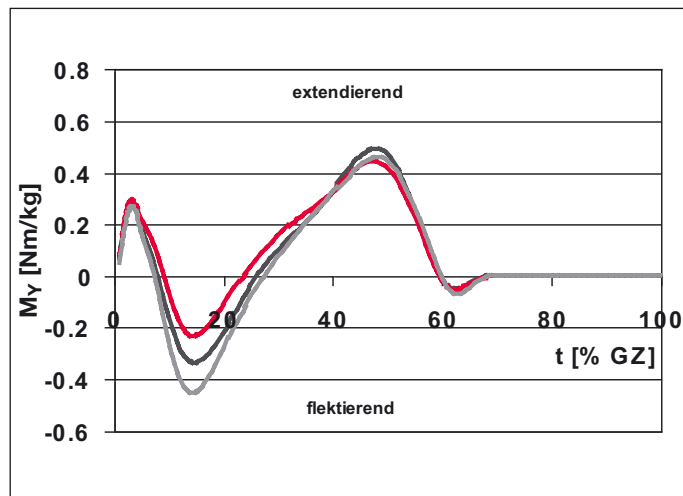


Abb. 6 Mittleres externes Drehmoment, das in der Sagittalebene am Kniegelenk wirkt (rot: arthrotische Extremität ohne Orthese; schwarz: arthrotische Extremität mit Orthese; grau: kontralaterale Extremität ohne Orthese; GZ: Gangzyklus).

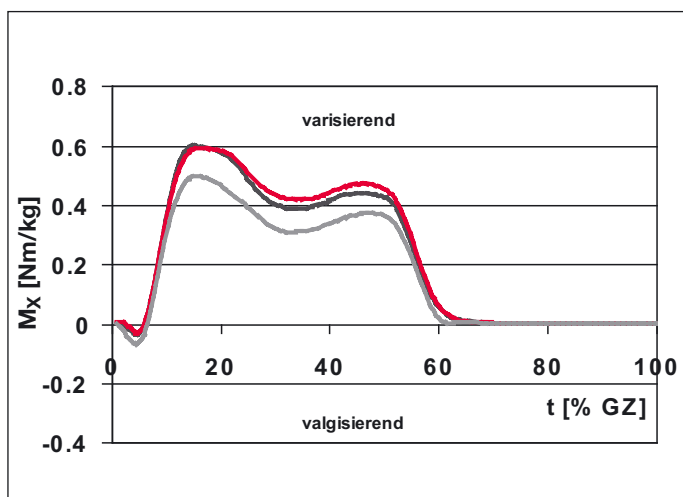


Abb. 7 Mittleres externes Drehmoment, das in der Frontalebene am Kniegelenk wirkt (rot: arthrotische Extremität ohne Orthese; schwarz: arthrotische Extremität mit Orthese; grau: kontralaterale Extremität ohne Orthese; GZ: Gangzyklus).

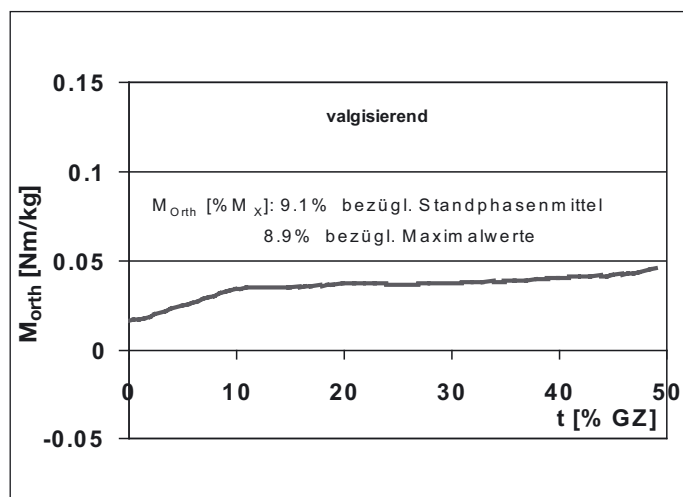


Abb. 8 Mittleres Orthesenmoment zwischen 0 und 50 Prozent des Gangzyklus (GZ).

des Gangs mit Orthese liefert für diesen Parameter im Mittel keine messbare Veränderung.

Bestimmung des Orthesenmoments

Bei der Berechnung des Orthesenmoments im Bereich der ersten 50 Prozent des Gangzyklus zeigt sich, dass die zeitliche Struktur dieser Größe individuell sehr unterschiedlich ist. Zu markanten Zeitpunkten der Standphase sind keine einheitlich ausgezeichneten Spitzenwerte identifizierbar. Im Gruppennittel ergibt sich die in Abbildung 8 dargestellte Struktur. Nach dieser ist tendenziell zu erkennen, dass das von der Orthese erzeugte, valgierend wirkende Moment im Verlauf der Standphase geringfügig ansteigt. Dieser Anstieg ist zwischen null und zehn Prozent Gangzyklus deutlich sichtbar und verlangsamt sich nachfolgend spürbar zwischen zehn und 30 Prozent Gangzyklus, also während der Standphasenflexion. Im Bereich zwischen 30 und 50 Prozent Gangzyklus, in welchem die Standphasenextension auftritt, steigt dann die valgierende Orthesenwirkung nochmals etwas stärker an.

Die Relation zwischen Orthesenmoment und externem Frontalmoment ist wiederum individuell sehr unterschiedlich ausgeprägt. Vergleicht man die jeweiligen Maxima, so beträgt der mittlere Wert des Orthesenmoments 8,9 Prozent vom externen Frontalmoment bei individuellen Schwankungen zwischen zwei und 27 Prozent. Setzt man eine Verlaufsmittelung zwischen null und 50 Prozent des Gangzyklus als Bewertungsparameter an, so beträgt der Mittelwert des Orthesenmoments 9,1 Prozent vom externen Frontalmoment bei ähnlichen Schwankungsbreiten (zwei ... 28 Prozent).

Diskussion

Durch das in der vorliegenden Untersuchung angewandte Verfahren ist die Wirkung der verwendeten Gonarthrose-Orthese, die zu den bekannten positiven klinischen Resultaten führt, anhand objektiver biomechanischer Messdaten quantifizierbar. Es zeigt sich, dass man - sowohl hinsichtlich der Größe der Wirkung als auch hinsichtlich des Zeitverlaufs während

der Standphase des Gangzyklus - von individuell sehr unterschiedlichen Strukturen ausgehen muss. Als Gründe hierfür muss man unter anderem die aus der Versorgungspraxis bekannten Probleme der möglichen gravierenden individuellen anatomischen Unterschiede der Patienten annehmen. Diese können zu sehr differenten Passformeigenschaften führen, die Einfluss auf die funktionelle Wirkung des Hilfsmittels haben können. Tendenziell ist eine maximale Wirkung der Genu Arthro Orthese während der Standphasenextension zu erkennen. Dies steht weitgehend in Übereinstimmung mit den Ergebnissen einer früheren Untersuchung, die mit einer anderen Gonarthrose-Orthese durchgeführt wurde [5].

Der gemittelte Anteil von ca. neun Prozent des Orthesenmoments in Relation zum extern variierend wirkenden Moment liegt in derselben Größenordnung, die Pollo et al. [12] mit 10,7 Prozent in einer Studie mit einer instrumentierten Orthese bei zehn Patienten ermittelten. Pollo et al. errechneten zusätzlich aus den ganganalytischen Daten die im medialen Kompartiment wirkende Gelenkkraft. Dabei ergab sich, dass diese durch die Wirkung der Orthese um einen Betrag von ca. 80 bis 90 N reduziert wird, womit ein prozentual ähnlicher Wert wie der Anteil des Orthesenmoments am externen Moment erreicht ist. Offensichtlich ist eine kompensatorische Orthesenwirkung dieser Größenordnung ausreichend, um die nachgewiesene Schmerzreduktion zu bewerkstelligen.

Der wichtigste Standard-Parameter der Ganganalyse zur generellen Beurteilung der Kniebelastung, das extern in der Frontalebene wirkende Drehmoment, bestätigt bei der Messung ohne Orthese, dass bei Gonarthrose-Patienten auch ohne gravierende Achsfehlstellungen von einem unphysiologisch erhöhten Wert auszugehen ist [3, 4, 5]. Somit könnte dieser Parameter sehr wertvoll für diagnostische Zwecke sein, um die Risiken für die Genese von Arthrose unterstützend zu prognostizieren. Die Beeinflussung dieser Größe durch Knieorthesen ist prinzipiell umstritten. In der Literatur wird bei vergleichbaren Studien sowohl über Reduktion [3, 11] als auch von näherungsweise gleich

bleibenden Spitzenwerten [5, 6, 12] berichtet. Somit reiht sich die vorliegende Untersuchung in die letztgenannte Gruppe ein. Ein möglicher Grund für diese Diskrepanz könnten die sehr differenten Untersuchungsansätze sein (zum Beispiel Untersuchung von gesunden Probanden, Verwendung instrumentierter Orthesen, unrealistische Ortheseneinstellungen). Die Ergebnisse dieser Arbeit legen den Schluss nahe, dass die Orthesenwirkung in der realen Alltagssituation des Patienten zu gering ist, um das externe Varusmoment signifikant zu reduzieren. In diesem Zusammenhang sollten Berichte kritisch hinterfragt werden, die Gonarthrose-Orthesen die Fähigkeit zusprechen, Korrekturen von Achsfehlstellungen bewerkstelligen zu können [10]. Die gemessenen Orthesenmomente sind hierfür zu gering, zudem konnten in einer eigenen früheren Studie mit umfangreicher Röntgendiagnostik diesbezüglich keine relevanten Hinweise gefunden werden [5].

Neben den für die direkte Zielstellung der vorliegenden Studie wichtigen Messgrößen lieferten die Resultate der Ganganalyse weitere Hinweise zur Charakterisierung des Gangbildes von Gonarthrose-Patienten. Ohne Orthese klar nachweisbar ist die Reduktion der Bremskraft der arthrotischen Extremität unmittelbar nach Standphasenbeginn sowie eine verringerte sagittale Belastung während des Flexions-Extensions-Zyklus des Kniegelenks unter Belastung. Dies ist interpretierbar als Schutzmechanismus aufgrund der Schmerzproblematik. Hinsichtlich dieser Effekte ist ein positiver Einfluss der Orthesenwirkung messbar. Beim Gang mit dem Hilfsmittel ist das Schonverhalten unter Belastung reduziert, entsprechende Charakteristiken der arthrotischen Extremität nähern sich denen der kontralateralen spürbar an. Die Orthese trägt somit neben der knieentlastenden Wirkung auch zu einem harmonischeren und dynamischeren Gangbild bei.

Für die Autoren:

*Dr. Thomas Schmalz
Otto Bock HealthCare, Forschungs-
und Entwicklungswerkstatt,
Labor für Biomechanik
Hermann-Rein-Straße 2a
37075 Göttingen*

Literatur:

- [1] Draper, E., J. Cable, J. Sanchez-Ballester, N. Hunt, J. Robinsion, R. Strachan: Improvement in function after valgus bracing of the knee. An analysis of gait symmetry. *J bone Joint Surg Br* 82 (2000), 1001-1005
- [2] Felson, D., R. Lawrence, P. Dieppe, K. Hirsch, C. Helmick, J. Jordan, R. Kington, N. Lane, M. Nevitt, Y. Zhang, et al.: Osteoarthritis: new insights. Part I: The Disease and its risk factors. *Ann Intern Med* 133 (2000), 635-646
- [3] Gaasbeek, R., B. Groen, B. Hampsink, R. van Heerwaarden, J. Duyssens: Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. A gait analysis study of a new brace. *Gait Posture* 26 (2007), 3-10
- [4] Goh, J., K. Bose, B. Khoo: Gait analysis of patients with varus osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Rel Res* 294 (1993), 223-231
- [5] Hamann, R.: Klinische Studie mit ganganalytischer Untersuchung über die Wirksamkeit einer valgusierenden Knieorthese bei dem Krankheitsbild der Varusgonarthrose. Dissertation, Georg-August-Universität Göttingen 2003
- [6] Hewett, T., F. Noyes, S. Barber-Westin, T. Heckmann: Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics* 21 (1998), 131-138
- [7] Horlick, S., R. Loomer: Valgus knee bracing for medial gonarthrosis. *Clin J. Sports Med* 11 (1993), 251-255
- [8] Hutchins, S., R. Jones: Orthotic intervention in the treatment of medial compartment osteoarthritis of the knee. In: Proceedings of the 12th World Congress of the ISPO. Editors: Bach, T., R. Lemaire, S. Hubbard, P. Kyberd, Vancouver 2007
- [9] Katsuragawa, Y., N. Fukui, K. Nakamura: Change of bone mineral density with valgus knee bracing. *Int Orthop* 23 (2002), 164-167
- [10] Komistek, R., D. Dennis, E. Northcut, A. Wood, A. Parker, S. Traina: An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *J Arthroplasty* 14 (1999), 738-742
- [11] Lindenfeld, T., T. Hewett, T. Andriacchi: Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res* (1997), 290-297
- [12] Pollo, F., J. Otis, S. Backus, R. Warren, T. Wickiewicz: Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *Am J Sports Med* 30 (2002), 414-421
- [13] Schmalz, T., S. Blumentritt, H. Drewitz: Gangphasenabhängig entriegelnde versus gesperrte Beinorthesen – Biomechanische und metabolische Untersuchungen. *Med Orth Tech* 125 (2005), 67-74