

M. Rebel¹, J. Fleischer¹, H. H. Pässler², H. Thermann²

Einfluss einer Knieorthese auf ganganalytische Parameter bei Patienten mit Vorderer-Kreuzband-Plastik

The effect of knee brace on gait analysis parameters by patients with anterior-cruciate-ligament-reconstruction

¹ Sportmedizinisches Trainingszentrum der ATOS-Klinik, Heidelberg

² ATOS-Klinik, Heidelberg

Zusammenfassung

Mittels eines Druckverteilungsmesssystems (EMED SF-Plattform / Novel GmbH, München) wurden bei 23 Patienten mit Vorderer-Kreuzband (VKB)-Plastik in der frühen postoperativen Phase ganganalytische Parameter auf der operierten und nichtoperierten Seite mit und ohne Knieorthese (Hypex, Knie-Schiene / Aircast-Europa GmbH) untersucht. In den Auswertungsparametern Kontaktzeit, Maximaldruck und maximal gemessener Kraftwert ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen betroffenem und dem nicht betroffenen Bein. Die verkürzten Bodenkontaktzeiten der Ferse des operierten Beines ($p \leq 0,01$) weisen auf eine vermehrte Vorfußbelastung hin, der erhöhte maximal gemessene Kraftwert und Maximaldruckwerte der Metatarsalen II und III ($p \leq 0,01$) sowie die verkürzte Bodenkontaktzeit des lateralen Anteils des Vorfußes (Metatarsale IV und V) ($p \leq 0,05$) auf eine verstärkte Medialisierung der Kniegelenksachse des operierten Beines. Die signifikant verringerten Maximaldruck- und maximal gemessene Kraftwerten unter dem Halluxareal des operierten Beines ($p \leq 0,01$) lassen einen unvollendeten Abrollvorgang vermuten.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen auch, dass die eingesetzte funktionelle Knieorthese die mittels Druckverteilungsmesssystem erhobenen ganganalytischen Parameter nicht negativ beeinflusst. In keinem der erhobenen Auswertungsparameter war ein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne Orthese nachzuweisen.

Schlüsselwörter: Ganganalyse, Vordere-Kreuzband-Plastik, Druckverteilungsmessung, Knieorthese

Problem- und Zielstellung

In der Rehabilitation von Sport- und Unfallverletzten wuchs in den letzten Jahren das Interesse an quantitativen biomechanischen und gleichzeitig funktionellen Testverfahren zur Erfassung und Beurteilung von Rehabilitationserfolgen. Ziel dabei ist es, zu den jeweiligen Rehabilitationsphasen relevante Belastungsanforderungen mit spezifischen Testverfahren anzuwenden, um Defizite und Kompensationsmechanismen aufzuzeigen. Mehrere Studien zeigen, dass das Gangbild

Summary

23 patients with Anterior-Cruciate-Ligament (ACL)-reconstruction gait analysis parameters were examined in the early postoperative phase by a pressure measurement system (EMED SF-Plattform / Novel GmbH, Munich) of the operated and nonoperated leg with and without knee brace (Hypex, knee-brace / Aircast-Europe GmbH). In evaluation parameters contact time, peak pressure and maximum force there were significant differences between the affected and unaffected leg. The reduced contact time of the heel of the operated leg ($p \leq .01$) point out to an increased forefoot loading, the increased peak pressure and maximum force of metatarsale II and III ($p \leq .01$) and the decreased contact time of the lateral forefoot area (metatarsale IV and V) ($p \leq .05$) of the operated leg show an increased medial load shift. The significant reduced peak pressure and maximum force ($p \leq .01$) under hallux of the operated leg may be judged as an indicator of an unfinished unroll process. The results of the study show also no negative effect of a knee brace on gait analysis parameters measured by a pressure measurement system. We didn't see any significant difference of the evaluated parameters between the conditions with and without knee brace.

Key words: Gait-analysis, anterior-cruciate-ligament-reconstruction, plantar pressure measurement, knee brace

von VKB-Patienten sowohl prä- als auch postoperativ typische Defizite aufweist (8, 9, 10).

Die meisten Studien zu Veränderungen im Gangbild von Kniepatienten mit VKB-Insuffizienz beziehen sich auf kinematische Parameter und Drehmomentsmessungen (1, 3, 8, 9, 10). In Studien mit Drehmomentsmessungen wurde ein verringertes Streckdrehmoment im Kniegelenk gegenüber einem vergrößerten Streckdrehmoment im Hüftgelenk festgestellt (1, 3, 8, 9, 10). *Andriacchi et al.* nennen den von ihnen diagnostizierten quadriceps-schonenden Gang bei operativ

Tabelle 1: Daten des Patientenkollektivs

	Patientenkollektiv
n	23
Geschlecht	m = 10, w = 10
Alter (in Jahren)	32,6 ± 11,1
Zeitraum zwischen OP und Untersuchungszeitpunkt (in Wochen)	6,3 ± 1,8
Transplantat	Patellasehne = 8 Quadricepssehne = 4 Semitendinosus-Gracilissehne = 11

und konservativ versorgten VKB-Patienten „quadriceps avoidance pattern“. Charakteristisch dafür sei die eingeschränkte Knieflexion in der mittleren Standphase und die fehlende Knieextension in der terminalen Standbeinphase (3,5,9). Dies wird unterstützt von der in einigen elektromyographischen Studien beschriebenen verstärkten Aktivität der Hamstringsmuskulatur und der verminderten Quadricepsaktivität beim Gehen (5,9). Die Ursache dieses Phänomens ist nach *Andriacchi et al.* eine zentralnervöse Adaptation, um einen anterioren tibialen Vorschub zu vermeiden. Damit interpretieren die Autoren das Gangbild als Kompensationsmechanismus, um das operierte Gelenk zu schonen. Typisch nach einer Knieverletzung bzw. Knieoperation sei zudem ein verkürzter Fersenkontakt (6), der in der Druckverteilungsmessung mit einer verringerten Belastung der Fersenfläche einhergeht (12).

Nach *DeVita et al.* verstärkt eine Knieorthese die beobachteten Adaptationen und trägt demzufolge zu einem weiteren Schutz des operierten Gelenkes bei.

Explizit soll in dieser Studie die Frage beantwortet werden, ob sich das veränderte Gangbild nach VKB-Operation in einer Druckverteilungsmessung abbildet. Darüber hinaus werden Modifikationen in der Druckverteilungsmessung bei Applikation einer Knieorthese untersucht und bewertet. Die Frage ist, ob eine rein funktionell ausgelegte Knieorthese das Gangbild von VKB-Patienten verändert.

Material und Methoden

Patientenkollektiv

An der Untersuchung nahmen 23 Patienten nach VKB-Ersatz mit Semitendinosus- und Gracilissehne in einer implantatfreien Technik teil, die in der ATOS-Klinik Heidelberg operativ versorgt und im angegliederten Sportmedizinischen Trainingszentrum nachbehandelt wurden (vgl. Tab. 1).

Testverfahren

Die Ganganalyse erfolgt mittels eines Druckverteilungsmesssystems (EMED SF-Plattform/Novel GmbH, München) während des Gehens auf ebenem Boden. Die EMED SF-Plattform erfasst die in der Standbeinphase aufgrund der Beinbelastung entstehenden vertikalen Kräfte und Drücke. Die Messplattform ist mit einer Ortsauflösung von 2 Sensoren pro cm² versehen. Eine Messfrequenz von 50 Hz wird erreicht. Der Druckbereich ermöglicht 1-127 N/cm² und toleriert eine maximale Gesamtbelastung von 126.000 N. Die Größe der

Plattform beträgt 655x358x20 mm. Die Messplattform ist auf einer Gehstrecke von sieben Metern durch eine Bedeckung verborgen, um den Probanden nicht abzulenken und ein artifizielles Gangmuster zu induzieren. Alle Messungen sind kalibriert und garantieren eine Genauigkeit im Bereich ± 5 %. Die Datenerfassung am ganganalytischen Messplatz erfolgt anhand der Software „Win-emed“ 1.16.4 (Novel, München).

Beim Gehen in der Ebene wird der dritte Schritt erfasst. Während der Messung erhalten die Probanden die Anweisung, die Gehstrecke mit der von ihnen bevorzugten Geschwindigkeit zu durchlaufen.

Die Messungen wurden barfuß vorgenommen. Die Patienten absolvierten so viele Probeläufe, bis sich eine Konstanz im Bewegungsablauf zeigte. Anschließend wurde das Testverfahren jeweils mit sieben Durchgängen pro Bein und in randomisierter Reihenfolge mit und ohne Orthese (Hypex, Knie-Schiene / Aircast-Europa GmbH) aufgezeichnet.

Statistische Analyse

Die weitere Datenverarbeitung basierte auf den Softwareprogrammen „novel-win“ (Novel, München) und SPSS 10.0 (SPSS Inc.). Zur Datenauswertung wurde eine standardisierte Auswertungsmaske verwendet, die den Fuß in elf anatomische Regionen einteilt (vgl. Abb. 1). Zur statistischen Analyse wird eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung sowie bei vorhandener Signifikanz der t-Test für abhängige Stichproben gerechnet.

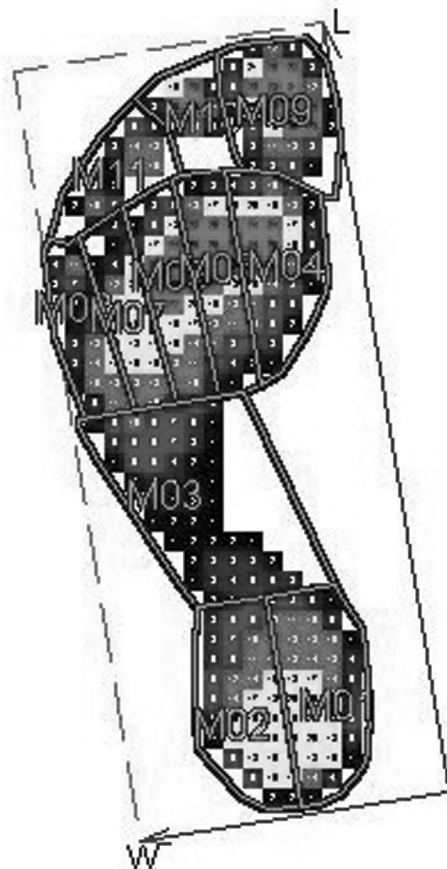


Abbildung 1: Anatomisch orientierte Auswertungsmaske

Tabelle 2: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanz der errechneten Parameter im Gesamtdruckbild. KG = Körpergewicht ; OP-Bein = Operiertes Bein; NOP = Nichtoperiertes Bein

	Kontaktfläche (in cm ²)	Maximal gemessener Kraftwert (% des KG)	Mittlerer Druckwert (in N/cm ²)	Kontaktzeit (in ms)	Maximaler Druckwert (in N/cm ²)
OP-Bein/ Mit Orthese	123,90 ± 17,8	98,68 ± 4,02	12,63 ± 1,61	808,02 ± 83,29	43,71 ± 8,45
NOP-Bein/ Mit Orthese	125,97 ± 16,59	101,13 ± 6,63	13,21 ± 1,78	848,95 ± 116,21	53,8 ± 13,12
OP-Bein/ Ohne Orthese	123,30 ± 16,84	96,81 ± 3,97	12,52 ± 1,71	830,90 ± 112,63	48,1 ± 15,05
NOP-Bein/ Ohne Orthese	125,37 ± 15,61	99,93 ± 6,21	13,28 ± 1,74	867,78 ± 165,82	51,77 ± 12,22
Signifikanz	-	p = 0,001	p = 0,003	p = 0,003	p = 0,001

Ergebnisse

Tabelle 2 zeigt das Ergebnis des Gesamtdruckbildes. Außer im Auswertungsparameter „Kontaktfläche“ zeigen sich im Gesamtdruckbild signifikante Unterschiede zwischen der

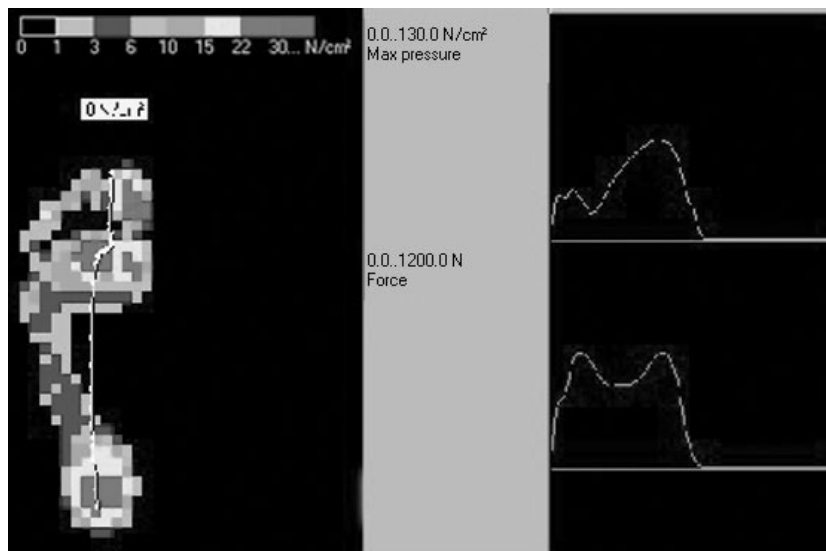


Abbildung 2: Typische Bodenreaktionskraftzeitkurve mit "Kamelbuckelform" eines unauffälligen Gangbildes.

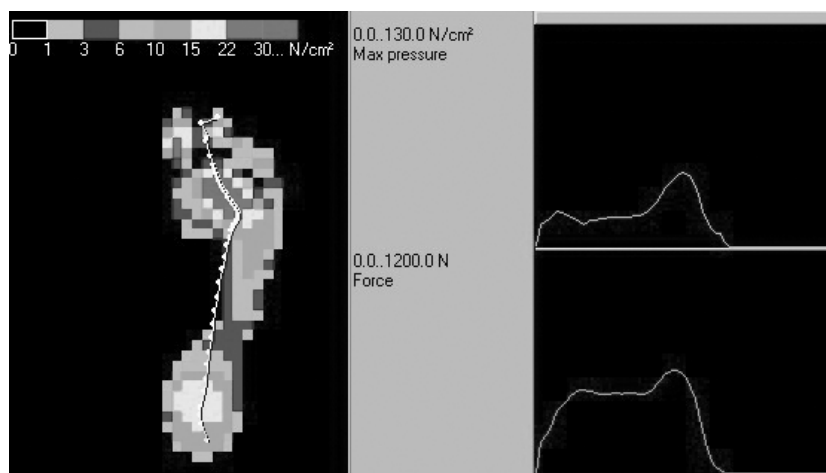


Abbildung 3: Typische Bodenreaktionskraftzeitkurve eines pathologischen Gangbildes.

operierten und nichtoperierten Seite. Im Folgenden werden die Ergebnisse der einzelnen Parameter in der Maskenaufteilung aufgezeigt.

Ergebnisse des Parameters „Kontaktzeit“

Tabelle 3 zeigt die mittleren Kontaktzeiten, Standardabweichungen und Signifikanzen pro Maskenareal. Signifikante Unterschiede zwischen OP-Bein und NOP-Bein konnten für die Ferse (M1 und M2), den Mittelfuß (M3) und den lateralen Anteil des Vorfußes (M7 und M8) festgestellt werden. Die Bodenkontaktzeiten des operierten Beines waren signifikant kürzer. Zwischen den Bedingungen mit und ohne Orthese konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Ergebnisse des Parameters „maximal gemessenen Kraftwertes“

Der maximal gemessene Kraftwert gibt den höchsten Kraftwert während eines Abrollvorganges an. Typischerweise hat die Bodenreaktionskraft eine „Kamelbuckel“-Form mit zwei Maxima (vgl. Abb. 2). Das erste Maximum entfällt auf die Phase der Gewichtsübernahme, dadurch vermindert sich die Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes in Richtung Boden. Nachdem die höchste Körperschwerpunktposition erreicht wurde, beschleunigt der Körperschwerpunkt zum Boden. Das zweite Maximum, das in etwa dem Wert des ersten Maximums entspricht, zeigt sich in der Abstoßphase und hat seine Begründung in der Kranialbeschleunigung des Körperschwerpunktes.

Abbildung 3 zeigt den typischen Verlauf einer vertikalen Kraftkurve eines VKB-Patienten. Die Reduktion des biphasischen Musters repräsentiert die verminderte Belastung des operierten Beines. Die signifikanten Ergebnisse in Tabelle 4 bestätigen die genannte Reduzierung. Zwischen den Bedingungen mit und ohne Orthese konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Ergebnisse des Parameters „Maximaldruck“

Der Maximaldruck ist der höchste Druckwert, der während des Abrollvorganges zu irgendeinem Zeitpunkt in irgendeinem Sensor des Areals aufgetreten ist. Die Ergebnisse dieses Parameters sind äquivalent zu den Ergebnissen des Parameters „maximal gemessener Kraftwert“ (vgl. Tab. 5)

Tabelle 3: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanz der mittleren Kontaktzeiten (in ms) in den einzelnen Maskenarealen
OP-B = Operiertes Bein; NOP-B = Nichtoperiertes Bein; O = Orthese; * = $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$

	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11
OP-B	445,7	443,9	466,5	638,5	674,5	689,4	678,2	630,7	591,3	499,9	526,3
Mit O	$\pm 92,5$	$\pm 91,3$	$\pm 86,6$	$\pm 92,7$	$\pm 75,8$	$\pm 73,2$	$\pm 65,6$	$\pm 81,6$	$\pm 96,1$	$\pm 96,5$	$\pm 88,1$
Sig	**	**	**				**	*			
NOP-B	481,4	477,1	515,4	653,0	690,0	707,1	713,3	665,7	607,3	510,7	513,2
Mit O	$\pm 92,4$	$\pm 91,8$	$\pm 98,1$	$\pm 76,9$	$\pm 81,6$	$\pm 92,4$	$\pm 87,7$	$\pm 88,7$	$\pm 87,8$	$\pm 95,2$	$\pm 95,9$
OP-B	460,9	459,9	497,8	660,9	697,1	702,1	694,2	641,7	587,1	495,5	533,6
Ohne O	$\pm 92,8$	$\pm 87,0$	$\pm 88,3$	$\pm 93,1$	$\pm 96,6$	$\pm 92,8$	$\pm 90,1$	$\pm 99,7$	$\pm 92,7$	$\pm 93,2$	$\pm 88,6$
Sig	**	**	**				**	*			
NOP-B	493,4	488,7	541,5	668,1	713,1	716,8	730,7	670,3	594,1	521,8	546,2
Ohne O	$\pm 82,9$	$\pm 82,9$	$\pm 81,2$	$\pm 87,6$	$\pm 82,5$	$\pm 94,9$	$\pm 95,8$	$\pm 97,3$	$\pm 88,3$	$\pm 95,4$	$\pm 99,2$

Tabelle 4: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanz des maximal gemessenen Kraftwertes (in Prozent des Körpergewichtes) in den einzelnen Maskenarealen
OP-B = Operiertes Bein; NOP-B = Nichtoperiertes Bein; O = Orthese; * = $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$

	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11
OP-B	98,7	29,7	12,4	18,3	22,2	22,4	14,2	6,7	15,9	3,7	3,6
Mit O	$\pm 4,0$	$\pm 4,0$	$\pm 6,1$	$\pm 6,0$	$\pm 3,2$	$\pm 3,2$	$\pm 3,6$	$\pm 2,8$	$\pm 4,7$	$\pm 2,4$	$\pm 2,5$
Sig	**	**			*	**			**		
NOP-B	102,1	34,2	13,3	19,6	19,9	20,8	13,0	7,0	20,0	3,9	4,1
Mit O	$\pm 6,2$	$\pm 4,1$	$\pm 7,0$	$\pm 7,1$	$\pm 1,9$	$\pm 1,9$	$\pm 2,9$	$\pm 2,7$	$\pm 4,0$	$\pm 1,2$	$\pm 2,3$
OP-B	96,8	28,6	12,3	17,3	22,3	21,9	13,7	6,8	15,8	4,2	4,0
Ohne O	$\pm 4,0$	$\pm 6,4$	$\pm 5,3$	$\pm 6,7$	$\pm 4,5$	$\pm 4,1$	$\pm 3,6$	$\pm 2,2$	$\pm 7,3$	$\pm 1,4$	$\pm 1,9$
Sig	**	**			*	**			**		
NOP-B	99,9	33,4	14,3	18,8	19,1	18,9	13,1	7,2	19,9	4,5	4,5
Ohne O	$\pm 3,2$	$\pm 5,6$	$\pm 7,9$	$\pm 6,7$	$\pm 3,3$	$\pm 3,4$	$\pm 3,2$	$\pm 2,7$	$\pm 9,1$	$\pm 1,6$	$\pm 1,8$

Tabelle 5: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanz der Maximaldruck (in N/cm²) in den einzelnen Maskenarealen
OP-B = Operiertes Bein; NOP-B = Nichtoperiertes Bein; O = Orthese; * = $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$

	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11
OP-B	26,5	23,4	9,4	23,7	34,2	31,2	23,2	15,8	31,8	13,8	10,8
Mit O	$\pm 8,9$	$\pm 6,2$	$\pm 3,2$	$\pm 9,3$	$\pm 8,1$	$\pm 8,4$	$\pm 6,0$	$\pm 8,7$	$\pm 3,1$	$\pm 8,3$	$\pm 6,8$
Sig	**	**			**		**		**		
NOP-B	30,5	28,1	10,0	24,6	31,0	29,7	19,5	16,3	39,9	15,7	11,2
Mit O	$\pm 6,6$	$\pm 5,7$	$\pm 3,2$	$\pm 7,7$	$\pm 7,9$	$\pm 10,5$	$\pm 5,6$	$\pm 3,1$	$\pm 6,9$	$\pm 5,1$	$\pm 5,2$
OP-B	29,6	23,6	9,2	26,3	35,3	29,8	21,7	16,0	32,9	15,6	10,6
Ohne O	$\pm 7,0$	$\pm 6,4$	$\pm 2,4$	$\pm 5,6$	$\pm 2,8$	$\pm 7,8$	$\pm 7,8$	$\pm 4,1$	$\pm 11,4$	$\pm 8,5$	$\pm 5,1$
Sig	**	**			**		*		**		
NOP-B	23,4	27,6	10,8	24,4	30,5	28,8	19,9	17,1	40,6	16,9	12,3
Ohne O	$\pm 6,2$	$\pm 6,1$	$\pm 3,7$	$\pm 7,0$	$\pm 8,1$	$\pm 9,8$	$\pm 6,4$	$\pm 9,7$	$\pm 8,7$	$\pm 9,3$	$\pm 5,1$

Diskussion

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass das Druckverteilungsmuster beim Gehen von VKB-Patienten vier bis acht Wochen postoperativ eine Asymmetrie aufweist. Sowohl die Bodenkontaktzeiten, die maximal gemessenen Kraftwerte und die Maximaldruckwerte im Fersenareal wiesen signifikant geringere Werte auf ($p \leq 0,01$). Dagegen zeigten sich der maximal gemessene Kraftwert und die Druckwerte unter der zweiten, dritten bzw. vierten Metatarsalen auf der operierten Seite signifikant erhöht ($p \leq 0,01$). Zudem waren die Bodenkontaktzeiten der Metatarsalen vier und Metatar-

salen fünf signifikant verringert ($p \leq 0,01$). Die erhöhten Druckwerte und der maximal gemessene Kraftwert des medialen Vorfußanteils und die verringerten Bodenkontaktzeiten des lateralen Anteils des operierten Beines weisen auf eine Medialisierung der Kniegelenksachse hin. *Bizzini* charakterisiert die häufig feststellbare Medialisierung im Extremfall als „medialen Kollaps“, der sich durch das Aufgeben des inneren Längsgewölbes, einer medialen Rotation und Abkipfung der Tibia und einer medialen Rotation der Femurkondylen manifestiert. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass eine funktionelle Knieorthese (Hypex, Knie-Schiene / Aircast-Europa GmbH) die mittels Druckverteilungsmesssystem erhobenen ganganalytischen Parameter nicht verändert. Dies steht im Gegensatz zu den von *DeVita et al.* verstärkten Adaptationen bei Applikation einer Knieorthese.

Die Ergebnisse dieser Studie legen den Schluss nahe, dass eine applizierte funktionelle Knieorthese das Gangbild von VKB-Patienten weder im positiven Sinne unterstützen noch negativ beeinflussen kann.

Danksagung

Die verwendeten Knieorthesen wurden freundlicherweise von der Firma Aircast Europa GmbH zur Verfügung gestellt.

Literatur

1. *Andriacchi TP, Birac D:* Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop* 288 (1993) 40-47.
2. *Andriacchi TP, Hurwitz D, Bush-Joseph C, Bach B:* Clinical implications of functional adaptations in patients with ACL deficient knees. *Sportorthop - Sporttraumatol* 13 (1997) 153-160.
3. *Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR:* Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 72A (1990) 871-877.
4. *Bizzini M:* Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen. Thieme Verlag, Stuttgart, 2000.

5. Boerboom A, Hof A, Halbertsma J, Van Raaij J, Schenk W, Dierchs R, Van Horn J: Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee surg, sports traumatol, arthrosc* 9 (2001) 211-216.
6. Co FH, Skinner HB, Cannon WD: Effect of reconstruction on the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient. *J Orthop Res* 11 (1993) 696-704
7. Debrunner H, Jacob H: *Biomechanik des Fußes*. Enke Verlag, Stuttgart, 1998.
8. DeVita P, Hortobagyi T, Barrier J: Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc* 10 (1998) 1481-1488.
9. DeVita P, Hortobagyi T, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, Money J, Mahar MT: Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc* 29 (1997) 853-859.
10. DeVita P, Lassiter T, Hortobagyi, Torry M: Functional knee brace effects during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 26 (1998) 778-784.
11. DeVita P, Torry M, Glover K, Speroni D: A functional knee brace alters joint torque and power patterns during walking and running. *J Biomech* 29 (1996) 583-588.
12. Mittelmeier T, Weiler A, Söhn T, Kleinhans L, Mollbach S, Duda G, Südkamp NP: Functional monitoring during rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech* 14 (1999) 576-584.

Korrespondenzadresse:
Mirjam Rebel M. A.
Institut für Sport und Sportwissenschaft
der Universität Heidelberg
Im Neuenheimer Feld 700
69120 Heidelberg
Fax.: 06221/ 544387
mrebel@ix.urz.uni-heidelberg.de