

J. Dieckmann,
U. Grünberg

Vergleichende Betrachtung der Kniegelenkkinematik und Darstellung des Roll-, Gleitverhaltens bei Gonarthrose und Knie-TEP

Comparative analysis of the kinematics and intrinsic biomechanics of the knee joint in patients with arthrosis and unilateral total knee arthroplasty

Abt. Biometrie Klinik Bavaria Klinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation (Chefarzt: Dr. med. Ulrich Grünberg)

Zusammenfassung

Mit Hilfe der nicht-invasiven ultraschallgestützten Bewegungsanalyse untersuchten wir das genaue Bewegungsausmaß, die Kinematik der Flexions- und Extensionsbewegung sowie das Roll-, Gleitverhalten des Kniegelenks bei Arthrosepatienten mit unilateraler Totalendoprothesenversorgung vor Beginn und am Ende eines zeitlich befristeten Rehabilitationsverfahrens. Zusätzlich wurde eine Kraftmessung durchgeführt. Sowohl hinsichtlich des Bewegungsausmaßes, wie auch in Bezug auf den Kraftzuwachs konnten nach dem Heilverfahren auf der Arthroseseite und auf der TEP-Seite statistisch signifikante Steigerungen erreicht werden, wobei der Kraftzuwachs auf der TEP-Seite mit 30% im Vergleich zur Arthroseseite mit 18% besonders eindrucksvoll war. Die kinematischen Verhältnisse und auch die Qualität des Roll-, Gleitverhaltens lassen sich weniger eindeutig interpretieren. Die translatorischen und rotatorischen Geschwindigkeits- und Beschleunigungswerte stiegen auf der operierten TEP-Seite an und waren auf der Arthroseseite moderat rückläufig. An der Qualität des Roll-, Gleitverhaltens änderte sich nichts wesentliches, die Werte lagen nach dem Heilverfahren auf beiden Seiten nahezu auf gleichem Niveau.

Die Ergebnisse zeigen, daß die biomechanischen Eigenschaften und das koordinative Leistungsvermögen möglicherweise nur in einem begrenzten Bereich therapeutisch beeinflussbar sind, wäh-

rend funktionelle Verbesserungen hinsichtlich Beweglichkeit und Kraftzuwachs deutlich im Vordergrund stehen.

Schlüsselwörter: Kinematik, Roll-, Gleitverhalten, Gonarthrose, Totalendoprothese, Bewegungsanalyse.

Summary

We used an ultrasound based motion analysis system to study the exact range of motion, kinematics and intrinsic biomechanical properties of the knee joint in patients with arthrosis and unilateral total knee arthroplasty before and after a standardized rehabilitation treatment. Additionally we used strength measurements to study the functional capacity of the patients. We found statistically significant improvement in range of movement and strength after four weeks of treatment on both sides, whereas strength improvement with 30% on the TEP-side was more impressive in comparison to the arthritic side with 18% increase. Interpretation of the kinematic data, as well as the intrinsic biomechanical properties is more complicated. Translational and rotatory velocity and acceleration values increased on the TEPside and decreased on the arthritic side. The intrinsic biomechanical properties expressed as tibial position as a function of the present flexion angle were hardly affected. After treatment values on both sides lay almost on the same level.

The results show, that the biomechanical properties and koordinative capacity can be influenced only to a limited extent, whereas functional improvement in mobility and strength is the most prominent feature after rehabilitation treatment

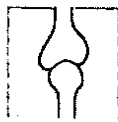
Key-words: kneejoint kinematics, intrinsic biomechanics, arthrosis, total knee arthroplasty, motion analysis.

Problemstellung

Bisher sind viele Methoden, wie beispielsweise die Goniometrie, Photogrammetrie, CT, MRT, etc., verwendet worden, um Kniegelenkbewegungen zuverlässig beschreiben zu können. Bei vielen nichtinvasiven Messungen von äußeren Hautmarkern sind Ungenauigkeiten bezüglich innerer knöcherner Landmarken vorprogrammiert, die sich nur schwer quantifizieren lassen. Wir verwenden das von Schumpe entwickelte, nicht-invasive Ultraschalltopometer mit externen Ultraschallsendern für die Bewegungsanalyse, um die Kinematik sowie die intrinsische Biomechanik der Kniegelenkbewegung in Form des Roll-, Gleitverhaltens während der Flexions- und Extensionsbewegung unter submaximaler und maximaler Belastung zu untersuchen.

Von besonderem Interesse ist für uns dabei:

1. der Nachweis möglicher Therapieeffekte auf das externe / interne Bewegungsverhalten des Kniegelenkes,



2. die Frage nach möglichen Unterschieden im Bewegungsverhalten zwischen arthrotisch vorgeschädigten und TEP-versorgten Kniegelenken sowie
3. die Frage, ob sich die therapeutischen Anwendungen in gleicher Art und Weise auf das Bewegungsverhalten bei arthrotischen und TEP-versorgten Kniegelenken auswirken.

Material und Methoden

Untersuchungsdesign

Als Testgerät verwendeten wir den Shuttle-2000™, bei dem die Patienten in liegender Stellung gegen submaximalen und maximalen Widerstand mindestens 5 Flexions-/Extensionsphasen durchführen mußten. Diese Bewegungen wurden mit einem ultraschallgestützten Bewegungsanalyse-system (U.S.T. medical analysis, Köln™) aufgezeichnet.

4 Ultraschallsender wurden dabei mittels Klettbindern jeweils nahe des Sprunggelenks, nahe des Tibiakopfes sowie der Femurkondylen und des Femurkopfes angebracht. Mit Hilfe dieser Senderpositionierung läßt sich bei der späteren Analyse der Senderspurbewegungen mit rechnerischer Fixierung der Oberschenkelachse zwischen Sender 3 und 4 eine Relativaussage hinsichtlich der translatorischen und rotatorischen Komponenten im Bewegungsausmaß sowie eine Beschreibung der Kinematik und des Roll-, Gleitverhaltens der durchgeführten Bewegung realisieren (Abb. 1). Die translatorischen und rotatorischen kinematischen Variablen wurden wie das Bewegungsausmaß bezüglich aller 3 Raumkoordinaten ausgewertet (3D-Bewegungsausmaß) (Abb. 2).

Folgende qualitativen und quantitativen Analysen wurden dabei im einzelnen vorgenommen:

1. Bestimmung des genauen Bewegungsausmaßes bezüglich der 3 Raumkoordinaten in Zentimeter sowie des Flexions-, Extensionsausmaßes bezüglich der Hauptbewegungsrichtung in Grad,
2. Bestimmung der translatorischen Senderspurgeschwindigkeiten ($cm \cdot s^{-1}$) und Änderung derselben als Senderspurbeschleunigungen ($cm \cdot s^{-2}$) in Abhängigkeit von der Meßdauer (s),

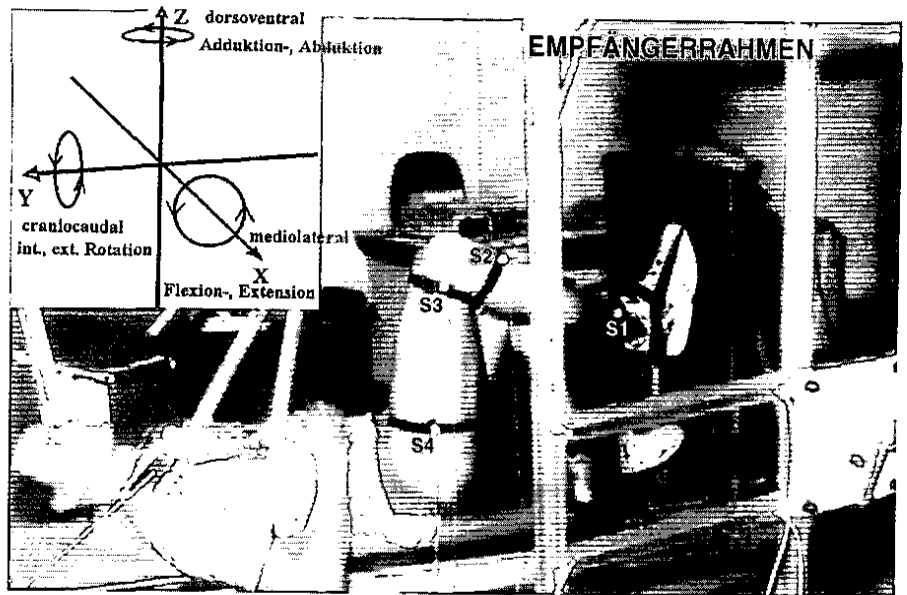


Abbildung 1: Darstellung der Meßsituation auf dem Shuttle-Trainingsgerät. Mit S1-S4 sind die jeweiligen Ultraschallsender bezeichnet, die Datenanalyse erfolgt nach dem oben links eingeblendeten Koordinatensystem.

3. Bestimmung der rotatorischen Winkelgeschwindigkeiten ($grad \cdot s^{-1}$) und Winkelbeschleunigungen ($grad \cdot s^{-2}$) in Abhängigkeit von der Meßdauer (s),
4. Bestimmung des maximalen Widerstands im Shuttle-Test (kg),
5. Bestimmung des Roll-, Gleitverhaltens, ausgedrückt als Tibiastellungswinkel in Abhängigkeit vom jeweiligen Flexionswinkel.

Während die ersten 4 Punkte als metrische Variablen auch statistisch genauer analysiert werden können, läßt sich das deskriptive Merkmal Roll-, Gleitver-

halten zur Beschreibung der Bewegungsqualität nur schwer fassen und muß für jeden Patienten individuell beurteilt werden. Daher wurde eine eigens dafür definierte Ranking-Skala verwendet. Die exakten Beurteilungskriterien für die qualitative Beschreibung des Roll-, Gleitverhaltens sind in Tabelle 1 zusammengefaßt. Eine normale Knieflexions- und extensionsbewegung mit normalem Roll-, Gleitverhalten ist in Abbildung 3a dargestellt. Im Vergleich dazu zeigt Abbildung 3b eine unphysiologische Bewegung mit den signifikanten Abweichungen. Alle qualitätsbeschreibenden Kriterien wurden aus dieser Darstellung des aktuellen

Abbildung 2: Abbildung des 3D-Koordinatensystems, nach dem die Datenanalysen durchgeführt wurden. Z-Achse: dorsoventrale, X-Achse: mediolaterale, Y-Achse: kraniokaudale Bewegungsrichtung. V: Translationsgeschwindigkeit, A: Translationsbeschleunigung, V_w : Rotationsgeschwindigkeit, A_w : Rotationsbeschleunigung.

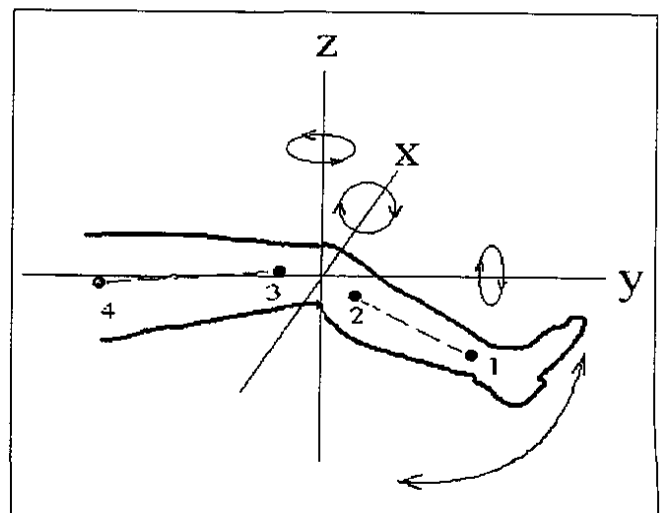




Tabelle 1: Beurteilungskriterien zur qualitativen Beschreibung des Roll-, Gleitverhaltens.

Klassifikation Roll-, Gleitverhalten	
1. sehr gut:	harmonischer Bewegungsverlauf und unter submax. und max. Belastung keine Abweichungen des Tibiastellungswinkels (TSW) in Abhängigkeit vom Flexionswinkel (FW) > 5°. Ausgewogenes belastungsabhängiges Roll-, Gleitverhältnis (RG).
2. gut:	Bewegungsverlauf s. o., unter max. Belastung teilweise Abweichungen TSW – FW > 10°. Ausgewogenes Verhältnis zwischen Roll- und Gleitbewegung.
3. mäßig:	Noch rel. harmonischer Bewegungsverlauf, aber unter submax. und max. Belastung. Abweichungen zwischen TSW und FW > 10°, Roll-, Gleitverhältnis teilweise gestört.
4. schlecht:	Kein harmonischer Bewegungsverlauf mehr; deutliche Abweichungen zwischen Flexions- und Extensionskurve, unausgewogenes Roll-, Gleiten mit deutlich auftretenden Rutschphänomenen.

Tibiastellungswinkels in Abhängigkeit vom jeweiligen Flexionswinkel entnommen und individuell bewertet.

Insgesamt wurden bisher 10 Patienten, die auf der linken Seite mit einer nicht achsgeführten Knie totalendoprothese versorgt wurden, jeweils am Aufnahmetag und am Ende des Heilverfahrens ultrashalltopometrisch untersucht. Im Vergleich dazu wurde das Bewegungsverhalten des arthrotischen rechten Kniegelenkes dargestellt. Alle Patienten wiesen röntgenologisch dokumentierte, fortgeschrittene Gonarthrosen, ohne wesentliche Gelenkdeformitäten auf. 6 Patienten gaben im Shuttle-Test geringgradige bis moderate Belastungsschmerzen an, die übrigen 4 Patienten waren nach eigenen Angaben nahezu beschwerdefrei.

Die genauen anthropometrischen Daten der Patienten sowie die verwendeten

TEP-Arten sind in Tabelle 2 zusammengefaßt.

Zur vergleichenden Beurteilung der Bewegungsanalysedaten wurden Mittelwerte mit Standardfehler (M, SEM), als statistischer Signifikanztest der verteilungsunabhängige Wilcoxon-Test verwendet. Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe eines Standard Software Pakets (PCS 3.0, Topsoft, Hannover™) durchgeführt.

Therapiekonzept

Das Behandlungsprogramm umfaßte zahlreiche therapeutische Maßnahmen, wie Stabilisations- und Statikbehandlungen sowie individuell angepaßte Bewegungsschulung (Koordinationstraining, Alltagsverhalten) in täglichen krankengymnastischen Einzelbehandlungen. Physikalische Anwendungen wurden

ebenfalls individuell u.a. zur Detonisierung und zur Behandlung reflektorischer Störungen der Muskulatur sowie des Sehnen- und Bandapparates verordnet. Eine Übersicht über die aktiven und passiven therapeutischen Anwendungen gibt Tabelle 3.

In der medizinischen Trainingstherapie kamen unterschiedliche Trainingsgeräte zum Einsatz, wobei Wiederholungszahl und Gewichtsbelastung je nach Leistungsfähigkeit eingestellt wurden. Dabei wurde die indikationsbezogene medizinische Trainingstherapie nach dem Prinzip häufiger Wiederholungen bei geringer Absolutkraft durchgeführt, wobei in der ersten Hälfte des Heilverfahrens schwerpunktmäßig Haltungs- und Bewegungsschulung über gezielten Muskelaufbau, in der zweiten Hälfte vor allem eine Trainingssteigerung sowohl hinsichtlich Wiederholungsfrequenz, als auch Kraftzuwachs durchgeführt wurden.

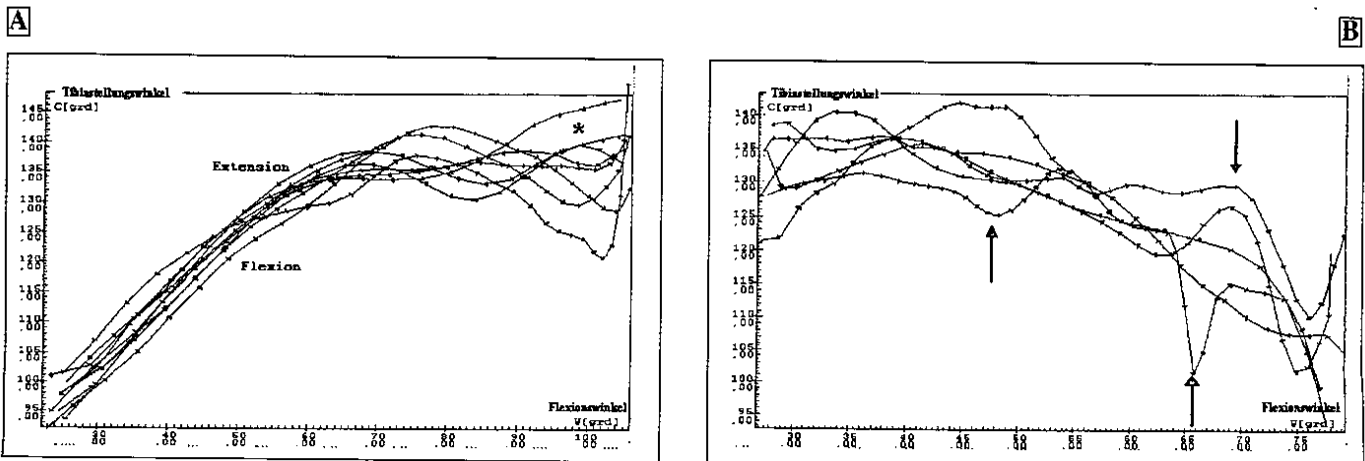
Ergebnisse

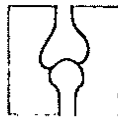
Bevor auf die qualitativen Aussagen in Bezug auf das Roll-, Gleitverhalten eingegangen wird, sollen zunächst die quantitativen Ergebnisse über Kraftentwicklung, Bewegungsausmaß und die kinematischen Messungen zusammengefaßt werden.

Kraftentwicklung:

Auf der Arthroseseite konnte in der 2. Messung eine Kraftsteigerung um 18 %, auf der TEP-Seite sogar eine Kraftsteigerung um 30 % festgestellt werden. Diese

Abbildung 3: Roll-, Gleitverhalten unter maximaler Belastung bei einem gesunden (A) und einem arthrotischen Kniegelenk (B).





WISSENSCHAFT

Tabelle 2: Anthropometrische Daten, post-op.-Dauer und verwendete TEP-Arten ($\bar{x} \pm SD$, n = 10, 7 F, 8 M)

Alter [a]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg m ⁻²]	post-op.-Dauer [d]
64,7 ± 9,6	162,1 ± 7,6	79,7 ± 11,8	30,4 ± 4,4	37,1 ± 9,0
TEP-Arten:				
Scott-	3			
MG II	2			
AGC-	2			
PFC-	2			
Oxford-	1			

Tabelle 3: Therapeutische Anwendungen während der vierwöchigen Anschlußheilbehandlung

1. Behandlungswoche	2. Woche	3. Woche	4. Woche
Einzelkrankengymnastik	→	→	→
Sitzgymnastik			
Bewegungsbad			
Balneotherapie			
Elektrotherapie			
Autogenes Training			
Feldenkraistherapie			
Gesundheitserziehung			
Ernährungsberatung			
	Med. Trainings- therapie	→	→
	Ergometertraining	→	→

Unterschiede waren statistisch signifikant. Dabei lagen die Werte auf der TEP-Seite in beiden Messungen erwartungsgemäß auf geringerem Niveau, als auf der Arthroseseite. Nach dem Heilverfahren lagen die Kraftwerte auf der TEP-Seite genauso hoch wie auf der Arthroseseite vor Beginn der therapeutischen Anwendungen (Abb. 4).

3D-Bewegungsausmaß auf der Arthroseseite:

Bezüglich der mediolateralen (X) und kraniokaudalen Achse (Y) waren unter submaximaler Belastung (10 - 15 kg) moderate, statistisch nicht signifikante Steigerungen des Bewegungsausmaßes festzustellen. Bezüglich der dorsoventralen Achse (Z) ging das Bewegungsaus-

maß geringgradig zurück. Das größte Bewegungsausmaß war erwartungsgemäß bezüglich der Achse in der Hauptbewegungsrichtung (Y) zu beobachten. Die mittleren relativen Bewegungsausmaße stellten sich unter maximaler Belastung genauso dar, wie unter submaximaler Belastung, d.h. moderate Steigerungen bezüglich mediolateraler und kraniokaudaler Achse und geringe Abnahmen bezüglich der dorsoventralen Achse.

3D-Bewegungsausmaß auf der TEP-Seite:

Unter submaximaler Belastung waren ausgehend von einem insgesamt geringeren Niveau hinsichtlich der mediolateralen Koordinate keine Änderungen im

Bewegungsumfang feststellbar. In Bezug auf die kraniokaudale Achse war eine geringe, nicht signifikante Steigerung und bezüglich der dorsoventralen Achse ein leichter, ebenfalls nicht signifikanter Rückgang im Bewegungsausmaß zu beobachten. Unter maximaler Belastung waren bezüglich aller drei Raumkoordinaten geringgradige, statistisch nicht signifikante Steigerungen des Bewegungsumfanges festzustellen.

Mittleres, relatives Flexions-, Extensionsausmaß unter maximaler Belastung:

Das Bewegungsausmaß nahm auf der Arthroseseite signifikant um mehr als 10% zu. Das Extensionsausmaß blieb im wesentlichen gleich und eine nahezu

Abbildung 4: Vergleichende Darstellung des Kraftzuwachses. Helle Balken bezeichnen die mittlere Belastung im Shuttle-Test vor Beginn (1. MSG), dunkle Balken diejenigen nach dem Heilverfahren (2. MSG). *: p<0,05, **: p<0,01, Wilcoxon-Test.

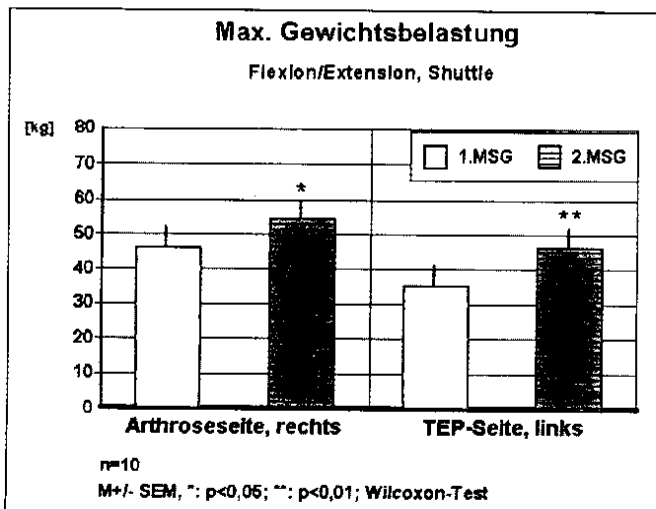
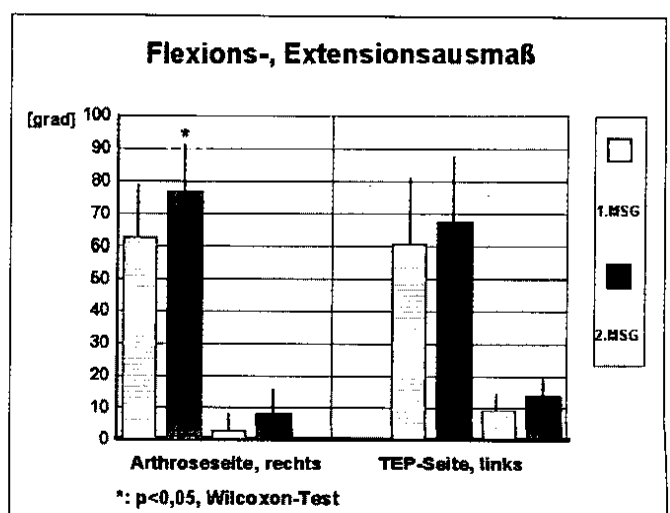


Abbildung 5: Vergleichende Darstellung des mittleren Flexions- und Extensionsumfanges auf der Arthrose- und TEP-Seite in Winkelgraden.



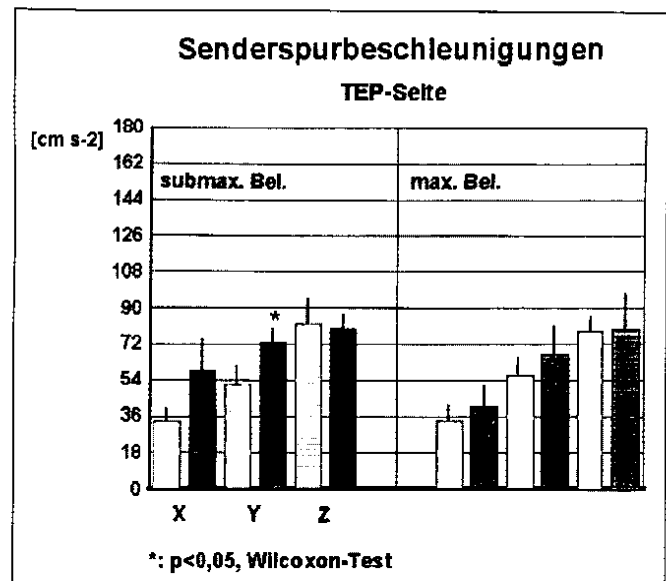
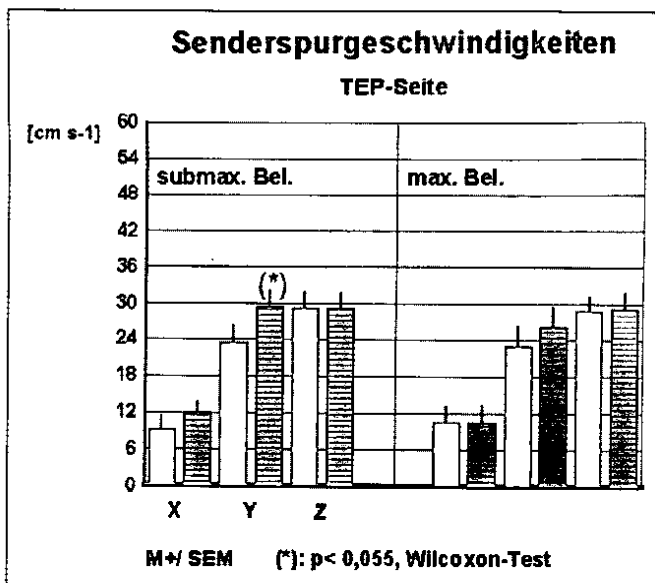
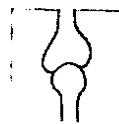


Abbildung 6: Darstellung der mittleren, relativen Senderspurgeschwindigkeiten des Sprunggelenksenders (S1) auf der TEP-Seite unter submaximaler und maximaler Belastung in allen drei Raumrichtungen.

Abbildung 7: Mittlere, relative Senderspurbeschleunigung auf der TEP-Seite unter beiden Belastungsstufen bezüglich aller 3 Raumkoordinaten.

vollständige Streckung wurde erreicht ($< 10^\circ$). Auch auf der TEP-Seite war ein deutlicher Anstieg im Flexionsumfang feststellbar, der allerdings statistisch nicht signifikant war. Ein mittleres Streckdefizit von etwa 10° blieb auf dieser Seite auch nach dem Heilverfahren bestehen (Abb 5).

3D-Senderspurgeschwindigkeiten (Arthroseseite):

Unter submaximaler Belastung waren in mediolateraler und kraniokaudaler Richtung geringe, statistisch nicht signifikante Geschwindigkeitssteigerungen feststellbar. Bezüglich der dorsoventralen Achse war ein geringgradiger Geschwindigkeitsrückgang erkennbar. Die höchsten Geschwindigkeitswerte wurden erwartungsgemäß in der Hauptbewegungsrichtung (Y-Koordinate) erreicht. Auch unter maximaler Belastung waren die Geschwindigkeitsverhältnisse nach dem Heilverfahren nahezu die gleichen, wie unter submaximaler Belastung.

3D-Senderspurgeschwindigkeiten (TEP-Seite):

Prinzipiell war ein ähnliches Bild wie auf der Arthroseseite zu beobachten. Die Geschwindigkeitswerte lagen jedoch auf deutlich niedrigerem Niveau. Signifikante Unterschiede in den Geschwindigkeitsverhältnissen waren zwischen submaximaler und maximaler Belastung nicht feststellbar (Abb. 6).

3D-Senderspurbeschleunigungen (Arthroseseite):

Unter submaximaler Belastung waren bezüglich der mediolateralen und kraniokaudalen Achse keine Differenzen in den Beschleunigungswerten zu beobachten. In dorsoventraler Richtung war ein deutlicher, statistisch jedoch nicht signifikanter Rückgang erkennbar.

Unter maximaler Belastung war bezüglich der mediolateralen Achse ein klarer Anstieg der Beschleunigungswerte zu sehen. In kraniokaudaler und dorsoventraler Richtung ließen sich dagegen keine Unterschiede zwischen 1. und 2. Bewegungsanalyse feststellen.

3D-Senderspurbeschleunigungen (TEP-Seite):

Hier war nach dem Heilverfahren unter submaximaler Belastung ein deutlicher Anstieg der Beschleunigungswerte in mediolateraler und kraniokaudaler Richtung sichtbar, während in dorsoventraler Richtung keine Unterschiede festgestellt werden konnten. In kraniokaudaler Richtung waren die Steigerungen statistisch signifikant. Im Vergleich zur Arthroseseite lagen die Beschleunigungswerte auf der TEP-Seite ebenfalls auf deutlich niedrigerem Niveau. Unter maximaler Belastung waren in Richtung aller dreier Raumkoordinaten geringe, statistisch nicht signifikante Steigerungen der Beschleunigungswerte zu erkennen (Abb. 7).

3D-Winkelgeschwindigkeiten (Arthroseseite):

Bezüglich der mediolateralen Achse waren zwischen 1. und 2. Messung keine Unterschiede unter submaximaler Belastung sichtbar. In kraniokaudaler Richtung war ein deutlicher Rückgang, in dorsoventraler Richtung dagegen ein massiver Anstieg der Werte zu erkennen. Statistische Signifikanz war nicht nachweisbar.

Unter maximaler Belastung waren in mediolateraler und kraniokaudaler Richtung keine wesentlichen Unterschiede zwischen 1. und 2. Messung feststellbar. In dorsoventraler Richtung war jedoch ein klarer Anstieg der Winkelgeschwindigkeit zu sehen.

3D-Winkelgeschwindigkeiten (TEP-Seite):

Auch die Winkelgeschwindigkeiten lagen vor und nach dem Heilverfahren auf deutlich niedrigerem Niveau als auf der Arthroseseite. In mediolateraler Richtung ließ sich unter submaximaler Belastung ein signifikanter Anstieg der Winkelgeschwindigkeit beschreiben. Bezüglich der kraniokaudalen Achse waren keine Unterschiede, bezüglich der dorsoventralen Achse ebenfalls ein deutlicher, statistisch allerdings nicht signifikanter Anstieg der Winkelgeschwindigkeit nachweisbar.

Unter maximaler Belastung lagen die Werte bezüglich aller drei Raumrichtungen

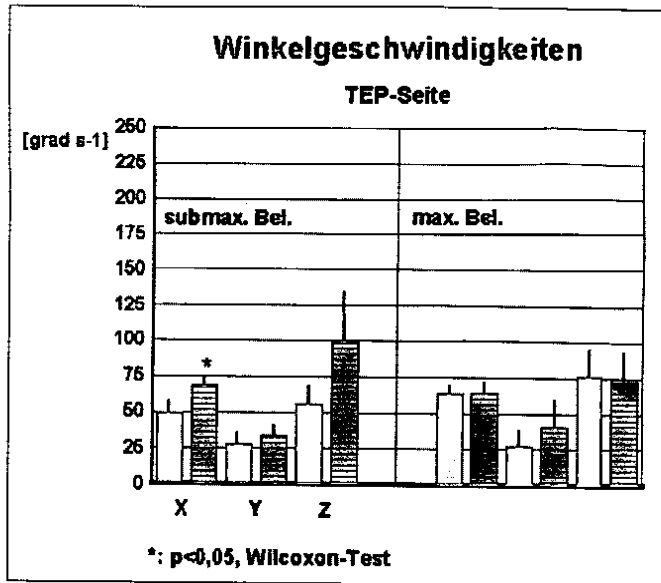


Abbildung 8: Mittlere, relative Winkelgeschwindigkeiten der S1-S2-Achse in Bezug zur fixierten Oberschenkelachse (S3-S4) auf der TEP-Seite unter beiden Belastungsstufen.

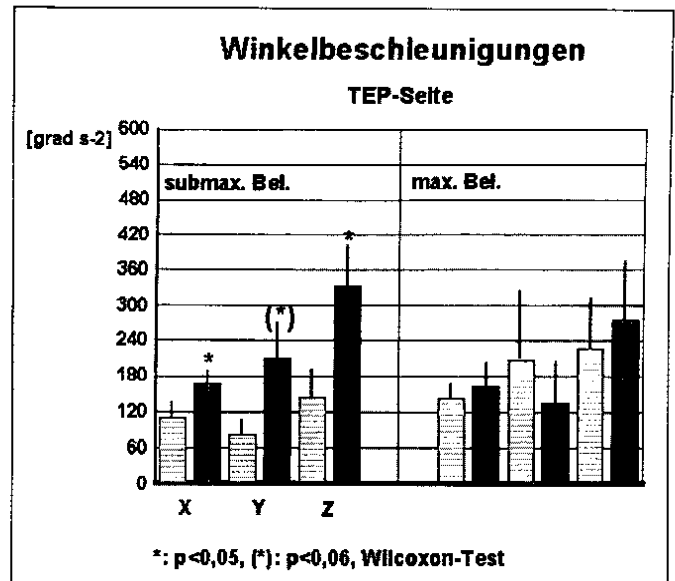


Abbildung 9: Vergleichende Darstellung der mittleren, relativen Winkelbeschleunigung auf der TEP-Seite unter beiden Belastungsstufen.

gen in beiden Bewegungsanalysen nahezu auf gleichem Niveau (Abb. 8).

3D-Winkelbeschleunigungen (Arthroseseite):

Unter submaximaler Belastung war in mediolateraler und kraniokaudaler Richtung eine Reduktion, in dorsoventraler Richtung dagegen ein leichter Anstieg der Winkelbeschleunigungswerte erkennbar. Das gleiche Bild war unter maximaler Belastung zu beobachten.

3D-Winkelbeschleunigungen (TEP-Seite):

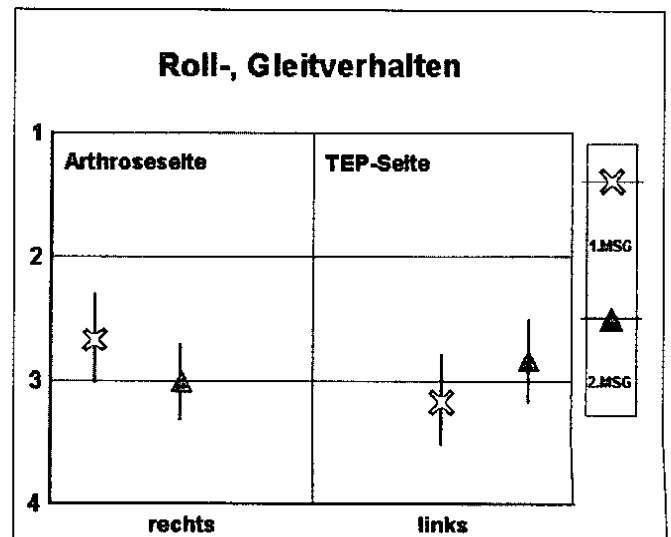
Ausgehend von einem wiederum deutlich niedrigeren Niveau, war unter submaximaler Belastung in mediolateraler und dorsoventraler Richtung ein deutlicher und statistisch signifikanter Anstieg der Werte feststellbar, während sie unter maximaler Belastung nur moderat anstiegen und in kraniokaudaler Richtung sogar deutlich allerdings statistisch nicht signifikant abfielen (Abb. 9).

Roll-, Gleitverhalten:

Bei der beschriebenen relativ groben Klassifikation des Roll-, Gleitverhaltens in 4 Qualitätskategorien wurde in der 2. Bewegungsanalyse eine geringgradige Verschlechterung auf der Arthroseseite (von 2,78 auf 3,00) und eine leichte Verbesserung auf der TEP-Seite (von 3,11 auf 2,78) beobachtet. Diese Änderungen waren statistisch nicht signifikant. Mit

Hilfe der verwendeten Meßtechnik ist also ein Therapieeffekt auf die Qualität des Roll-, Gleitverhaltens nicht eindeutig nachweisbar. In beiden Messungen war die Qualität auf der Arthroseseite und TEP-Seite als mäßig zu bezeichnen. Bei nahezu allen untersuchten Gelenken waren noch weitgehend harmonische Bewegungsverläufe zu erkennen, die allerdings vor allem unter maximaler Belastung mehr oder weniger deutliche Abweichungen zwischen Tibiastellungswinkel und Flexionswinkel im Bereich von 10 - 15° sowie teilweise klare Rutschbewegungen aufwiesen (Abb. 10).

Abbildung 10: Vergleichende Darstellung des Roll-, Gleitverhaltens unter maximaler Belastung auf der Arthrose- und der TEP-Seite. 1: Roll-, Gleitverhalten sehr gut, 2: gut, 3: mäßig, 4: schlecht.

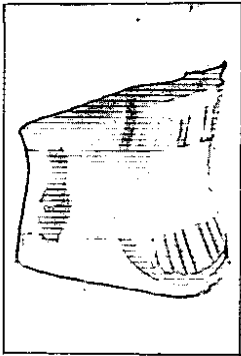


Diskussion

Detaillierte Kenntnisse über das Bewegungsverhalten bei Patienten mit arthrotisch veränderten Gelenken oder Knieendoprothesenversorgung sind notwendig, um Verbesserungen im Prothesendesign, exakte Streßkalkulationen und biomechanische Untersuchungen von Gelenkimplantaten zu erreichen. Ebenso können diese Kenntnisse hilfreich sein bei der Entwicklung neuer Operationstechniken und bei der Planung und Durchführung postoperativer Therapiemethoden. Patienten mit Endoprothesenversorgung oder fortgeschrittenen Arthrosen



Bei Rücken-, Gelenk- und Muskelschmerzen



Rückenstützbandage mit Stützstäben, Best.-Nr. 3177.
Pos.-Nr. 05.14.01.0002

TSM-Bandagen die blauen mit dem

Die neuartigen Bandagen zur Behandlung chronischer, sport- und altersbedingter Verletzungen speziell des Rücken- u. Kniebereiches (allgem. Rückenschmerzen, Hexenschuß, Arthrosen, instabile Bänder u. ä.) beschleunigen den Heilungsprozeß, ermöglichen eine fühlbare Schmerzlinderung und vermeiden lokale Unterkühlungen.

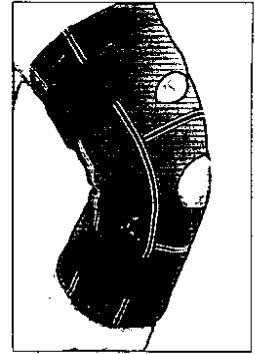
Kostenlose Information über das Gesamtprogramm

AET - GmbH Postfach 133, 84070 Au

Tel.: 0 87 52/8 61 40 Fax: 0 87 52/14 24



Die atmungsaktiven, schweißabführenden, hautfreundlichen Bandagen bewirken verbesserte Durchblutung und intensivere Stoffwechselfvorgänge. Optimale Formgebung und ausgezeichnete Trageeigenschaften ermöglichen die z. T. notwendige Langzeit-Anwendung.



Kniebandage mit Stahlschiene, Best.-Nr. 3171, verordnungsf., Pos.-Nr. 05.04.02.0050

benötigen solche Informationen, um beispielsweise exzessive Gelenkbelastungen im täglichen Leben vermeiden zu können. Schließlich können differenzierte Bewegungsanalysedaten für die Verbesserung analytischer Modelle und Methoden bei der Kalkulation von wirkenden Kräften auch an anderen Körpergelenken herangezogen werden. Die Beschreibung und Auswertung zuverlässiger und aussagekräftiger Bewegungsanalysedaten kann in diesem Kontext wesentliche Hinweise für das Qualitäts-Screening und die Outcome-Dokumentation liefern.

Bei Untersuchungen des Gangbildes mit Hilfe der Photogrammetrie und externen Hautmarkern beschreiben *Huntington und Mitarbeiter* (3) in der Schwungphase des Ganges bei der Knieflexion unrealistische Adduktionswinkel bis zu 25°. *Apkarian und Mitarbeiter* (2) fanden 1989 mit neueren Untersuchungstechniken während der Schwungphase Abduktions- und Adduktionswinkel bis zu 10°. Sie konnten zusätzlich zeigen, daß die internen und externen Rotationsmuster während des Ganges sehr variabel sind.

Laortune und Mitarbeiter (4) untersuchten 1992 an freiwilligen Sportstudenten mit Hilfe einer invasiven Methode (Steinmann-Pins in Femur und Tibia) das Bewegungsverhalten des Kniegelenks während des Ganges und beschreiben eine relativ genaue 3D-Gelenkkinematik: in der Schwungphase treten Abduktions- Adduktionswinkel $< 5^\circ$ auf, interne/externe Rotationswinkel betragen zwischen 5 und 9°, bei Flexionswinkeln zwischen 0 und 65°. Als Translationsver-

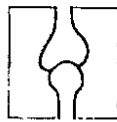
halten werden zwischen Femur und Tibia mediale/laterale Shifts zwischen 5 und 6 mm beschrieben, wobei in der Flexion sich die Tibia nach medial und in der Extension nach lateral bewegt. Der anterior/posteriore Shift, als Schublade bezeichnet, beträgt in der Flexion (posteriore Translationsbewegung) etwa 4 mm und in der Extension (anteriore Translationsbewegung) zwischen 4 und 14 mm. Als Kompressions- / Distraktionsbewegungen werden Größenordnungen zwischen 3 und 7 mm genannt.

In der dargestellten Studie stehen die funktionellen Verbesserungen hinsichtlich Bewegungsausmaß und Kraftzuwachs deutlich im Vordergrund, wobei auf der Arthroseseite und in noch größerem Umfang auf der TEP-Seite statistisch signifikante Unterschiede im Flexionsausmaß festgestellt werden können. Ein leichtes Streckdefizit von etwa 10° bleibt allerdings auf der TEP-Seite auch nach den therapeutischen Anwendungen erhalten. Eine klare, ebenfalls statistisch signifikante Verbesserung wird bei der Kraftmessung beobachtet, wobei hier die Steigerung auf der TEP-Seite besonders eindrucksvoll ist. Infolge der operativ bedingten Muskelatrophie liegen die Kraftwerte auf der TEP-Seite am Beginn der Behandlung erwartungsgemäß deutlich niedriger als auf der Arthroseseite. Nach dem Heilverfahren liegen die Werte auf der TEP-Seite um 30 % höher und damit auf gleichem Niveau wie auf der nicht operierten Seite vor dem Beginn der Behandlung. Die Kraftwerte auf der Arthroseseite steigen im Vergleich hierzu um 18%. Neben einer muskulären Stabilisierung und der

Möglichkeit einer damit einhergehenden geringeren mechanischen Belastung des Kniegelenkes, bewirkt dieser deutliche Kraftzuwachs von 18 bzw. 30 % auch die Aussicht auf ein verbessertes Gangbild.

Weniger eindeutig lassen sich die kinematischen Verhältnisse während der Ausführung der Flexions-, Extensionsbewegung interpretieren. In vielen Untersuchungen, die sich mit der Biomechanik von Körpergelenken befassen, ist nachgewiesen worden, daß sich translatorische und rotatorische Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverhältnisse als koordinationsbeschreibende Parameter heranziehen lassen. So benötigt ein harmonischer und gleichmäßiger Bewegungsverlauf den koordinierten Einsatz der daran beteiligten Muskelgruppen und zeichnet sich in der Regel durch einen gleichmäßigen und harmonischen Geschwindigkeitsverlauf mit niedrigen Beschleunigungswerten aus (3, 6, 7, 10, 11). Es wurde also hypothetisch davon ausgegangen, daß sich insbesondere unter steigender Belastung die translatorischen und rotatorischen Beschleunigungswerte (möglicherweise Beschleunigungsspitzen) therapiebedingt reduzieren lassen.

Beim Vergleich Arthroseseite - TEP-Seite liegen die Werte nach dem Heilverfahren auch auf gleichem Niveau, wobei sie auf der nicht operierten Seite trendmäßig rückläufig sind. Auf der TEP-versorgten Seite steigen sie allerdings deutlich an, teilweise statistisch signifikant. Das würde nach der angebotenen Interpretation bedeuten, daß die koordinative Leistungsfähigkeit auf der Arthroseseite



therapiebedingt verbessert, auf der operierten, TEP-versorgten Seite dagegen verschlechtert wird. Eine andere Deutung, die wir favorisieren, lautet dahingehend, daß die relativen Geschwindigkeits- und Beschleunigungswerte in einem spezifischen optimalen Bereich liegen müssen, um eine möglichst ökonomische Bewegungsausführung gewährleisten zu können. Dieser optimale Bereich würde auf der Arthroseseite durch den beschriebenen moderaten Rückgang der Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverhältnisse und auf der TEP-Seite durch den deutlichen Anstieg der Werte erreicht.

Trotz der Vorteile des verwendeten nichtinvasiven Bewegungsanalyse-systems sind wir uns der Fehlermöglichkeiten durch beispielsweise die Hautverschieblichkeit der Ultraschallsender bewußt. So ist eine exakte Beschreibung der intrinsischen biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenks im Hinblick auf das Translationsverhalten trotz der relativ hohen Auflösung des Meßsystems von ca. 1 mm nicht möglich. Hier wird die biomechanische Beschreibung der Kniegelenkbewegung mit der Darstellung des aktuellen Tibiastellungswinkels in Abhängigkeit vom jeweiligen Flexionswinkel (Roll-, Gleitverhalten) als Möglichkeit genutzt (8, 9).

Weder im Hinblick auf die kinematischen Variablen, noch im Hinblick auf das Roll-, Gleitverhalten existieren Normdaten, so daß eine exakte Beurteilung von physiologischen / unphysiologischen Bewegungsabläufen mit Hilfe dieses Meßsystems nur über den hier beschriebenen Umweg der individuellen Beschreibung von Leistungsdaten möglich ist. Mit der relativ groben Klassifikation des Roll-, Gleitverhaltens in 4 Kategorien (1 = sehr gut, 2 = gut, 3 = mäßig und 4 = schlecht) wurde eine deskriptive statistische Beschreibung der qualitativen Bewegungsausführung anhand der Individualdaten versucht. Auch im Hinblick auf die individuelle Variabilität der Bewegungsausführung, die geringe Fallzahl der bisher untersuchten Patienten und auf den Vergleich verschiedener TEP-Arten, bzw. unterschiedlichen Arthrosegraden der nicht operierten Seite, sind gerade die qualitativen Ergebnisse mit Hilfe der Beschreibung des Roll-, Gleitverhaltens mit Vorsicht zu interpretieren. Eine völlige Standardisierung zu-

mindest in Hinsicht auf die arthrotische Schädigung der Gelenke und auf die verwendete Endoprothese ist mit unserem gewählten Ansatz kaum möglich.

Ein Vergleich der dargestellten Leistungsdaten erscheint nach unserem Ermessen dennoch möglich, denn alle Patienten wiesen röntgenologisch kontrollierte kompensierte Gonarthrosen, ohne wesentliche Gelenkdeformitäten auf. Weiterhin wurden alle Patienten linksseitig mit einer nicht achsgeführten Endoprothese mit polyzentrischen Drehzentren versorgt. Es war die Frage, ob und in welchem Ausmaß das Roll-, Gleitverhalten überhaupt beeinflussbar ist. Statistisch signifikante Resultate konnten hier wohl nicht erwartet werden. Es zeigt sich aber auch hier, wie schon bei dem Vergleich der kinematischen Verhältnisse, daß das Leistungsvermögen wahrscheinlich nur in einem sehr engen Bereich therapeutisch beeinflussbar ist. Die geringfügige Verschlechterung des Roll-, Gleitverhaltens auf der nicht operierten Seite könnte durch eine Mehrbelastung auf dieser Seite und die damit verbundene Veränderung des Gangbildes verursacht worden sein, während die moderate Verbesserung des Roll-, Gleitverhaltens auf der TEP-Seite unseres Erachtens den erwünschten positiven Trainingseffekt widerspiegelt, der sich in einer verbesserten muskulären Situation manifestiert.

Die Rolle, die die verschiedenen Muskelgruppen bei der Kontrolle der Gelenkposition spielen, wird heute kontrovers diskutiert. Ein favorisiertes Modell beschreibt aber zusätzlich zur Sicherungsfunktion der passiven Gelenkführung durch die Kreuzbänder eine wesentliche Funktion für die Sicherung einer physiologischen Gewebsbeanspruchung. So soll durch die koordinierte Aktivität der beteiligten Muskelgruppen nicht nur die relative Verschiebung der Gelenkkörper, sondern vor allem die Kraftverteilung an den relevanten Kontaktflächen im dynamischen Bewegungsverlauf kontrolliert werden (11, 15). Eine therapiebedingte Funktionsverbesserung in Form einer kniegelenkstabilisierenden, muskulären Kräftigung darf deshalb nicht auf das operierte Kniegelenk fokussiert werden, sondern muß in gleichem Maße das nicht operierte, arthrotisch vorgeschädigte Gelenk erreichen.

Literatur

- (1) Anetzberger H., M. Müller-Gerbl, M. Scherer, G. Metak, G. Blümel, R. Putz: Veränderung der subchondralen Mineralisierung nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes beim Schaf. Unfallchirurg 97 (1994), 655-660.
- (2) Apkarian J., S. Naumann, B. Cairns: A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. J. Biomech. 22 (1989), 143-155.
- (3) Dieckmann J., U. Grünberg: Wirbelsäulenbeweglichkeit bei Nukleotomiepatienten. Orthop. Prax. 33, 5 (1997), 299-309.
- (4) Huntington L.J., J.P. Kendall, B.R. Tietjens: A method of measuring from photographic records the movement of the knee joint during walking. Inst. Mech. Eng. 8 (1979), 143-148.
- (5) Lafortune M.A., P.R. Cavanagh, H.J. Sommer, A. Kalenak: Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. J. Biomech. 23 (1992), 347-357.
- (6) Li J., U.P. Wyss, P.A. Costigan, K.J. Deluzio: An integrated procedure to assess knee-joint kinematics and kinetics during gait using an optoelectric system and standardized X-rays. J. Biomed. Eng. 15 (1993), 392-400.
- (7) Müller-Gerbl M., R. Putz, R. Kenn: Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT-osteodensitometry as a non-invasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. J. Bone Miner. Res. 7 (1992), 411-417.
- (8) Schumpe K.G., H. Meßler: Biomechanischer Vergleich des Bewegungsablaufes zwischen dem gesunden und dem endoprothetisch versorgten Kniegelenk. Orthop. Prax. 4 (1987), 290-300.
- (9) Schumpe K.G., T. Hallbauer: Bewegungsmessungen von Körperpunkten und ihr Aussagewert bezüglich der Körpergelenke. VDI-Berichte 882 (1991), 569-581.
- (10) van der Helm F.C.T.: Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. J. Biomech. 27(5) (1994), 527-550.
- (11) Whittle M.W.: Calibration and performance of a 3-dimensional television system for kinematic analysis. J. Biomech. 15(3) (1982), 185-196.

Anschrift für den Verfasser:

Dr. rer. nat. Jörg Dieckmann
Stiftung Orthopädische Universitätsklinik
Heidelberg
Abt. Orthopädie II
Forschung II
Schlierbacher Landstr. 200 a
69118 Heidelberg-Schlierbach
Tel.: 06221/969233
Fax: 06221/969234