

C. Wilke, I. Froböse

Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken

Quantification of proprioceptive skills of the knee joint

Institut für Rehabilitation und Behindertensport, Deutsche Sporthochschule Köln

Zusammenfassung

Mittels eines elektronischen Kniegelenksgoniometers wird der Gelenkstellungssinn, als ein Teilbereich der Propriozeption, gesunder und am Knie verletzter Probanden erfasst. Den Testungen liegen unterschiedliche Messpositionen (Sitz, Stand, Rückenlage, Bauchlage), Positionierungsarten (aktiv und passiv) und kinetische Systeme (offen und geschlossen) zugrunde. Die verschiedenen Tests dienen dazu, eine Methode zur Quantifizierung propriozeptiver Fähigkeiten des Kniegelenks zu entwickeln.

Verletzte Gelenke reproduzieren die Zielwinkel schlechter als gesunde. Dieses Ergebnis findet in der Literatur Bestätigung. Die Ergebnisse der aktiven Gelenkwinkelreproduktion sind besser, weil sie mit einer bewussten Bewegungssteuerung einhergehen. Die Positionen Sitz und Stand ergeben präzisere Resultate als die Testung aus der Rückenlage, weil sie einen höheren Alltagsbezug aufweisen. Als geeignetes Verfahren resultiert aus der Analyse der Messungen die Reproduktion des Gelenkwinkels nach aktiver Positionierung im Sitz und Stand (offenes und geschlossenes System).

Schlüsselwörter: Quantifizierungsmethoden, Propriozeption, elektronisches Goniometer, Kniegelenk, Winkelreproduktion

Einleitung

Das Thema des Artikels stellt eine Untersuchung im Rahmen einer komplexen Studie dar, die sich mit der Entwicklung und Überprüfung geeigneter Quantifizierungsmethoden zur Evaluation sensomotorischer Fähigkeiten der unteren Extremität beschäftigt.

Die Behebung mangelnder Evaluationsmöglichkeiten würde eine effektivere Therapieplanung und -dokumentation gewährleisten. Hauptgrund für den Mangel an entsprechenden Verfahren ist die Komplexität sensomotorischer Mechanismen, die lediglich über den „Bewegungsausgang“ bestimmt werden können (23, 35). Die Vielfalt an motorischen Aktionen impliziert, dass sensomotorische und koordinative Leistungen der unteren Extremitäten nicht über einen einzigen Parameter bestimmt werden können, sondern verschiedene Parameter und Quantifizierungsmethoden notwendig sind, deren Einsatz in Kombination oder nach spezifischer Zielsetzung einzeln erfolgen muss. Einer dieser

Summary

The sensibility of joint position of healthy and knee joint injured subjects is measured with an electronic knee joint goniometer. Further points of interest are the evaluation of the influence of different positions of measurement (seated, standing, supine and prone position), of active versus passive reproduction of the angle and of open versus closed kinetic chain. The aim of the study is to develop a method to quantify proprioceptive skills of the knee joint. The reproduction of joint angles after active taking up position in seat or standing position (open and closed kinetic system) produces the significantly best results.

Key words: quantifying methods, proprioception, electronic goniometer, knee joint, reproduction of joint angle

Parameter ist die Propriozeption, welche die rein afferente Funktion der Sensomotorik darstellt und die Komponenten des Kraftsinn, Bewegungssinn und Gelenkstellungssinn umfasst (35). Repräsentativ wird in der Studie der Gelenkstellungssinn gemessen. Die Ergebnisse werden in dieser Ausgabe für das Kniegelenk, in einer späteren für das Sprunggelenk dargestellt. Im weiteren Verlauf werden dann Testverfahren zur Gleichgewichts- und Stabilisierungsfähigkeit vorgestellt und anhand der erzielten Resultate bewertet.

Für die Evaluation propriozeptiver Fähigkeiten des Kniegelenkes sind Schwellentests und die weniger aufwendigen Untersuchungen zum Gelenkstellungssinn erprobte Verfahren. Die Quantifizierung des Gelenkstellungssinns ist nach *Heit et al.* (18) eine anerkannte Methode, den afferenten Weg der neuromuskulären Schleife zu messen, indem die Reproduktion von Gelenkwinkeln dokumentiert wird.

Die zahlreichen Untersuchungen zur Erfassung des Gelenkstellungssinns weisen Variationen hinsichtlich der Art

der Zielwinkelvorgabe (Positionierungsart) und der Stellungen, in denen gemessen wird (Messpositionen), auf. Die Frage nach der adäquateren Vorgehensweise wird kontrovers diskutiert (8, 41).

In jüngster Zeit wird dazu übergegangen, den Zielwinkel nach aktiver anstatt nach passiver Positionierung zu reproduzieren (siehe Testdurchführung), da dieser Methode eine höhere Alltagsrelevanz zugesprochen wird (25, 26). Die Durchführung von Winkelreproduktionstests erfolgte in früheren Jahren weitgehend im Sitz (5, 37). Aufgrund der Annahme, dass die Positionierung einen Einfluss auf die Testergebnisse hat, ging man dazu über, die Reproduktionsfähigkeit auch in anderen Ausgangsstellungen zu examinieren (34, 40). In diesem Zusammenhang ist der Aspekt des kinetischen Systems (offen/geschlossen) zu berücksichtigen. Der Bedarf an Messungen in der geschlossenen Kette wird mehrfach formuliert, da diese Bewegungen einen hohen Stellenwert im täglichen Bewegungsverhalten aufweisen.

Zur Dokumentation rehabilitativer Prozesse ist die Differenzierung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit gesunder und verletzter Probanden entscheidend. *Barrack et al.* (5) gehen davon aus, dass die Zerstörung von Gelenkstrukturen aufgrund traumatischer Ereignisse einer Denervierung des Gelenks gleichkommt. Durch die geringere oder fehlende sensorische Funktion des Gelenks fehlt ein wichtiger Bestandteil im Regelkreissystem der Bewegungssteuerung (7, 28). Die Folge ist eine verminderte Funktion in der Bewegungsausführung, eine schlechtere Bewegungsleistung, die sich in diesem Fall in einer geänderten Gelenkwinkelreproduktionsfähigkeit äußern sollte. Die Erfassung propriozeptiver Fähigkeiten findet also über die Präzision der Winkelreproduktion statt.

Ziel ist demnach die Entwicklung einer Quantifizierungsmethode zur Evaluation propriozeptiver Fähigkeiten des Kniegelenks, die dazu beiträgt, ein Konzept zur Durchführung eines sensomotorischen Trainings zu konzipieren.

Methodik

Untersuchungen und Untersuchungsgut

Propriozeptive Fähigkeiten gesunder Kniegelenke: In den Stellungen Sitz, Stand und Rückenlage werden mittels passiver und aktiver Positionierung (s. Testdurchführung) festgelegte Zielwinkel reproduziert. Bei den Probanden handelt es sich um 72 gesunde Studenten/Innen der Deutschen Sporthochschule Köln (weiblich n=30, 23,8 Jahre; männlich n=42, 23,5 Jahre).

Propriozeptive Fähigkeiten gesunder und verletzter Kniegelenke: Die Probanden nehmen in unterschiedlichen Positionen (s. Tab. 4) mittels aktiver Positionierung vorgegebene Zielwinkel zwischen 35 und 90 Grad ein. Die gesunden Versuchspersonen (weiblich n=6, 26,0 Jahre; männlich n=8, 24,5 Jahre) rekrutieren sich aus Studenten/Innen der Sporthochschule und aus Kölner Sportvereinen. Die verletzten Personen (weiblich n=12, 24,4 Jahre; männlich n=12, 24,8 Jahre) wurden aus orthopädischen Arztpraxen zuge-

wiesen, wobei 12 Personen mit akuten und 12 Personen mit alten Verletzungen behaftet sind. Dabei wurde sichergestellt, dass die Gruppen hinsichtlich ihrer Sporterfahrung ein homogenes Bild darstellen.

Apparatur

Die Daten der Winkelreproduktionstests werden mit einem elektronischen Kniegelenkgoniometer erfasst (Abb. 1). Die speziell entwickelten Goniometer messen Extension und Flexion im Kniegelenk. In der Drehachse der Winkelmesser sind Potentiometer angebracht, deren Widerstand sich proportional zu den Bewegungen der Gelenke ändert und Eingangsgröße für einen Messverstärker (Brückenverstärker) ist. Nach der Umwandlung der Spannungsdaten durch einen Analogdigitalwandler werden von dem angeschlossenen Rechner mittels einer speziell entwickelten Software die Werte bearbeitet und in Winkelgraden angegeben. Die Messgenauigkeit der Goniometer beträgt ein Hundertstel. Sie weisen eine Linearitätstoleranz von $\pm 0,5\%$ auf.



Abbildung 1: Elektronisches Goniometer für das Kniegelenk

Das Goniometer für das Kniegelenk ist einachsrig. Der Schenkelverlauf entspricht der Achse „Trochanter major – Mitte lateraler Kniegelenksspalt – Malleolus lateralis“; Drehpunkt für das Kniegelenk ist die Mitte des lateralen Kniegelenkspaltes.

Testdurchführung

a) Passive Positionierung: Die zu testende untere Extremität wird vom Testleiter in den Zielwinkel geführt, dessen Registrierung als „Soll-Wert“ per Tastendruck erfolgt. Nach 4 Sekunden ertönt ein akustisches Signal und die Extremität wird, mit der Aufforderung den Zielwinkel zu reproduzieren, in die Ausgangsposition zurückgeführt. Die Reproduktion des Winkels erfolgt innerhalb von 10 Sekunden, da die Apperzeption (hier: bewusste Wahrnehmung) der Zielposition maximal 15 Sekunden anhält (21). Eine optische Kontrolle

wird ausgeschlossen. Der Proband gibt das Kommando zur Speicherung des reproduzierten Winkels („Ist-Wert“) mittels einer Infrarotcomputermaus selbst. Das Messresultat ist die Differenz zwischen Soll- und Ist-Wert in Grad.

b) Aktive Positionierung: Bei der aktiven Positionierung nimmt der Proband den Zielwinkel mit Hilfe der optischen Kontrolle über den Computerbildschirm, der den jeweils aktuellen Gelenkwinkel anzeigt, selbständig ein. Vier Sekunden nach der Registrierung des Zielwinkels ertönt ein akustisches Signal, das als Aufforderung zur Reproduktion des Soll-Werts ohne optische Kontrolle gilt.

Statistik

Die statistische Auswertung der Daten erfolgt mit Hilfe des Programms EASYSTAT. Die Ergebnisse werden mit dem arithmetischen Mittel \bar{x} und der Standardabweichung s dargestellt. Die Irrtumswahrscheinlichkeit ist von $p > 0,05$ (nicht signifikant) bis $p \leq 0,001$ (hoch signifikant) festgelegt. Es erfolgt eine ein- und mehrfaktorielle Varianzanalyse für Messwiederholung, bei der der Student-Newman-Keuls-Test zur Durchführung eines multiplen Mittelwertvergleichs einge-

Tabelle 1: Mittelwerte (\bar{x}), Standardabweichungen (s) in Grad und Irrtumswahrscheinlichkeiten (p) der reproduzierten Kniegelenkwinkel nach aktiver und passiver Positionierung (Art) in unterschiedlichen Messpositionen (gesunde Probanden)

n=72		RL	Sitz	Stand	Irrtumswahrscheinlichkeit
Passiv	\bar{x}	7,447	4,031	6,731	
	s	4,214	2,219	3,839	
Aktiv	\bar{x}	6,015	3,879	4,762	Position $p \leq 0,001$
	s	3,187	2,343	2,760	
Irrtumswahrscheinlichkeit		Position			Position*Art
		$p \leq 0,001$			$p \leq 0,05$

setzt wird. Als Voraussetzung für die Durchführung der Varianzanalyse mit mehr als zwei Messwiederholungen wird eine Sphärizitätsüberprüfung durchgeführt und bei Nichterfüllung wird mit Hynfeld adjustiert. Vergleichsparameter für die Winkelreproduktion ist der arithmetische Mittelwert der absoluten Abweichung vom Sollwert (Zielwinkel).

Ergebnisse

1) Winkelreproduktionsfähigkeit gesunder Kniegelenke - Messposition und Positionierungsart

Tabelle 1 zeigt, dass bei passiver Positionierung die Reproduktionsgenauigkeit der Zielwinkel in Rückenlage schlechter als im Sitz und Stand ist. Bei aktiver Positionierung sind die Differenzen zum Soll-Wert am kleinsten. Der Vergleich der Positionierungsarten fällt in Rückenlage und im Stand sehr signifikant unterschiedlich zugunsten der aktiven Positionierung aus (Tab. 2).

- Positionierungsart und kinetisches System

Die Relation der Faktoren der Positionierungsart und des Systems stellt sich für beide Haupteffekte als hoch signifikant dar (Tab. 3).

Tabelle 2: Darstellung der Wechselwirkungen Position*Art für das Kniegelenk unter Angabe der Mittelwerte (\bar{x}), Standardabweichungen (s) in Grad und Irrtumswahrscheinlichkeiten (p) (gesunde Probanden)

Position	Passiv $p \leq 0,001$			Aktiv $p \leq 0,001$		
Position	Stand	Sitz	RL	Stand	Sitz	RL
	\bar{x}	6,731	4,031	7,447	4,762	3,879
	s	3,839	2,219	4,214	2,760	3,187
Sitz	n.s			$p \leq 0,01$		
RL	$p \leq 0,05$		$p \leq 0,01$	n.s		$p \leq 0,01$
Passiv*Aktiv	RL $p \leq 0,01$		Sitz n.s	Stand $p \leq 0,001$		

Tabelle 3: Mittelwerte (\bar{x}), Standardabweichungen (s) in Grad und Irrtumswahrscheinlichkeiten (p) der reproduzierten Kniegelenkwinkel im offenen und geschlossenen System nach aktiver Positionierung (gesunde Probanden)

n=72	offen	geschlossen	
aktiv	\bar{x}	3,879	2,661
	s	2,343	1,533
Irrtumswahrscheinlichkeiten	System $p \leq 0,001$		

2) Winkelreproduktionsfähigkeit gesunder und verletzter Kniegelenke

- Intraindividuellem Vergleich

Die Analyse zeigt eine signifikante Wechselwirkung der Faktoren Seite*Position, wobei keine signifikanten Unterschiede der Seite in den einzelnen Positionen herrschen (Tab. 4). Die gesunde Seite erreicht im Sitz eine signifikant niedrigere Abweichung vom Zielwinkel als in der Bauchlage, im Stand und im Shuttle (Tab. 5). Die verletzte Seite reproduziert die Zielwinkel im Stand sehr signifikant schlechter als in Bauchlage, Sitz und im Shuttle.

Tabelle 4: Mittelwerte (\bar{x}), Standardabweichungen (s) in Grad und Irrtumswahrscheinlichkeiten (p) der reproduzierten Kniegelenkwinkel für die gesunde und die verletzte Seite in unterschiedlichen Messpositionen

	BL n=24	Sitz n=24	Stand n=20	Shuttle n=24	Irrtumswahrscheinlichkeiten	
Gesunde Seite	\bar{x}	4,300	4,294	7,355	5,754	Position $p \leq 0,01$
	s	3,257	2,654	4,657	3,027	
Verletzte Seite	\bar{x}	6,092	3,650	6,813	5,696	Seite*Position $p \leq 0,05$
	s	4,451	2,919	4,143	3,598	

- Interindividueller Vergleich

Die verletzte Seite der Versuchsgruppe wurde mit dem Mittelwert aus rechtem und linkem Bein einer repräsentativen Kontrollgruppe verglichen.

Die verletzten Probanden weisen eine signifikant schlechtere Winkelreproduktionsfähigkeit als die gesunden Probanden auf (Tab. 6).

Die Testung gesunder Probanden und Patienten mit Knieverletzungen hat ergeben, dass die Resultate im Sitz (signifikant) am besten sind. Die Winkelreproduktion im Stand (offenes kinetisches System) hat sich als signifikant schlechteste Leistung herausgestellt (Tab. 7).

Tabelle 5: Darstellung der Wechselwirkung Seite*Position unter Angabe der Mittelwerte (\bar{x}), Standardabweichungen (s) in Grad und der Irrtumswahrscheinlichkeit (p) der reproduzierten Zielwinkel für die gesunde und für die verletzte Seite

Position	Verletzte Seite $p \leq 0,05$				Gesunde Seite $p \leq 0,01$				
Position	BL	Sitz	Stand	Shuttle	BL	Sitz	Stand	Shuttle	
	\bar{x}	6,389	3,746	6,135	6,356	4,718	4,121	7,566	5,443
	s	5,091	3,038	4,428	5,094	3,664	2,405	5,584	3,424
Sitz	$p \leq 0,05$				n.s				
Stand	$p \leq 0,05$		n.s	n.s	$p \leq 0,05$		$p \leq 0,01$		
Shuttle	$p \leq 0,05$		n.s	n.s	n.s		n.s		
Seite	BL n.s		Sitz n.s		Stand n.s		Shuttle n.s		

Diskussion

In der vorliegenden Studie hat die Positionierungsart Einfluss auf die Winkelreproduktionsfähigkeit. Die Gelenkwinkel werden nach aktiver Vorgabe präziser reproduziert als nach passiver. Die Kontroverse zur Positionierungsart (s. Einleitung) basiert im wesentlichen auf der Rolle von Muskel- und Gelenkafferenzen (12, 13, 16). Die gängige Meinung

Tabelle 6: Mittelwerte (\bar{x}), Standardabweichungen (s) in Grad und Irrtumswahrscheinlichkeiten (p) der reproduzierten Kniegelenkwinkel für gesunde und verletzte Personen in unterschiedlichen Messpositionen

	BL gesund=14 verletzt=24	Sitz gesund=14 verletzt=24	Stand gesund=13 verletzt=20	Shuttle gesund=14 verletzt=24	Irrtumswahrscheinlichkeiten
Gesunde s	4,300	4,294	7,355	5,754	Gruppe $p \leq 0,01$
\bar{x}	3,257	2,654	4,657	3,027	
Verletzte s	4,164	2,346	4,806	4,537	Position $p \leq 0,01$
\bar{x}	1,368	1,518	1,966	1,997	

tendiert zu einem ergänzenden Zusammenspiel von Muskel- und Gelenkafferenzen (30, 27), das in der vorliegenden Untersuchung auch seine Bestätigung findet.

Denn die Ursachen des vorliegenden Ergebnisses sind in der synergistischen Arbeit von Gelenk- und Muskelaafferenzen sowie in der willkürlichen Innervation bei aktiver Positionierung der Extremität, der eine refferente Rückkopplung folgt, zu finden. Der aktiven Einnahme des zu reproduzierenden Winkels geht eine willkürliche Innervation der benötigten Muskulatur, gestartet von den Bewegungszentren des ZNS, voraus. Bewusste Bewegungssteuerung geht mit einer ständigen refferenten Rückkopplung, einem Soll-Ist-Wert-Vergleich, einher (31, 33). Bei willkürlichen Bewegungen ist die Aktivität der Fusimotoneurone der Muskelspindel (γ -Schleife) zentral repräsentiert und damit speicher- und abrufbar (8). Eine aktive willkürliche Reproduktion einer Gelenkwinkelstellung entspricht nach vorheriger aktiver Einnahme des Zielwinkels also dem gleichen sensomotori-

Tabelle 7: Multipler Mittelwertvergleich unter Angabe der Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) in Grad und Irrtumswahrscheinlichkeiten (p)

Position	Sitz	BL	Shuttle	Stand
\bar{x}	4,653	5,127	3,627	6,391
s	3,097	4,735	2,217	4,735
BL	n.s			
Stand	$p \leq 0,01$	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,05$	
Shuttle	n.s		n.s	

schen Mechanismus wie die vorangegangene Produktion des Winkels. Bei passiver Vorgabe des Zielwinkels fehlt die Möglichkeit der (bekannten) Rückkopplung während der ersten Einnahme der Winkelstellung. Dieser Rückkopplungsmechanismus funktioniert zwar bei der Reproduktion, kann aber auf keine bekannte Strategie zurückgreifen. Da passive Bewegungen im Alltag in der Unterzahl sind, ist aufgrund der geringeren Bewegungserfahrung für passive Bewegungen der unteren Extremitäten auch

die Bewegungspräzision, die Feinabstimmung ungenauer (33).

Bevan et al. (6) verfolgen die Theorie, dass jeder Gelenkwinkel zentral repräsentiert ist und durch die willkürliche Bewegung als „bekannt“ erkannt wird, was bei passiver Einnahme des Winkels nicht funktioniert. Daher ist die bewusste Wahrnehmung der Gelenkwinkel nach aktiver Einnahme besser möglich.

Schon 1965 stellten Lloyd und Caldwell (29) einen Zusammenhang zwischen muskulärer Aktivität und Gelenkstellungssinn fest: Je höher die Muskelspannung bei der Positionierung ist, desto geringer sind Abweichungen vom Zielwinkel. Bei aktiver Einnahme eines Gelenkwinkels ist die muskuläre Beteiligung und damit auch die muskuläre Sensorik höher als bei

passiver Positionierung (32).

Da eine aktive Vorgabe eines Zielwinkels den alltäglichen Anforderungen an das motorische System besser gerecht wird, erscheint sie als adäquatere Methode.

Um den Einfluss der Messposition auf die Winkelreproduktionsfähigkeit des Kniegelenks zu evaluieren, wurden zunächst gesunde Probanden in den Ausgangspositionen Sitz, Stand und Rückenlage getestet. Bei Messungen in Rückenlage wurden die schlechtesten Ergebnisse erzielt.

Da Gelenk- und Mechanorezeptoren kortikal repräsentiert sind, sind Bewegungen wie Sitzen, Stehen und Gehen zu großen Teilen nicht reflektorisch geregelt, sondern willkürmotorisch gesteuert und damit bewusst wahrnehmbar (22). Propriozeptive Informationen in Rückenlage sind im Vergleich zu Stand und Sitz verändert, da sich die Rekrutierungsfolge der Muskulatur in horizontaler Lage verändert (14). Bewusste und zielgerichtete Bewegungen führen wir im alltäglichen Leben in der Regel in vertikaler Körperhaltung durch, so dass unser ZNS willkürliche Innervationsmuster im Sitz und Stand adäquater verarbeiten kann. Eine exaktere Reproduktion der Gelenkwinkelstellungen in diesen Positionen im Vergleich zu der in Rückenlage ist demnach die logische Konsequenz.

Zudem ist der Schwerkrafteinfluss in Rückenlage anders als im Sitz oder Stand. Wird der Unterschenkel gegen die Schwerkraft angehoben (Sitz/Stand), entsteht ein größeres

Drehmoment im Kniegelenk als bei Bewegungen in Richtung der Schwerkraft (hier: Rückenlage). Dadurch ändern sich die Druckverhältnisse im Gelenk, die konzentrische muskuläre Beanspruchung bzw. Belastung der Gelenkstrukturen bei Bewegungen gegen die Schwerkraft ist höher. Diese intraartikulären Bedingungen haben Auswirkungen auf die afferente neuronale Entladung innerhalb des Arthrons (9, 15). Bewegungen gegen die Schwerkraft bewirken einen erhöhten afferenten Zustrom, der die bewusste Wahrnehmung von Gelenkwinkelstellungen erleichtert.

Beim Vergleich der Messpositionen Sitz, Stand, Bauchlage und Shuttle mit gesunden und verletzten Probanden sind die Leistungen im Sitz am besten und im Stand (offenes kinetisches System) am schlechtesten. Neben dem Einfluss der Schwerkraft und der Anzahl der beteiligten Muskelgruppen sind die zusätzlichen kutanen Reize, die auf die Oberschenkelrückseite wirken, ein entscheidender Faktor für das Erzielen der besten Ergebnisse in sitzender Position. Die taktilen Informationen über Hautrezeptoren unterstützen den afferenten Zustrom aus Muskeln und Gelenken und tragen somit positiv zum Gelenkstellungssinn bei (1, 24). Zwar werden auch in der Bauchlage Informationen über die Oberschenkelvorderseite vermittelt; die Bewegung von der 90° Beugung in die Streckung erfolgt aber mit der Schwerkraft, wobei exzentrische Muskelarbeit geleistet wird, bei der die bewusste Bewegungskomponente geringer ist als bei konzentrischer. Es fließen weniger bewusstseinsfähige Informationen in das ZNS ein, die bei einer bewussten Reproduktion der Gelenkwinkel abgerufen werden können (20).

Die Reproduktion des Gelenkwinkels im Stand (offenes System) ist die komplexeste getestete Position, da die Probanden ausschließlich auf Informationen aus den Gelenkrezeptoren des Kniegelenks und den Muskelrezeptoren der ischiokruralen Muskelgruppe angewiesen sind. Neben den kutanen Reizen fehlt hier der afferente Input des taktilen Analysators, der zur Bewegungswahrnehmung entscheidend beiträgt. Daher ist die Perzeption der Gelenkwinkelstellung weniger differenziert und die Reproduktion der Zielwinkel unpräziser.

Für weiterführende Studien kristallisierten sich in dieser Untersuchung die Messpositionen Sitz, Stand geschlossenes System und Stand offenes System heraus. Einige Autoren weisen Messungen im Stand aufgrund der höheren Alltagsrelevanz eine höhere Bedeutung zur Beurteilung sensomotorischer Fähigkeiten zu als Messungen im Sitz (10, 17).

Die Präzision der Winkelreproduktion ist auch von der Wahl des kinetischen Systems abhängig.

Es besteht Bedarf an Assessmentverfahren, die offene und geschlossene Testsituationen ermöglichen (15, 18) Hier soll zunächst die Grundlage für Messungen im geschlossenen System, die in dieser Art mit einem elektronischen Goniometer bisher nicht durchgeführt wurden, geschaffen werden. Darüber hinaus wird die Reproduktionsfähigkeit im geschlossenen System mit jener im offenen System verglichen. Es hat sich herausgestellt, dass die Winkelreproduktionsfähigkeit in der geschlossenen kinetischen Kette exakter ist als in der offenen.

Eine Ursache könnte sich in der Anzahl der an der Bewegung beteiligten Muskulatur finden. Bei einer Kniebeuge beispielweise ist die gesamte Muskelschlinge (15 Muskeln) der unteren Extremität beteiligt (3, 11). Dadurch stehen dem ZNS eine Vielzahl sensorischer Informationen aus Muskelrezeptoren zur Verfügung. Einige Untersucher (38) weisen den Muskelrezeptoren für die Detektion der Gelenkstellung eine größere Bedeutung als den Gelenkrezeptoren zu, was durch eine bessere Reproduktion in der geschlossenen kinetischen Kette bestätigt werden kann.

Die Gewichtsbelastung im Einbeinstand erfordert einen höheren Krafteinsatz, der mit einer erhöhten Fusimotoneuronenaktivität einhergeht und daher im ZNS direkt verarbeitet werden kann (41). Das Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten verbessert die Wahrnehmungssituation in der geschlossenen Kette (8).

Durch den in der geschlossenen Kette höheren Gelenkinnen- und Gelenkreiz werden die Gelenkrezeptoren mehr gereizt, der Informationsfluss aus der Peripherie ist größer (8, 19). Außer dem Kniegelenk ist auch das Fußgelenk an der Kniebeugungsbewegung beteiligt, dessen Gelenkrezeptoren dem ZNS ergänzende Angaben zufließen lassen (2, 32).

Die Beteiligung der Fußsohle im Stand liefert über Mechanorezeptoren der Haut Impulse an die Bewegungszentren und den Hirnstamm, der propriozeptive Informationen im Rahmen posturaler Synergien verarbeitet, die der Sicherung der posturalen Balance dienen (36). In der geschlossenen kinetischen Kette wird grundsätzlich die gesamte Haltungsmuskulatur mit einbezogen (32, 42). Ein bewusstes Wahrnehmen von Gelenkbewegungen und -stellungen findet in höheren Ebenen des ZNS statt (Motorkortex, Basalganglien, Zerebellum), die in diesem Fall mit mehr Informationen beliefert werden (27).

Bei Bewegungen in der geschlossenen Kette ergänzen sich die Reafferenzen verschiedener Systeme deutlicher als im offenen System. Durch die differenzierteren und zahlreicheren Informationen aus Gelenk-, Muskel- und Hautrezeptoren kann die Perzeption von Gelenkstellungen hier präziser erfolgen.

Kniegelenksverletzungen haben Einfluss auf die Winkelreproduktionsfähigkeit.

In der Untersuchung bestätigt sich eine schwächere sensomotorische Leistung verletzter Kniegelenke. Das hier verwendete Messverfahren ermöglicht es, diese Defizite zu evaluieren.

Bei Verletzungen des Kniegelenks werden sensorische Strukturen (Gelenk- und Muskelrezeptoren), die für die Bewegungsregelung wichtige propriozeptive Reize aufnehmen, zerstört (39). Die Reafferenzsynthese funktioniert nur noch defizitär (4). Somit kommt es zur Störung des motorischen Regelkreises und zu einer qualitativ geminderten Bewegungskontrolle (28), aus der im vorliegenden Fall eine reduzierte Winkelreproduktionsfähigkeit resultiert.

Diese Einschränkung im System tritt sowohl bei akuten als auch bei alten Verletzungen auf.

Die Quantifizierung der sensomotorischen Leistungsfähigkeit des Kniegelenks zeigt deutliche messmethodische und probandenabhängige Unterschiede. Das Verfahren ermöglicht die Evaluation propriozeptiver Leistungen des Kniegelenks mit allen an der Bewegung beteiligten Strukturen und differenziert zwischen gesundem und verletztem Gelenk, wobei dem Kniegelenk eindeutig eine propriozeptive Funktion zugeordnet werden kann.

Im Rahmen der Studie hat sich die Reproduktion von Gelenkwinkeln nach aktiver Einnahme des Zielwinkels herausgestellt. Die passive Positionierung weist einen zu geringen Alltagsbezug auf.

Als geeignete und praktikable Messpositionen kristallisieren sich für das Kniegelenk Messungen im Sitz und Stand (offenes und geschlossenes System) heraus.

Literatur

1. Alt W, Lohrer H, Gollhofer A: Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot & Ankle Internat* (1999) 238-245.
2. Andersen SB, Terwilliger DM, Denegar CR: Comparison of open versus closed kinetic chain test positions for measuring joint position sense. *J Sport Rehab* 4 (1995) 165-171.
3. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R: Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 26 (1988) 98-100.
4. Barrack RL, Lund PJ, Skinner HB: Knee joint proprioception revisited. *J Sport Rehab* 3 (1994) 18-42.
5. Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME: Joint kinaesthesia in the highly trained knee. *J Sports Med* 24 (1984) 18-20.
6. Bevan L, Cordo T, Carlton L, Carlton M: Proprioceptive coordination of movement sequences: discrimination of joint angle versus angular distance. *J Neurophysiol* 71 (1994) 1862-1872.
7. Birbaumer N, Schmidt RF: Biologische Psychologie. 3. Aufl, Springer Verlag, Berlin/Heidelberg/New York, 1996.
8. Birmingham TB, Inglis JT, Kramer JF, Vandervoort AA: Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesia: influence of different testing procedures. *Med Sci Sports Exerc* 32 (2000) 304-308.
9. Bizzi E, Abend W: Posture control and trajectory formation in single- and multi-joint arm movements. *Advances in Neurology* 39 (1983) 31-45.
10. Blackburn JR, Morissey MC: The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance. *J Orthop Sports Phys Ther* 27 (1998) 430-435.
11. Bunton EE, Pitney WA, Kane AW, Cappaert TA: The role of limb torque, muscle action and proprioception during closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity. *J of athletic Training* 28 (1993) 10-20.
12. Burke D, Gandevia SC, Macefield G: Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscles of the human hand. *J Physiol* 402B (1988) 347-361.
13. Carter ND, Jenkinsin TR, Wilson D, Jones DW, Torode AS: Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Br J Sports Med* 31 (1997) 209-212.
14. Engelhardt M: Neuromuskuläre Veränderungen nach Kniegelenkstraumen und Operationen am Kniegelenk. Habilitationsschrift, Frankfurt, 1997.
15. Fridén T, Roberts D, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U: Proprioception in the nearly extended knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* (1996) 217-224.
16. Grigg P: Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehab* 3 (1994) 2-17.
17. Hehl G, Müller B, Strecker W, Kiefer H: Muskuläres Aufbautraining nach operativ versorgter vorderer Kreuzbandverletzung im offenen oder geschlossenen System? *Arthroskopie* 9 (1996) 85-90.
18. Heit EJ, Lephart SM, Rozzi SL: The effect of ankle bracing and taping on joint position sense. *J Sport Rehab* 5 (1996) 206-213.
19. Hertel JN, Guskiewicz KM, Kahler DM, Perrin DH: Effect of lateral ankle joint anaesthesia on center of balance, postural sway and joint position sense. *J Sport Rehab* 5 (1996) 111-119.
20. Hollmann W, Hettlinger T: Sportmedizin: Arbeits- und Trainingsgrundlagen. 4. Aufl, Schattauer-Verlag, Stuttgart, 2000.
21. Horch K, Clark FJ, Burgess PR: Awareness of knee joint angle under static conditions. *J Neurophys* 38 (1975) 1436-1447.
22. Hufschmidt H-J, Sell G: Über die propriozeptive Regulation des Stehens bei Menschen. *Z Orthop* 128 (1990) 16-20.
23. Jankowska E: Interneuronal relay on spinal pathways from proprioceptors. *Prog Neurobiol* 38 (1992) 335-378.
24. Jerosch J, Prymka M: Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears, taking special account of the effect of a knee bandage. *Arch Orthop Trauma Surg* 115 (1996) 162-166.
25. Kramer J, Handfield T, Kiefer G, Forwell L, Birmingham T: Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patello-femoral pain syndrome and asymptomatic individuals. *Clin J Sport Med* 7 (1997) 113-118.
26. Lattanzio P-J, Petrella R, Sproule JR, Fowler PJ: Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med* 7 (1997) 22-27.
27. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH: The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J of Sports Med* 25 (1997) 130-137.
28. Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL: Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* 25 (1998) 149-155.
29. Lloyd AJ, Caldwell LS: Accuracy of active and passive positioning of the leg on the basis of kinaesthetic cues. *J Comp Physiol Psychol* 60 (1965) 102-106.
30. Mackie PD, Rowe MJ: Bidirectional communication of sensory afferent information in a peripheral nerve of the cat forelimb. *Exp Brain Res* 128 (1999) 369-376.
31. Magill RA: Motor Learning. Concepts and Applications. 3. Ed. Brown, Dubuque, Iowa, 1989.
32. Marks R, Quinney HA, Wessel J: Proprioceptive sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints. *Clin Rheumatol* 12 (1993) 170-175.
33. Meinel K, Schnabel C: Bewegungslehre-Sportmotorik. 9. Aufl, Sportverlag, Berlin, 1998.
34. Petrella RJ, Lattanzio PJ, Nelson MG: Effect of age and activity on knee joint proprioception. *Am J Phys Rehabil* 76 (1997) 235-241.
35. Quante M, Hille E: Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Dtsch Z Sportmed* 50 (1999) 306-310.
36. Roll JP, Popov K, Gurfinkel V, Lispshtits M, Andre-Deshays C, Gilhodes JC, Quoniam C: Sensimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity. *J Vestib Res* 3 (1993) 259-273.
37. Skinner HB, Barrack RL, Cook SD: Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop* 184 (1984) 208-211.
38. Rymer WZ, D'Almeida A: Joint position sense - The effects of muscle contraction. *Brain* 103 (1980) 1-22.
39. Swanik CB, Lephart SM, Giannantonio FP, Fu FH: Reestablishing proprioception and neuromuscular control in the ACL-injured athlete. *J Sport Rehab* 6 (1997) 182-206.
40. Taylor RA, Marshall PH, Dunlap RD, Gable CD, Sizer PS: Knee position error detection in closed and open kinetic chain tasks during concurrent cognitive distraction. *J Orthop Sports Phys Ther* 28 (1998) 81-87.
41. Van Deursen RWM, Sanchez MM, Ulbrecht JS, Cavanagh PR: The role of muscle spindles in ankle movement perception in human subjects with diabetic neuropathy. *Exp Brain Res* 120 (1998) 1-8.
42. Wilkerson BB, Nitz AJ: Dynamic ankle stability: mechanical and neuromuscular interrelationships. *J Sport Rehab* 3 (1994) 43-57.

Korrespondenzadresse:

Dr. Christiane Wilke

Institut für Rehabilitation und Behindertensport

Deutsche Sporthochschule

Carl-Diem-Weg 6

50933 Köln

Fax: 0221/4973949

E-mail: wilke@dshs-koeln.de