

Lothar Thorwesten

**Veränderung ausgewählter
ganganalytischer Parameter in der
Rehabilitation operativ versorgter
Kreuzbandläsionen**

Doktorarbeit / Dissertation

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek:

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek: Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de/> abrufbar.

Dieses Werk sowie alle darin enthaltenen einzelnen Beiträge und Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsschutz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlanges. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen, Auswertungen durch Datenbanken und für die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronische Systeme. Alle Rechte, auch die des auszugsweisen Nachdrucks, der fotomechanischen Wiedergabe (einschließlich Mikrokopie) sowie der Auswertung durch Datenbanken oder ähnliche Einrichtungen, vorbehalten.

Copyright © 2000 Diplom.de
ISBN: 9783832426934

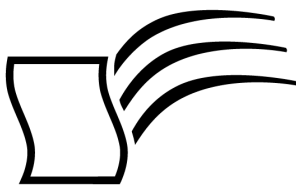
Lothar Thorwesten

**Veränderung ausgewählter ganganalytischer Parameter
in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandlä-
sionen**

Lothar Thorwesten

Veränderung ausgewählter ganganalytischer Parameter in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandläsionen

Dissertation
an der Deutschen Sporthochschule Köln
September 2000 Abgabe



Diplomarbeiten Agentur

Dipl. Kfm. Dipl. Hdl. Björn Bedey
Dipl. Wi.-Ing. Martin Haschke
und Guido Meyer GbR

Hermannstal 119 k
22119 Hamburg

agentur@diplom.de
www.diplom.de

ID 2693

Thorwesten, Lothar: Veränderung ausgewählter ganganalytischer Parameter in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandläsionen / Lothar Thorwesten - Hamburg: Diplomarbeiten Agentur, 2000
Zugl.: Köln, Sporthochschule, Dissertation, 2000

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtes.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, daß solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Die Informationen in diesem Werk wurden mit Sorgfalt erarbeitet. Dennoch können Fehler nicht vollständig ausgeschlossen werden, und die Diplomarbeiten Agentur, die Autoren oder Übersetzer übernehmen keine juristische Verantwortung oder irgendeine Haftung für evtl. verbliebene fehlerhafte Angaben und deren Folgen.

Dipl. Kfm. Dipl. Hdl. Björn Bedey, Dipl. Wi.-Ing. Martin Haschke & Guido Meyer GbR
Diplomarbeiten Agentur, <http://www.diplom.de>, Hamburg 2000
Printed in Germany



Diplomarbeiten Agentur

Wissensquellen gewinnbringend nutzen

Qualität, Praxisrelevanz und Aktualität zeichnen unsere Studien aus. Wir bieten Ihnen im Auftrag unserer Autorinnen und Autoren Wirtschaftsstudien und wissenschaftliche Abschlussarbeiten – Dissertationen, Diplomarbeiten, Magisterarbeiten, Staatsexamensarbeiten und Studienarbeiten zum Kauf. Sie wurden an deutschen Universitäten, Fachhochschulen, Akademien oder vergleichbaren Institutionen der Europäischen Union geschrieben. Der Notendurchschnitt liegt bei 1,5.

Wettbewerbsvorteile verschaffen – Vergleichen Sie den Preis unserer Studien mit den Honoraren externer Berater. Um dieses Wissen selbst zusammenzutragen, müssten Sie viel Zeit und Geld aufbringen.

<http://www.diplom.de> bietet Ihnen unser vollständiges Lieferprogramm mit mehreren tausend Studien im Internet. Neben dem Online-Katalog und der Online-Suchmaschine für Ihre Recherche steht Ihnen auch eine Online-Bestellfunktion zur Verfügung. Inhaltliche Zusammenfassungen und Inhaltsverzeichnisse zu jeder Studie sind im Internet einsehbar.

Individueller Service – Gerne senden wir Ihnen auch unseren Papierkatalog zu. Bitte fordern Sie Ihr individuelles Exemplar bei uns an. Für Fragen, Anregungen und individuelle Anfragen stehen wir Ihnen gerne zur Verfügung. Wir freuen uns auf eine gute Zusammenarbeit

Ihr Team der *Diplomarbeiten Agentur*

Dipl. Kfm. Dipl. Hdl. Björn Bedey —
Dipl. Wi.-Ing. Martin Haschke —
und Guido Meyer GbR —

Hermannstal 119 k —
22119 Hamburg —

Fon: 040 / 655 99 20 —
Fax: 040 / 655 99 222 —

agentur@diplom.de —
www.diplom.de —

Widmung

Für meinen Vater, meine Mutter
und natürlich meine liebe Familie
Sabine, Fabian & Malin

1	Einleitung	1
2	Literaturbesprechung	4
2.1	Das Kniegelenk als rückgekoppeltes sensomotorisches System	4
2.1.1	Anatomie des Kniegelenks	4
2.1.1.1	Die knöchernen Struktur des Kniegelenks	4
2.1.1.2	Der Bandapparat	6
2.1.2	Sensomotorische Steuerung des Kniegelenks	8
2.1.2.1	Mechanorezeptoren im Kniegelenk	10
2.1.2.2	Störung der sensomotorischen Rückkopplung nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes und Möglichkeiten zur Diagnostik	13
2.1.2.3	Einflussfaktoren der Sensomotorik des Kniegelenks	19
2.1.3	Rehabilitationskonzepte nach Kreuzbandverletzung	20
2.1.3.1	Biologische Aspekte der frühfunktionellen Kreuzbandrehabilitation	22
2.1.3.2	Biomechanische Aspekte der frühfunktionellen Kreuzbandrehabilitation	23
2.1.3.3	Die frühfunktionelle „beschleunigte“ Rehabilitation	26
2.2	Historie zur Entwicklung der Bewegungsanalyse	27
2.3	Methoden der quantitativen Bewegungsanalyse	29
2.3.1	Dynamometrische Verfahren	29
2.3.2	Kinemetrische Verfahren	30
2.3.3	Anthropometrische Verfahren	31
2.3.4	Elektromyographische Verfahren	32
2.4	Biomechanische Betrachtung des menschlichen Ganges	33
2.4.1	Das normale Gangbild	33
2.4.1.1	Terminologie der Ganganalyse	34
2.4.1.2	Die 6 Determinanten des Ganges	36
2.4.1.3	Kinematische und kinetische Parameter des Gangzyklus	39
2.4.2	Das gestörte Gangbild	41
2.4.2.1	Kriterien der funktionellen Ganganalyse	41
2.4.2.2	Veränderungen des Gangbildes bei Kniepathologien	43
2.4.2.3	Ganganalyse nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes	44
3	Material und Methode	49

3.1	Untersuchungsgut	49
3.1.1	Zusammensetzung der Testgruppe	49
3.1.2	Zusammensetzung der Kontrollgruppe	50
3.1.3	Therapieplan	51
3.2	Untersuchungsgang	52
3.2.1	Auswahl der Testverfahren	52
3.2.2	Bewegungsanalyse per Videotopometrie	54
3.2.3	Die Bodenreaktionskraftmessung	56
3.2.4	Apparaturbesprechung	57
3.2.4.1	Das Bewegungsanalysesystem Kinemetrix	57
3.2.4.2	Das Bodenreaktionskraftmeßsystem PRO-VEC	58
3.2.5	Auswahl, Beschreibung und Darstellung der Parameter	59
3.2.5.1	Kinemetrische Parameter	59
3.2.5.2	Dynamometrische Parameter	62
3.2.5.3	Statistische Verfahren	64
4	Ergebnisse	66
4.1	Ergebnisse der kinemetrischen Messungen	66
4.1.1	Entfernungs- und Zeitparameter	66
4.1.1.1	Schwungzeit und Standzeit	66
4.1.1.2	Verhältnis Schwungzeit/Standzeit	68
4.1.1.3	Kadenz	69
4.1.1.4	Schrittlänge	70
4.1.2	Kniegelenkwinkel in den Phasen des Gangzyklus	71
4.1.2.1	Kniegelenkwinkel bei Fersenkontakt	71
4.1.2.2	Maximaler und minimaler Kniegelenkwinkel in der Standphase	72
4.1.2.3	Maximaler Kniegelenkwinkel in der Schwungphase	73
4.1.2.4	Maximales Bewegungsausmaß des Kniegelenks	74
4.1.2.5	Flexions-Extensions-Defizit (FED) des Kniegelenks in der Standphase	75
4.1.3	Sprunggelenkwinkel in den Phasen des Gangzyklus	76
4.1.3.1	Minimaler und maximaler Sprunggelenkwinkel in der Standphase	76
4.1.3.2	Maximaler und minimaler Sprunggelenkwinkel in der Schwungphase	77
4.1.3.3	Maximales Bewegungsausmaß des Sprunggelenkes	79
4.1.4	Hüftgelenkwinkel in den Phasen des Gangzyklus	80
4.1.4.1	Maximaler und minimaler Hüftgelenkwinkel	80

4.1.4.2	Maximales Bewegungsausmaß des Hüftgelenks _____	81
4.1.5	Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenks _____	82
4.1.5.1	Maximale und minimale Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenks in der Standphase _____	82
4.1.5.2	Maximale und minimale Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenks in der Schwungphase _____	83
4.1.6	Winkelgeschwindigkeiten des Sprunggelenks _____	85
4.1.7	Winkelgeschwindigkeiten des Hüftgelenks _____	86
4.2	Ergebnisse der dynamometrischen Messungen _____	87
4.2.1	Geschwindigkeits- und Zeitparameter _____	87
4.2.1.1	Freie Ganggeschwindigkeit _____	87
4.2.1.2	Bodenkontaktzeit während der Standphase _____	88
4.2.2	Bodenreaktionskräfte in X-,Y- und Z-Richtung _____	89
4.2.2.1	Mediolaterale Bodenreaktionskräfte _____	89
4.2.2.2	Anterior-posteriore Bodenreaktionskräfte _____	91
4.2.2.3	Vertikale Bodenreaktionskräfte _____	94
4.2.2.4	Resultierende Gesamtkraft _____	98
4.2.2.5	Vertikales Drehmoment _____	100
4.3	Zusammenfassung der wesentlichen Ergebnisse _____	101
5	Diskussion _____	103
5.1	Methodenkritische Aspekte _____	103
5.2	Diskussion der Ergebnisse _____	110
5.2.1	Diskussion der kinematischen Ergebnisse _____	110
5.2.1.1	Diskussion der entfernungs- und zeitabhängigen Parameter ____	110
5.2.1.2	Diskussion der kinematischen Parameter des Kniegelenks _____	114
5.2.1.3	Diskussion der kinematischen Parameter des Sprunggelenks ____	119
5.2.1.4	Diskussion der kinematischen Parameter des Hüftgelenks ____	121
5.2.2	Diskussion der dynamometrischen Ergebnisse _____	124
5.2.2.1	Diskussion der mediolateralen Bodenreaktionskräfte _____	124
5.2.2.2	Diskussion der anterior-posterioren Bodenreaktionskräfte _____	125
5.2.2.3	Diskussion der vertikalen Bodenreaktionskräfte _____	128
5.2.2.4	Diskussion der resultierenden Gesamtkraft _____	129
5.2.2.5	Diskussion des vertikalen Drehmoments _____	130
5.2.3	Zusammenfassende Betrachtung der kinematischen und dynamometrischen Parameter _____	131

Inhaltsverzeichnis	IV
5.2.4 Interpretationsansätze für mögliche Ursachen	132
5.3 Klinische Relevanz und Konsequenzen für die Trainingspraxis in der Rehabilitation	137
6 Zusammenfassung	143
7 Literaturverzeichnis	145
8 Abbildungsverzeichnis	175
9 Tabellenverzeichnis	180
10 Anhang	184

1 Einleitung

Dem Kniegelenk kommt mit seiner komplexen Struktur und Funktionsweise eine zentrale Bedeutung bei der Fortbewegung des Menschen zu. Insbesondere sportliche Handlungen erfordern ein intaktes System des aktiven und passiven Halteapparates sowie einer funktionierenden sensomotorischen Rückkopplung.

Die enormen Anforderungen, die an Muskulatur, Sehnen, Kreuzbänder und Menisci gestellt werden, spiegeln sich in der hohen Anzahl von Sportverletzungen wieder, die besonders diese Gelenkstruktur betreffen. STEINBRÜCK beschreibt für die Jahre 1972-1997 bei 30.603 behandelten Sportlern mit insgesamt 34.742 Verletzungen 12.708 Kniegelenkverletzungen. Dies entspricht einem Anteil von 36,6 %, von denen über die Hälfte dem Fußball (36,3%) und Skisport (23,5%) zuzuordnen sind (STEINBRÜCK 1997, 1999). NIELSEN und YDE geben in einer 1-Jahres Studie für Dänemark eine Verletzungsinzidenz für Rupturen des vorderen Kreuzbandes von 0,3 auf 1000 Einwohner an, von denen 27% sportbedingt waren (NIELSEN et al. 1991). Auch MIYASAKA et al. nennen für die USA in einer 3-Jahres-Studie eine vergleichbare Verletzungsinzidenz von 0,38 auf 1000 Einwohner, wobei die sportbedingten Verletzungen mit 61% deutlich stärker repräsentiert sind (MIYASAKA et al 1991). TSCHERNE beschreibt 1996 für die sportlich aktive Bevölkerung in Deutschland 70 Kreuzbandrupturen auf 100.000 Einwohner, wobei jährlich etwa 20.000 operative Eingriffe vorgenommen werden (TSCHERNE et al. 1996). Die zunehmende Anzahl von Fun- und Risikosportarten lässt bezüglich der Epidemiologie von Kniegelenkverletzungen einen weiteren Anstieg der Unfallzahlen erwarten. Neben der isolierten Kreuzbandruptur, Meniskus-schädigung und Verletzung des medialen bzw. lateralen Bandapparates tritt häufig hierbei das sogenannte Valgus-Flexions-Außenrotationstrauma auf, welches im anglo-amerikanischen

Sprachraum als „unhappy triad“ bezeichnet wird. Massive Knieverletzungen wie die Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit anschließender operativer Versorgung erfordern ein komplexes Rehabilitationsprogramm mit dem Ziel der schnellen Wiederherstellung der normalen Alltagstauglichkeit. Für den Sportler geht es darüber hinaus um die Rückkehr zum aktiven Sport, d.h. um eine Wiederherstellung der sportlichen Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit. Hierbei hat sich die frühfunktionelle Nachbehandlung im Sinne einer „accelerated rehabilitation“ (SHELBOURNE et al. 1990; EICHHORN et al. 1995) als moderne Therapieform gegenüber der traditionellen Immobilisation durch Ruhigstellung weitestgehend etabliert. Trotzdem ist die kontroverse Diskussion über Art und Umfang der rehabilitativen Maßnahmen noch nicht abgeschlossen (PÄSSLER, 1996). Auch die Frage nach der Prognose bei konservativer Therapie kann nicht eindeutig beantwortet werden.

„Einerseits können Patienten mit chronischer Insuffizienz des vorderen Kreuzbands weitgehend asymptomatisch und über eine gewisse Zeitdauer sogar zu sportlichen Höchstleistungen fähig sein. Andererseits können aber erhebliche Funktionsstörungen schon bei leichten Belastung wie beim Gehen auftreten“ (ROMERO 1996, 1136).

Zur Überprüfung der muskulären Fähigkeiten nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes verfügen zahlreiche stationäre und ambulante Therapieeinrichtungen heute über Möglichkeiten der isokinetischen und isometrischen Krafft Diagnostik. Weiterhin gewinnen Testsysteme zur Diagnostik sensomotorischer Fähigkeiten des Patienten zunehmend an Bedeutung. Komplexe biomechanische Bewegungsanalysesysteme zur exakten quantitativen Bewertung gangrelevanter Daten hingegen werden im Klinikalltag aufgrund der hohen finanziellen und personellen Voraussetzungen noch nicht standardmäßig genutzt. Sie finden vielmehr ihren Einsatz in Ganglabora-

torien oder speziellen klinischen Einrichtungen. Die Notwendigkeit einer objektiven quantitativen Bewertung ist begründet in der hohen Variationsbreite der subjektiven Gangbeobachtung (ATTINGER 1987; LÜTHI 1987). Die Vielzahl der möglichen messbaren Parameter und deren korrekte Interpretation hinsichtlich einer optimierten Therapieplanung bedarf der exakten Analyse eines geschulten klinischen Teams:

„Furthermore, the information supplied by gait analysis is not easily understood and requires a rather substantial commitment by the clinician in order to appreciate its value fully. Finally, the information supplied for interpretation is sometimes counterintuitive, and may be discarded as inaccurate unless the interpretation team has sufficient confidence in the data collection and reduction processes“ (DAVIES 1997, 256).

Zielsetzung der vorliegenden Untersuchung ist die Dokumentation des veränderten menschlichen Gangbildes nach arthroskopisch versorgter vorderer Kreuzbandverletzung im Rehabilitationsprozess bis zur 24. postoperativen Woche. Anhand ausgewählter ganganalytischer Parameter soll ein Überblick über die Leistungsfähigkeit bzw. Funktionseinschränkung der zu beobachtenden Strukturen in verschiedenen Phasen der Rehabilitation erarbeitet werden. Die Literatur beschreibt hier neben einigen Einzelkasuistiken (KRABBE et BAUMANN 1996; MAITLAND et al. 1999) nur wenig echte Longitudinalstudien die eine Verlaufsbeobachtung kreuzbandverletzter Patienten auf der Basis bewegungsanalytischer Daten darstellen (DEVITA et al. 1997 und 1998; SCHMALZ et al. 1998a und 1998b; STEGELMANN 1994), jedoch erschweren verschiedene Untersuchungszeitpunkte den direkten Vergleich der Daten.

2 Literaturbesprechung

2.1 *Das Kniegelenk als rückgekoppeltes sensomotorisches System*

Eine komplette Darstellung der anatomischen und neurophysiologischen Grundlagen würde aufgrund der Komplexität der Systeme an dieser Stelle den festgelegten Rahmen sprengen. Themenbegleitend seien hier zum besseren Verständnis nur relevante Ansätze dargestellt.

2.1.1 Anatomie des Kniegelenks

Die *Articulatio genu* als das größte Gelenk des Menschen ist in seiner Funktion sicher auch eine der kompliziertesten und empfindlichsten artikulären Strukturen. Als mittleres Gelenk der unteren Extremität stellt es die bewegliche Verbindung zwischen Femur und Tibia dar. Die Funktion bedingt den anatomischen Aufbau wesentlich, da gegensätzliche Anforderungen zu realisieren sind. Zur Realisierung der vielfältigen statischen und dynamischen Funktionen wird das Knie nicht primär knöchern geführt, sondern im wesentlichen ligamentär und muskulär. Als Drehwinkelgelenk erlaubt es durch die Rollgleitbewegungen der Femurcondylen auf den Tibiagelenkflächen Extensions- und Flexionsbewegungen um annähernd transversale Achsen, mit der Möglichkeit der Rotation in Flexionsstellung sowie einer Schlußrotation bei Extensionsbewegungen von 180° (APPEL et al. 1996; KAPANDJI 1992; NETTER 1994; STROBEL et al. 1995).

2.1.1.1 Die knöcherne Struktur des Kniegelenks

Im Kniegelenk artikulieren die *Condyli femoris* und die *Condyli tibiae*, die aufgrund ihrer Inkongruenz durch die Einlagerung des lateralen und medialen Meniscus ausgeglichen werden. Der Femur verdickt sich distal zu zwei knorpelüberzogenen konvex gestalteten

Rollen, die durch die Fossa intercondylaris unterbrochen werden. Die dorsal getrennten Kondylen sind ventral durch die Fascies patellaris miteinander verbunden. Die Kondylen der proximal verbreiterten Tibia sind längsoval und leicht vertieft, während der laterale Kondylus weitestgehend abgeplattet ist. In Extensionsstellung liegen die Femurkondylen breitflächig auf der Tibiaplatte, wohingegen sich in flektierte Position die Auflagefläche, bedingt durch die dorsale Krümmung der Kondylen, relativ klein darstellt (vgl. Abbildung 1).

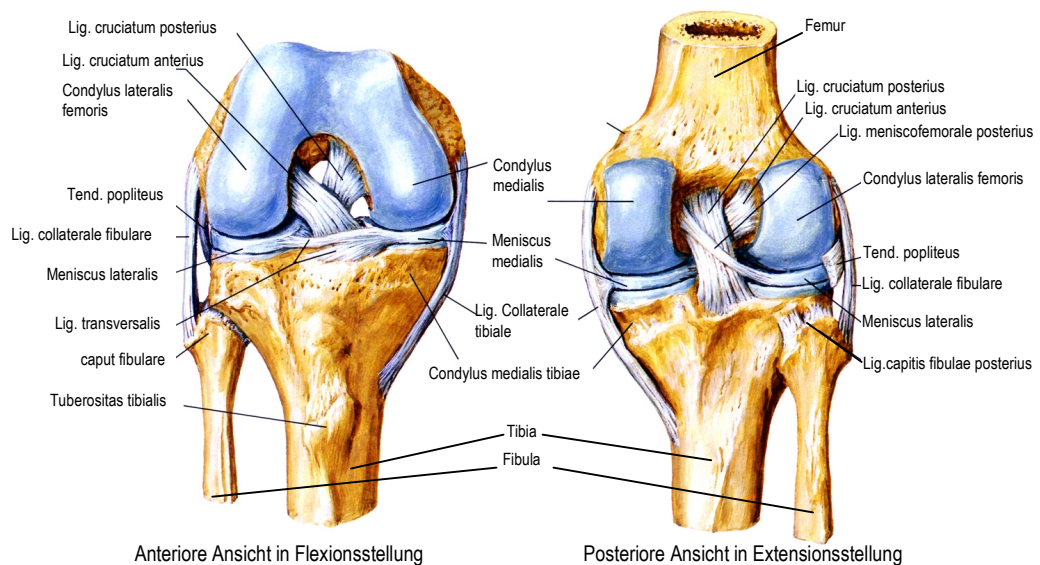


Abbildung 1: Knochen und Ligamente des rechten Kniegelenkes (Gelenkkapsel und Patella entfernt, nach NETTER 1994)

Das femoropatellare Gelenk besteht aus den Vorderflächen der Femurkondylen und der Patella, wobei die wesentlichen Funktionen der Patella in der Optimierung der Hebelverhältnisse der Muskulatur sowie in der Sicherung der Extensions-Flexionsbewegung zu sehen sind. Zudem reduziert die Patella Vorwärtsbewegungen der Tibia und schützt das Gelenkinnere. Die in die Endsehne des M. quadriceps femoris eingelagerte Patella gleitet in einer Furche zwischen den beiden Knorren des Femur und ist zur Verringerung des Reibungswiderstandes rückseitig mit einer ca. sechs Millimeter dicken hyalinen Knorpelschicht bedeckt (APPEL et al. 1996; KAPANDJI 1992; NETTER 1994; STROBEL et al. 1995).

2.1.1.2 Der Bandapparat

Die Bewegungen des Kniegelenks werden im wesentlichen durch die Muskulatur und einen ausgeprägten Bandapparat geführt und stabilisiert. Zur Vergrößerung der Auflagefläche der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau befinden sich der laterale und mediale Meniskus im Gelenkspalt. Sie sind durch das Lig. meniscifemorale anterius und das Lig. meniscifemorale posterius verankert und realisieren so ebenfalls die Gelenkstabilisierung. Der halbmondförmige mediale Meniskus ist mit der Gelenkkapsel und dem inneren Seitenband verwachsen, wohingegen sich der laterale Meniskus nahezu kreisförmig darstellt und zudem wesentlich beweglicher ist. Hierin begründet ist die höhere Inzidenz der mediale Meniskuslaesionen.

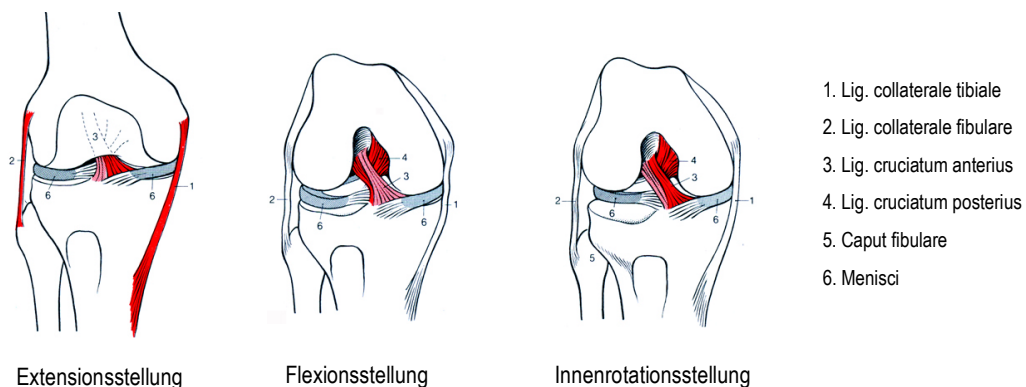


Abbildung 2: Bewegungslimitierung durch die ligamentären Strukturen im Kniegelenk (modifiziert nach PLATZER 1991, S. 209). Die hellrot bzw. dunkelrot eingefärbten Bandstrukturen dokumentieren den jeweiligen Spannungszustand der Struktur.

Die Ligg. cruciata sichern im wesentlichen die Bewegungen des Kniegelenks und verhindern Verschiebungen von Femur zu Tibia sowie bei erschlafften Seitenbändern in Beugstellung die anterior-posteriore Gleitbewegung der Tibia (vorderes bzw. hinteres Schubladenphänomen). Das Lig. cruciatum anterius ist in sich gedreht, besteht aus unterschiedlichen Faserverläufen und verläuft von der medialen Fläche des Epicondylus lateralis femoris zur Area intercondylaris anterior der Tibia. Die Hauptfunktion liegt in der Stabilisierung des Kniegelenks in Streckstellung. Das entgegengesetzt ver-

laufende Lig. cruciatum posterius zieht von der lateralen Fläche des Epicondylus medialis femoris zur Area intercondylaris anterior der Tibia (APPEL et al. 1996; KAPANDJI 1992; NETTER 1994). Es stellt sich deutlich kräftiger dar und ist Hauptstabilisator im Kniegelenk. Bedingt durch ihre Lage im Kniegelenk sind die einzelnen Anteile der Ligg. cruciata in fast allen Gelenkpositionen unterschiedlich angespannt. Bei innenrotatorischen Bewegungen nimmt die Spannung zu, da sich die Bänder umeinander wickeln und die Innenrotation limitieren. Für außenrotatorische Bewegungen ist eine Spannungsminde- rung mit erhöhter Mobilität nachweisbar, da hier ein „Abwickeln der Kreuzbänder“ die Beweglichkeit erhöht (vgl. Abbildung 2). Somit spielt das vordere Kreuzband auch eine limitierende Rolle bei der axialen Rotation des Kniegelenks (ANDERSEN et al. 1997).

Das Lig. collaterale tibiale ist mit der Gelenkkapsel und dem medialen Meniskus verwachsen und verläuft vom Epicondylus medialis femoris schräg nach distal-ventral und setzt unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis tibiae an. Das Lig. collaterale fibulare zieht vom Epicondylus lateralis femoris zum ventralen und lateralen Teil des Caput fibulae. Beide Bänder sind bei vollständiger Kniegelenkextension maximal gespannt und sichern so diese Position. Mit zunehmender Beugung erschlaffen die Kollateralbänder und lassen so Rotationen um die Unterschenkel längsachse zu (JAKOB et al. 1990; PLATZER 1991; WALDEYER et al. 1993).

2.1.2 Sensomotorische Steuerung des Kniegelenks

Neben der ossären und ligamentären Führung des Kniegelenks spielt die muskuläre Stabilisierung eine wesentliche Rolle. Zur rückgekoppelten Steuerung des Gelenks sind Informationen über Stellung, Bewegung und einwirkende Kräfte unerlässlich. Schon 1557 beschreibt der italienische Humanist und Physiker JULIUS CAESAR SCALIGER das Phänomen der Wahrnehmung von Körperstellung und Bewegung des Körpers als „sensation of locomotion“ (zit. nach COHEN 1958a und 1958b). BELL wies 1826 auf den „Muskelsinn“ als Quelle der Wahrnehmung von Lage und Bewegung hin, während DUCHENNE 1872 die sensorische Rückmeldung aus den Gelenken hierfür verantwortlich machte. Der Begriff der „Kinästhesie“ als Empfindung der Bewegungen des Körpers wurde 1880 durch BASTIAN eingeführt und von SHERRINGTON zur Definition der „Propriozeption“ erweitert. Sie beschreibt die Eigenwahrnehmung und die Kontrolle von Bewegungen und Positionen von Körperteilen im Raum mittels Muskelspindeln, Sehnen­spindeln und Gelenkrezeptoren (BELL 1826; DUCHENNE 1872; BASTIAN 1880; SHERRINGTON 1906).

„Diese Sinnesmodalität dient dem Kraftsinn und der Wahrnehmung von Stellung (Positionssinn) und Bewegungen (Kinästhesie) einzelner Teile unseres Körpers“ (SCHMIDT 1998, 232).

Die sensorische Rückmeldung des arthronalen Systems wird durch afferente Informationen aus Sehnen- und Muskelspindeln, Haut- und Gelenkrezeptoren realisiert und ermöglicht so abgestufte, koordinierte Bewegungen der Gelenke. Sogenannte *Mechanorezeptoren*, insbesondere die für die Tiefensensibilität verantwortlichen Propriozeptoren, sind vermehrt in Muskeln, Sehnen und Gelenken lokalisiert (vgl. Tabelle 1). Hochdifferenzierte Mechanorezeptoren wandeln als afferente Organe mechanische Deformationsreize in gepulste neurale Signale um, wobei die Impulsrate abhängig vom Reizzu-

stand des Rezeptors ist. Neben der Unterscheidung in Druck-, Geschwindigkeits- und Beschleunigungsrezeptoren wird eine Unterteilung in schnell bzw. langsam adaptierenden Mechanorezeptoren vorgenommen (SCHMIDT 1998; THURM 1996; WILKE et al 1998; WOLF 1996).

Rezeptor	Größe	Lokalisation	(adäquater) Reiz/Reizschwelle	Reaktion	Funktion
Pacini-Körperchen	Bestehen aus einer großen Zahl konzentrisch geschichteter Lamellen, an denen man drei Schichten unterscheiden kann: Kapsel, äußere Lamellenschicht und Innenkolben. bis zu vier Millimeter lang	Unterhautfett- und Bindegewebe der Haut, Periost, Oberfläche von Sehnen und Faszien, in Gelenken: besonders in Gelenkkapsel, Gelenkbänder; gehäuft in den „Randbereichen“ der Strukturen (an knöchernen Übergängen zum Muskel)	Druckänderung (schneller Wechsel des Druckes, Deformierung, Entlastung), niedrige Reizschwelle	Phasisches Rezeptorverhalten, schnell adaptierend, schnell weiterleitend	Dynamische Kontrolle, geben Beschleunigungen und Verzögerungen an
Ruffini-Endorgan	Der „Kern“ besteht aus einem Knäuel markloser Nervenendigungen, die von Bindegewebe umgeben sind, kommen in „Clustern“ von drei bis sechs Körperchen vor	Haut, Schleimhaut, Hüllen der inneren Organe, in Adventitia großer Arterien, in Gelenken: Gelenkkapsel, Gelenkbänder; gleichmäßige Verteilung	Druck, Zug, niedrige Reizschwelle	Ständige Impulse, langsam adaptierend	Statische und dynamische Kontrolle, geben Informationen über Gelenkwinkelstellungen (haben bei bestimmten Gelenkwinkelstellungen bestimmte Entladungsraten)
Golgi-Apparat	Spindelförmig, bestehen aus einer Gruppe kollagener Faser, die von dünnen Bindegewebshüllen umgeben sind. Durchmesser: 600x100µm, Faser verliert nach Durchtritt durch Kapsel die Markhülle und zweigt sich in zahlreiche Äste auf	Übergang zwischen Sehne und Muskel, Gelenkkapsel und Gelenkbänder	Mechanische Spannungsentwicklung (mechanische Belastungen, Druck und Zug), niedrige / variable Reizschwelle	Impulsraten proportional zur Intensität der Spannung (unabhängig von der Schnelligkeit der Spannungsentwicklung) relativ langsame Anpassung an den Reiz	Kontrolle der Kontraktionskraft, Information über Gelenkwinkelstellungen und Bewegungsrichtung (Spannungssensoren)
Muskel-Spindeln	Bestehen aus fünf bis zehn dünnen quergestreiften Muskelfasern („intrafusale Fasern“), die von einer flüssigkeitsgefüllten, bindegewebigen Kapsel umgeben sind, liegen parallel zu den übrigen Fasern des Muskels („extrafusale Fasern“), bis zu 10 mm lang	Intrafusale Fasern setzen an Sehnen des Muskels oder an bindegewebigen Polen der Kapsel an, in allen quergestreiften Skelettmuskeln	Dehnung der extrafusalen Muskulatur, Kontraktion der intrafusalen Fasern, niedrige / variable Reizschwelle	Ständige Impulse, variabel adaptierend	Messen die Länge der Muskulatur (Dehnungssensoren)
Freie Nervenendigungen	Erscheinen häufig in „Netzwerken“ sind nicht kapsulär ummantelt, Durchmesser: 0,5-1,5 µm	In fast allen Geweben des Körpers, Gelenkkapsel, Gelenkbändern	Variable Reize (mechanisch, chemisch, thermisch), sehr hohe Reizschwelle	Nicht spezifizierbare Reaktion und Adaptation (führen zu reflexhaften Verschaltungen)	Information über: Bewegungsgeschwindigkeit, beschleunigende und abbremsende Kräfte, Bewegungsrichtung, Gelenkposition

Tabelle 1: Zusammenfassung der wichtigsten Rezeptoren der Tiefensensibilität (aus WILKE/FROBÖSE 1998, S. 66)

Einen wesentlichen Beitrag zum kinästhetischen Empfinden leisten die Muskelspindeln, die als sog. Dehnungssensoren fungieren. Ebenfalls wichtige sensorische Afferenzen werden von den Golgi-