

Biomed. Technik
47 (2002), 130-135

S. Hinterwimmer
W. Plitz¹
M. Krammer
R. Baumgart

Banddehnungsmessung am Kniegelenk – Der Dehnungsmeßstreifen und seine Alternativen

Measurement of Ligament Tension at the Knee Joint – The Strain Gauge and its Alternatives

*Chirurgische Klinik und Poliklinik der LMU München, Standort Innenstadt
(Direktor: Prof. Dr. W. Mutschler)
¹Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU München,
Standort Großhadern (Direktor: Prof. Dr. H. J. Rejzler)*

Schlüsselwörter: Banddehnungsmessung, Kniegelenk, Dehnungsmeßstreifen

Es werden die am häufigsten zitierten und am einfachsten durchzuführenden Techniken der Banddehnungsmessung am Kniegelenk vorgestellt, darunter vier auf Dehnungsmeßstreifen basierende Techniken. Neben dem sog. Omega-Aufnehmer und dem Buckle-Transducer sind dies der Tendon-Force-Transducer und die Applikation der DMS an der knöchernen Bandinsertion. Als weitere indirekte Meßmethoden werden der Quecksilberdehnungsaufnehmer und der Hall-Effekt-Meßaufnehmer erklärt. Gemessen wird bei all diesen Methoden jeweils eine sich ändernde Stromstärke oder Spannung, die dann mit der Banddehnung korreliert wird. In Form der Insertionsabstandsmessung, mit dem Fadenmodell und der Konstruktion aus Zugkraftmeßdose und Knochenzylinder wird darüberhinaus auf drei direkte Meßmethoden eingegangen. Der Meßwert ist dabei mit der effektiven Längenänderung des Bandes gleichzusetzen.

Key words: Ligament tension - Measurement - Knee joint - Strain gauge

Those techniques for measuring ligament tension at the knee joint that are most commonly cited and easiest to carry out are discussed. These include four techniques based on the use of strain gauges. Apart from the Omega transducer and the buckle transducer, there is also the tendon force transducer, and the application of strain gauges to the bony ligament insertion sites. Other indirect measuring methods considered are the mercury strain transducer and the Hall effect transducer. The parameter measured with all of these methods is fluctuating current or voltage, which is then correlated with ligament tension. Three direct measurements are also discussed: the separation distances of marked fibres of the ligaments, replacement of fibres by threads, and a load cell/bone plug construction. The measured value is equated with the effective change in ligament length.

1. Einführung

Zu Beginn des vorigen Jahrhunderts wurden erstmals Untersuchungen über die Bedeutung der einzelnen Bänder des Kniegelenks veröffentlicht. Dabei kam es zu sehr widersprüchlichen Erkenntnissen. Die Kreuzbänder wurden einmal als Hauptstabilisatoren des Kniegelenks [13] gesehen, ein anderes Mal hingegen betrachtete man sie als vernachlässigbare Strukturen [12]. Neben diesen allgemeinen Aussagen wurden auch schon früh Angaben über die Beanspruchung der Ligamente während der Bewegung gemacht. So wurde einerseits berichtet, das vordere Kreuzband sei in Streckung, das hintere in Beugung angespannt [4], andererseits, daß beide Kreuzbänder in Streckung und in endgradiger Beugung angespannt, in den mittleren Beugebereichen des Gelenks aber entspannt seien [19]. Ebenso kam es zur Beschreibung detaillierter Vorstellungen über die Anatomie der Kreuzbänder, in denen

eine Unterteilung derselben in Faserkonglomerate bzw. einzelne Bündel zum Ausdruck kam. Entsprechend wurde erkannt, daß in beiden Kreuzbändern gewisse Anteile zu jedem Zeitpunkt der Beuge- bzw. Streckstellung angespannt sind [8]. Auch am medialen Seitenband wurden früh zwei Anteile, deren Fasern während des gesamten Bewegungsumfanges angespannt blieben, unterschieden [8]. Die beschriebenen Erkenntnisse wurden entweder rein theoretisch unter Berücksichtigung der Anatomie des Bandverlaufs gewonnen, oder sie basierten auf der Durchtrennung einzelner Ligamente und der resultierenden pathologischen Beweglichkeit des Kniegelenks. Hieraus wurden dann Rückschlüsse auf die Normalfunktion gezogen. In neuerer Zeit wurden die Dehnungen der Kniegelenksbänder unter Zuhilfenahme verschiedener technischer Methoden indirekt oder direkt bestimmt.

Im folgenden werden die in der Literatur beschriebenen Meßmethoden vorgestellt, die einen verhältnis-

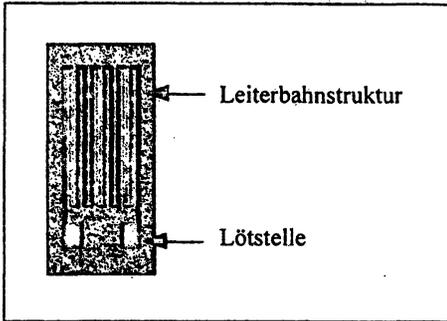


Bild 1. Dehnungsmeßstreifen

mäßig geringen technischen und apparativen Aufwand erfordern und daher einer breiteren Anwendergruppe zugänglich sind. Ein besonderes Augenmerk gilt den Dehnungsmeßstreifen (DMS).

2 Indirekte Meßmethoden

2.1 Dehnungsmeßstreifen (DMS)

Das Prinzip des Zusammenhangs von Längen- und Widerstandsänderung bei Kupferdrähten [22] ist in einem Dehnungsmeßstreifen folgendermaßen verwirklicht:

Auf einer dünnen Trägerfolie aus Polyamid befinden sich zwei Lötflächen und eine parallel ausgerichtete, ebenfalls sehr dünne, metallene Leiterbahnstruktur aus Konstantan. Diese Drahtwindungen verbinden die beiden Lötflächen miteinander (Bild 1).

Wird der DMS über die beiden Lötstellen in einen geschlossenen Stromkreis gemäß der Wheatstone'schen Brückenschaltung eingebracht, so stellt sein Widerstand das variable Element in diesem Stromkreis dar. Eine Längenänderung der DMS-Leiterbahn führt zu einer Widerstandsänderung im Stromkreis. Die relative Widerstandsänderung ist proportional zur relativen Längenänderung. Bei vorgegebener Speisespannung des Stromkreises und dazugehörigem Proportionalitätsfaktor wird über die Messung der Stromstärke die Größe der Dehnung oder Stauchung errechnet. DMS werden mit der Trägerfolie nach unten auf ihre Meßstelle geklebt. Sie vollziehen als Ganzes, d. h. samt ihrem sensitiven Element, der Leiterbahnstruktur, die Längenänderung dieser Meßstelle nach.

DMS-Messungen haben eine sehr gute Linearität. Begünstigend kommen die kleinen Abmessungen sowie die nahezu vernachlässigbare Masse der Meßstreifen hinzu. Darin liegt durch die Erwärmbarkeit der DMS jedoch auch eine Fehleranfälligkeit. Durch die große Auswahl an DMS, die es ermöglicht, einen zum Dehnungsverhalten des Meßobjekts und hinsichtlich der Erwärmbarkeit passenden Meßstreifen auszusuchen, kann dieser potentielle Fehler gering gehalten

werden. Die hohe Empfindlichkeit der Dehnungsmeßstreifen gegenüber Feuchtigkeit kann durch gute Isolation limitiert werden.

Im folgenden werden verschiedene Meßmethoden vorgestellt, die auf dem Einsatz von Dehnungsmeßstreifen basieren.

2.1.1 Omega-Aufnehmer

Ein dünnes Kupferblech mit hoher Verformbarkeit und Elastizität (Stärke: 0,1 bis 0,2 mm) wird in Form eines großen griechischen Omegas vorbereitet. Auf der Oberseite dieses Aufnehmers wird ein DMS derart befestigt, daß sich die parallel zur Längsachse verlaufenden Leiterbahnen auf der Kuppe des Omegas befinden. An einer Seitenfläche des Omegas wird ein weiterer DMS zur Temperaturkompensation befestigt. Dessen Leiterbahnen müssen senkrecht zu denen des auf der Omegakuppe befindlichen DMS orientiert sein (Bild 2).

Über je zwei in den Füßchen des Aufnehmers befindliche Löcher wird dieser mit einer Naht dem Ligament fixiert. Der Aufnehmer ist dabei so orientiert, daß die Leiterbahnen des aktiven DMS parallel zur Ausrichtung der ligamentären Fasern verlaufen [7].

Bei einer Längenänderung des Bandes kommt es somit zu einer elastischen Verformung der Kuppe des Omegas. Damit einhergehend variieren der Widerstand des applizierten DMS und die angelegte Ausgangsspannung. Sie stellt die eigentliche Meßgröße dar. Die eingangs erwähnte hohe Verformbarkeit des Kupferblechs birgt den Nachteil einer ausgeprägten Verwindungsempfindlichkeit, was bei der Fixation auf nicht exakt parallelen Bandfasern leicht zu einem Meßfehler führen kann.

2.1.2 Buckle-Transducer

Die Konstruktion besteht aus einem kleinen Metallrahmen aus Messing oder Edelstahl, in dessen Mitte ein Querbügel eingesetzt wird. Der ganze Aufbau ähnelt damit in etwa einer Gürtelschnalle. Als Meß-

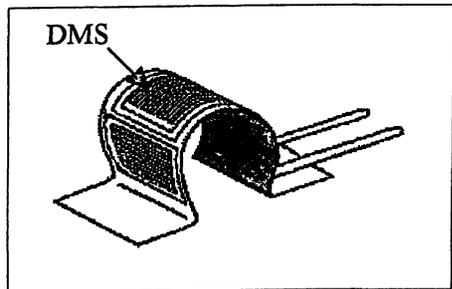


Bild 2. Omega-Aufnehmer.

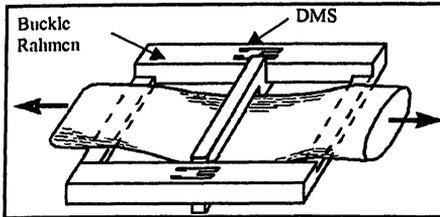


Bild 3. Buckle-Transducer.

aufnehmer dienen zwei DMS, die beiderseits des Querbügels auf den äußeren Rahmen appliziert werden. Das zu messende Band bzw. den Bandanteil legt man über den Rahmen und fixiert es mit dem querverlaufenden Bügel von oben her (Bild 3).

Bei Zugbelastung des Bandes wird ein Biegemoment auf den Rahmen ausgeübt, das von den angebrachten DMS als Oberflächendehnung registriert wird [17]. Bei dieser Methode stellt die Kalibrierung ein nennenswertes Problem dar.

2.1.3 Tendon-Force-Transducer

Der Tendon-Force-Transducer besteht aus einem S-förmigen Edelstahlrahmen. Das je nach Größe parallel zu seinem Faserverlauf eingeschnittene Band wird über die beiden Enden und unter den Mittelbalken des Transducers gelegt (Bild 4).

Bei Zugbelastung der Sehne erfolgt eine Verdrehung des Mittelbalkens. Diese Torsion wird durch vier senkrecht zueinander geklebte DMS auf dem Mittelbalken registriert und über eine Kalibrierkurve in Relation zur Banddehnung gesetzt [3].

2.1.4 DMS-Applikation an der knöchernen Bandinsertion

Grundlage dieser Technik ist der Nachweis, daß die durch die Einstrahlung eines Ligaments oder einer Sehne verursachte Dehnung der ossären Insertionsstelle mit der Belastung des dazugehörigen Bandes selbst korreliert [5].

Aufgrund dieser Erkenntnis werden DMS an den knöchernen Ansatzstellen der Ligamente angebracht [10]. Die DMS werden mit ihrer Leiterbahnstruktur parallel zu den inserierenden Bandfasern geklebt. Es werden jeweils Stellen ausgewählt, die einem anatomisch definierten Bandanteil entsprechen. Bild 5 zeigt beispielhaft ein Schema der femoralen und tibialen Insertion des hinteren Kreuzbandes.

Der im Schnellklebstoff enthaltene Wirkstoff Butylcyanoacrylat eignet sich gut zur Applikation von Dehnungsmessstreifen auf nativem Gewebe. Nach Verlötung und Fixierung der beiden Drahtleitungen werden die Lötstellen gegen störende Umgebungfeuchtigkeit isoliert.

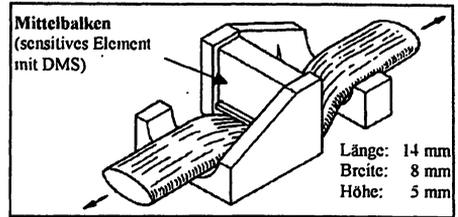


Bild 4. Tendon-Force-Transducer.

2.2 Quecksilberdehnungsaufnehmer

Bei dieser indirekten Methode besteht der Meßaufnehmer aus einem Silikonschlauch, der mit Quecksilber oder einer Gallium-Indium-Elektrolytlösung gefüllt ist. Beide Schlauchenden sind mit einem Draht verschlossen (Bild 6).

Werden die Drahtenden mit einer Spannungsquelle verbunden, fließt ein Strom, dessen Stärke von der Temperatur und vom Querschnitt der Flüssigkeitssäule abhängt. Dieser Schlauch wird nun auf das intakte Band aufgenäht oder anstelle eines Bandanteils an dessen knöchernen Insertionen befestigt. Bei einer Längenänderung des Bandes bzw. einer Abstandsänderung seiner Insertionen kommt es ebenso zu einer Längenänderung des erwähnten Schlauches. Dessen Querschnitt wird dadurch entweder vergrößert (Längenabnahme) oder verkleinert (Längenzunahme), was wiederum eine umgekehrt proportionale Veränderung des Widerstands der Flüssigkeitssäule mit sich bringt. Anhand einer Eichkurve können die gemessene Stromstärke und der jeweilige Dehnungszustand des Bandes miteinander korreliert werden [15]. Die Quecksilber-

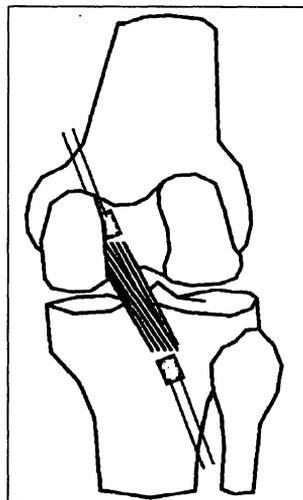


Bild 5. DMS-Applikationsstellen an den knöchernen Insertionen des hinteren Kreuzbandes.

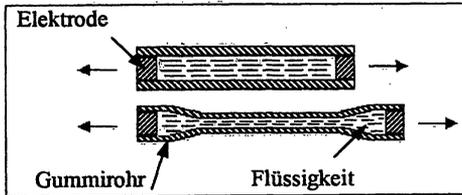


Bild 6. Quecksilberdehnungsaufnehmer.

anwendung ist jedoch bezüglich ihrer potentiellen Toxizität kritisch zu sehen.

2.3 Hall-Effekt-Meßaufnehmer

Bei dieser ebenfalls indirekten Meßmethode wird ein dünner zylindrischer Permanentmagnet mit dem einen Ende an die zu dehnende Sehne geheftet und mit dem anderen Ende in ein passendes Teflon-Rohr geschoben, das ebenfalls an der Sehne befestigt ist. Auf diesem Rohr befindet sich der Hall-Generator, der ein Halbleiterelement enthält (Bild 7).

Das Halbleiterelement reagiert empfindlich auf Änderungen des Magnetfeldes. Je nach Stärke des Feldes wird in dem Element eine Spannung induziert. Je stärker das Magnetfeld, desto stärker die Spannung. Wird nun die Sehne gedehnt, entfernt sich der Magnet vom Hall-Generator, und das durch das Magnetfeld entstandene Signal wird abgeschwächt. Mit dieser Methode wurde v. a. das Dehnungsverhalten des medialen Kollateralbandes am Kniegelenk untersucht [9]. Der Hall-Effekt-Meßaufnehmer ist sehr anfällig gegen äußere Störungen magnetischer Art.

3 Direkte Meßmethoden

3.1 Insertionsabstandsmessung

Dabei handelt es sich um eine direkte, quantitative Bestimmung des sich ändernden Abstands definierter Punkte am Ligament. Die knöchernen Insertionsstellen der vier Hauptbänder des Kniegelenks werden mit Kirschnerdrähten oder Steinmannägeln markiert. So können die sich während der Bewegung ändernden Abstände zwischen Ursprung und Ansatz der Ligamente mit einem Zirkel abgemessen werden. An den Kreuzbändern werden Röntgenaufnahmen in drei Ebenen angefertigt, um daraus den Abstand der Insertionsmarkierungen zu errechnen [21]. Eine andere Methode basiert darauf, die Positionen von Markierungsdrähten mit Hilfe von Spiegeln zu fotografieren und daraus die Längenänderungen der Gelenkbänder zu errechnen [20]. Insgesamt liegt jedoch die Längenänderung eines Bandes bei maximal 5 % seiner Gesamtlänge. Insofern sind die zu messenden Veränderungen in Anbetracht der äußerst geringen Gesamtlänge als sehr gering einzuschätzen.

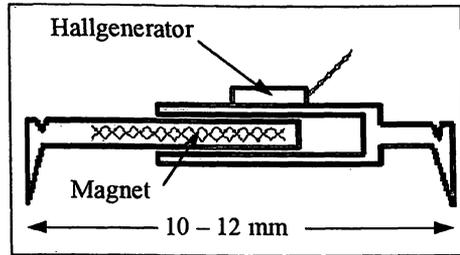


Bild 7. Hall-Effekt-Meßaufnehmer.

3.2 Fadenmodell

Auch dies ist eine Methode der direkten Längenänderungsmessung. Hierbei werden Fäden oder Drähte z.B. am femoralen Ansatz des vorderen Kreuzbandes befestigt, entlang des Bandes durch das Gelenk geführt und am tibialen Ansatz durch einen Bohrkanaal nach außen geleitet.

Bei einer nachfolgenden Bewegung des Kniegelenks wird die Längenänderung des aus dem Bohrkanaal herausragenden Faden- oder Drahtendes gleich der Längenänderung des Ligaments gesetzt. Diese Methode wurde benutzt, um erste experimentelle Anhaltspunkte für den optimalen femoralen Insertionspunkt bei einer Kreuzbandplastik zu finden [14]. Der bei der Insertionsabstandsmessung am Ende erwähnte Kritikpunkt trifft auch hier zu.

3.3 Zugkraftmeßdose-Knochenzylinder-Verbindung

Diese direkte Meßmethode besteht aus der Achse Ligament-Knochenzylinder-Zugkraftmeßdose. Am Beispiel des vorderen Kreuzbandes wird dabei ein kleiner Knochenkeil medial der Tuberositas tibiae entfernt. Mit einem Hohlbohrer wird dann ein beweglicher Knochenzylinder freigelegt, an dessen proximalem Ende sich die tibiale Bandinsertion befindet. Der Knochenzylinder wird distal mit einer Zugkraftmeßdose verbunden (Bild 8).

Mit diesem System wurden die Zugkräfte am vorderen und am hinteren Kreuzband bestimmt [18].

4 Sonstige Meßmethoden

Die ansonsten in der Literatur aufgeführten Vorgehensweisen zur Untersuchung des Spannungszustandes von Weichteilstrukturen im allgemeinen bzw. von Kniegelenksbändern im speziellen basieren auf zum Teil sehr komplizierten technischen Apparaturen oder Rechenmodellen.

Zu nennen sind hier die „Leuchtpfeil-Methode“ [11] und die Röntgenstereophotogrammetrie [6].

In der neueren Literatur wurden diesbezüglich die Methoden eines dreidimensionalen dynamischen Re-

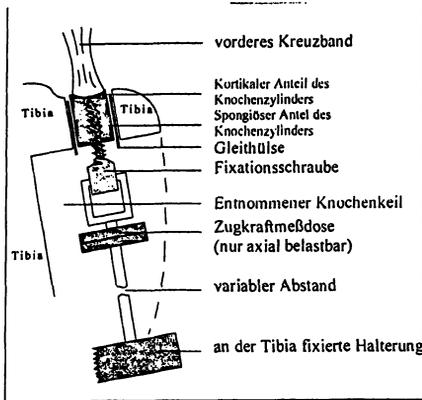


Bild 8. Banddehnungsmessung durch Umbohrung der tibialen Insertion.

chenmodells des Kniegelenks [1] sowie der „universal force-moment sensor“ vorgestellt [23].

Diese Methoden werden bisher nur selten zitiert und würden den Rahmen der hier vorliegenden Arbeit unverhältnismäßig ausweiten.

5 Zusammenfassung

Alle erwähnten Meßmethoden werden prinzipiell am Frischpräparat oder auch am lebenden Organismus durchgeführt. Aus organisatorischen oder technischen Gründen ist es in manchen Fällen unumgänglich, das Kniegelenkspräparat zwischenzeitlich einzufrieren. Am Kaninchenversuch konnte diesbezüglich nachgewiesen werden, daß das Einfrieren und Wiederauftauen innerhalb von 45 Tagen das Dehnungsverhalten des in situ belassenen medialen Kollateralbandes am Kniegelenk nicht signifikant verändert [24].

Am Beispiel des vorderen Kreuzbandes der Ziege wiederum konnte gezeigt werden, daß das Wiederauftauen des Knochen-Ligament-Knochen-Präparates innerhalb von sechs Monaten dessen Dehnungseigenschaften nicht beeinflusst [16].

Bei jeder der genannten Meßmethoden wurde auf mögliche technische Probleme hingewiesen. Bei der Auswahl einer Meßmethode gilt es, diese Probleme gegeneinander abzuwägen und die für die jeweilige Fragestellung und den Versuchsaufbau optimale Technik auszuwählen.

Beim Fadenmodell wie auch bei der Anbohrung der Bandinsertion im Sinne der Zugkraftmeßdose-Knochenzylinder-Verbindung wird das Ligament durch die invasive Maßnahme gefährdet. Bei Quecksilberdehnungsaufnehmer, Hall-Effekt-Meßaufnehmer und Omega-Aufnehmer wird ein Fremdkörper mit Naht am Ligament befestigt. Bei Buckle-Transducer und Tendon-Force-Transducer wird das Band in einen Me-

tallkörper eingelegt. Obwohl die äußeren Abmessungen der einzelnen Meßvorrichtungen nie eine Länge von 15 mm sowie eine Breite und Höhe von jeweils 10 mm überschreiten, stören alle eingangs genannten Verfahren das betreffende Band und sein Gelenk, indem sie Fremdmaterial einführen, das Band teilweise versteifen oder seine Vorspannung sowie seinen natürlichen Verlauf verändern.

Im Gegensatz dazu hat die Technik der DMS-Applikation an der knöchernen Bandinsertion den Vorteil, daß Integrität und Flexibilität der untersuchten Bänder nahezu absolut unangetastet bleiben. Überdies haben DMS-Messungen eine sehr gute Linearität. Begünstigend kommen die kleinen Abmessungen sowie die nahezu vernachlässigbare Masse der Meßstreifen hinzu. Darin liegt durch die Erwärmbarkeit der DMS jedoch auch eine Fehleranfälligkeit. Durch die große Auswahl an DMS, die es ermöglicht, einen zum Dehnungsverhalten des Meßobjekts und hinsichtlich der Erwärmbarkeit passenden Meßstreifen auszusuchen, kann dieser potentielle Fehler gering gehalten werden. Die erwähnte Feuchtigkeitsempfindlichkeit läßt sich durch gute Isolation limitieren.

Literatur:

- [1] Abdel-Rahman, E. M.; M. S. Hefzy: Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading. *Medical Engineering & Physics* 20 (1998), 276-290.
- [2] Ahmed, A. M.; D. L. Burke; N. A. Duncan: Ligament tension patterns in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation. *Journal of Orthopaedic Research* 10 (1992), 854-867.
- [3] An, K.-N.; L. Berglund; W. P. Cooney; E. Y. S. Chao; N. Kovacevic: Direct in vivo tendon force measurement systems. *Journal of Biomechanics* 23 (1990), 1269-1271.
- [4] Bennett, G. E.: Relaxed knees and torn ligaments and the disability following such an injury. *Proceedings of the International Assembly of the Interstate Postgraduate Medical Association of North America* 6 (1931), 351.
- [5] Cooper, R.; S. Misol: Tendon and ligament insertion. A light and electron microscopic study. *American Journal of Bone and Joint Surgery* 52 (1970), 1-20.
- [6] Dijk, R. van; R. Huiskes; G. Selvik: Roentgen-stereophotogrammetric methods for the evaluation of the 3-dimensional kinematic behaviour and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *Journal of Biomechanics* 12 (1979), 727-731.
- [7] Dürselen, L.; L. Claes; H. Kiefer: The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *American Journal of Sports Medicine* 23 (1995), 129-136.
- [8] Fick, R.: *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik*. Jena, Fischer Verlag 1911.
- [9] Fleming, B. C.; B. D. Beynon; C. E. Nichols; R. J. Johnson; M. H. Pope: An in vivo comparison of anterior tibial translation and strain in the anteromedial band of the anterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics* 26 (1993), 51-58.
- [10] France, E. P.; A. U. Daniels; E. M. Goble; H. K. Dunn: Simultaneous quantitation of knee ligament forces. *Journal of Biomechanics* 16 (1983), 553-564.
- [11] Hertel, P.; H. Klapp; H. Seiler; G. Harbauer: Spannungsänderung am vorderen Kreuzband im Bewegungsablauf des Kniegelenks. *Langenbecks Archiv für Chirurgie* (1978), 261-265.
- [12] Herzmark, M. H.: The evolution of the knee joint. *Jour-*

- nal of Bone and Joint Surgery 20 (1938), 77.
- [13] Hey Groves, E. W.: The cruciate ligaments of the knee joint – their function, rupture and the operative treatment of the same. *British Journal of Surgery* 7 (1920), 505.
- [14] Hoogland, T.; B. Hillen: Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament – an experimental study of length changes in different reconstructions. *Clinical Orthopaedics* 185 (1984), 197–202.
- [15] Hull, M. L.; G. S. Berns; H. Varma; H. A. Patterson: Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads. *Journal of Biomechanics* 29 (1996), 199–206.
- [16] Jackson, D. W.; E. S. Grood; B. T. Cohn; S. P. Arnoczky; T. M. Simon; J. F. Cummings: The effects of in situ freezing on the anterior cruciate ligament. *American Journal of Bone and Joint Surgery* 73 (1991), 201–213.
- [17] Lewis, J. L.; W. D. Lew; J. A. Hill; P. Hanley; K. Ohland; S. KIRSTUKAS; R. E. Hunter: Knee joint motion and ligament forces before and after ACL reconstruction. *Journal of Biomechanical Engineering – Transactions of the ASME* 111 (1998), 97–106.
- [18] Sigmund, F.: In vitro Bestimmung der Zugkraft und Bruchlast des vorderen Kreuzbandes im statischen und dynamischen Lastfall unter Anwendung einer modifizierten Meßmethode. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München 1999.
- [19] Smith, S. A.: The diagnosis and treatment of injuries to the crucial ligaments. *British Journal of Surgery* 6 (1918), 176.
- [20] Trent, P. S.; P. S. Walker; B. Wolf: Ligament length patterns, strength and rotational axis of the knee joint. *Clinical Orthopaedics* 117 (1976), 263–270.
- [21] Wang, C.-J.; P. S. Walker; B. Wolf: The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *Journal of Biomechanics* 6 (1973), 587–596.
- [22] Wheatstone, C.: An account of several new instruments and processes for determining the constants of voltaic circuit. *Philosophical transactions of the Royal Society of London* 1843.
- [23] Woo, S. L.-Y.; R. E. Debski; J. D. Withrow; M. A. Janshah: Biomechanics of knee ligaments. *American Journal of Sports Medicine* 27 (1999), 533–544.
- [24] Woo, S. L.-Y.; N. Gomez; S. Sato; F. P. Field: Temperature dependent behaviour of the canine medial collateral ligament. *Journal of Biomechanical Engineering* 109 (1990), 68–71.

1038

Korrespondenzanschrift:
Dr. Stefan Hinterwimmer
Chirurgische Klinik und Poliklinik der LMU München
Standort Innenstadt
Nußbaumstraße 20
D-80336 München
E-Mail: stefan.hinterwimmer@ch-i.med.uni-muenchen.de