Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes : ein dreidimensionales Problem

Citation for published version (APA):

Huiskes, R., & Blankevoort, L. (1990). Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes : ein dreidimensionales Problem. In R. P. Jakob, & H-U. Staeubli (Eds.), *Kniegelenk und Kreuzbaender* (pp. 96-114). Springer.

Document status and date:

Gepubliceerd: 01/01/1990

Document Version:

Uitgevers PDF, ook bekend als Version of Record

Please check the document version of this publication:

- A submitted manuscript is the version of the article upon submission and before peer-review. There can be important differences between the submitted version and the official published version of record. People interested in the research are advised to contact the author for the final version of the publication, or visit the DOI to the publisher's website.
- The final author version and the galley proof are versions of the publication after peer review.
- The final published version features the final layout of the paper including the volume, issue and page numbers.

[Link to publication](#)

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal.

If the publication is distributed under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license above, please follow below link for the End User Agreement:

www.tue.nl/taverne

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us at:

openaccess@tue.nl

providing details and we will investigate your claim.

Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes: Ein dreidimensionales Problem

R. Huiskes und L. Blankevoort

Die Funktion der Kniebänder besteht darin, im Zusammenspiel mit den Gelenkflächen einerseits eine gewisse Gelenkbeweglichkeit zuzulassen und andererseits bestimmten Kräften einen Widerstand entgegenzusetzen und damit die Bewegungsfreiheit einzuschränken. Eine zu geringe Beweglichkeit führt zur Funktionseinschränkung und Überlastung des Bänderapparats, eine zu große Beweglichkeit zur Instabilität. Bei der Erfüllung dieser Aufgabe spielt das vordere Kreuzband eine ausschlaggebende Rolle. Diese Rolle wird völlig von der anatomischen Konfiguration der Bandansätze und den mechanischen Eigenschaften des vorderen Kreuzbandes bestimmt. Die mechanischen Eigenschaften ihrerseits sind von der räumlichen Kollagenstruktur abhängig. Diese wechselseitigen Abhängigkeiten sind von klinischer Bedeutung. In Knielaxitätsprüfungen wird der Versuch gemacht, die Funktion des vorderen Kreuzbandes anhand der Beweglichkeit zu bestimmen, womit die Schwere von Läsionen diagnostiziert werden kann. Bei Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes wird versucht, die Läsionen so weit zu reparieren, daß die Funktion hinsichtlich der Bewegungsbeschränkungen auf den normalen Stand zurückgebracht wird. In beiden Fällen handelt es sich um den Einfluß von Ansatzgeometrie und mechanischen Eigenschaften des vorderen Kreuzbandes auf das mechanische Verhalten des ganzen Kniegelenks. Kompliziert wird dies jedoch durch die Tatsache, daß das vordere Kreuzband diesen Einfluß nicht isoliert ausübt, sondern im Zusammenspiel mit der Gelenkgeometrie und den anderen Kniebändern. Daher spielt sich die Beziehung von Morphologie und Funktion des vorderen Kreuzbandes in einem komplexen System von Strukturen, die sich gegenseitig beeinflussen, ab.

Was Wissenschaftlern bei einem so komplexen System wie dem Kniegelenk zunächst vor Augen steht, ist das Schaffen von Ordnung in einem scheinbar chaotischen Gesamtgebilde. Ein Mittel dazu ist die Entwicklung eines „Modells“, d. h. einer vereinfachten

Beschreibung oder Spiegelung einer komplexen Wirklichkeit, die bestimmte Aspekte dieser Wirklichkeit greiflich und handhabbar macht. In diesem Rahmen ist ein bekanntes Beispiel für ein anatomisches Modell die sogenannte „Viergelenkkette [„four bar linkage“]“ (Abb. 1), bei der die Kreuzbänder als starre, beweglich mit Femur und Tibia verbundene Elemente aufgefaßt werden (Strasser 1917; Menschik 1974; Huson 1974; We. Müller 1982). Diesem Modell liegen die Annahmen zugrunde, daß die Kreuzbänder während der Kniebewegung nicht oder nur wenig gedehnt werden und mechanisch als Streckenelemente in einer Ebene

Abb. 1. Modell des Kniees als Viergelenkkette in der Sagittalebene. Vorderes und hinteres Kreuzband werden als starre Stangen dargestellt, die über Gelenkpunkte mit Tibia und Femur verbunden sind. In jedem Flexionsstand befindet sich der momentane Drehpunkt im Schnittpunkt der beiden Kreuzbänder. Durch die von den Kreuzbändern ausgeübte Bewegungsführung rollt das Femur bei zunehmender Flexion in posteriore Richtung gegenüber der Tibia. (Aus We. Müller 1982)

zu sehen sind. Die Richtigkeit dieser Annahmen ist dabei von weniger großer Bedeutung als der Nutzwert des Modells, d. h. ob das Modell Einblick über den Zusammenhang zwischen Form und Funktion verschafft und ob es eine Erklärung für die festgestellten Erscheinungen bietet. Bis zu einem gewissen Grad ist das tatsächlich der Fall (We. Müller 1982). Das Modell erklärt die Form der Gelenkflächen (in der Sagittalebene zumindest annäherungsweise) und weiter, warum die Rotationsachse bei der Flexion, die im Modell am Kreuzpunkt der Stangen angeordnet ist, keine feste Verbindung mit der Tibia oder dem Femur hat. Es bietet eine Erklärung für den Widerstand, den vorderes und hinteres Kreuzband speziell der vorderen und hinteren Schubladenbewegung entgegensetzen, und es erklärt die posteriore Verlagerung des Femur gegenüber der Tibia bei der Flexionsbewegung. Das Modell beschreibt jedoch nicht die Erscheinung der Knielaxität, die Rolle der Seitenbänder und die Innen- und Außenrotationen in der horizontalen Ebene. Um die Rolle des vorderen Kreuzbandes in der Kniefunktion in genaueren Einzelheiten begreifen und beschreiben zu können, muß sie als dreidimensionales Problem aufgefaßt werden. Darum wird zuerst eine Untersuchung der dreidimensionalen Bewegungsmöglichkeiten des Knies erforderlich sein.

Bewegungsfreiheit im Knie

Die passive Bewegungsfreiheit im Knie wird anhand von Präparaten untersucht, die in eine Vorrichtung eingespannt sind, mit der die Flexionsbewegung schrittweise vorgeschrieben werden kann, während die

übrigen Bewegungen der Tibia gegenüber dem Femur freigelassen sind (Abb. 2) (Blankevoort et al. 1988a). In diesem Apparat können dem Gelenk Belastungen wie axiale Kräfte, a.-p.-Kräfte oder ein Torsionsmoment aufgezwungen werden (Abb. 3). Die dreidimensionalen Bewegungen, die infolge dieser Belastung entstehen, werden mit Hilfe von RSA-Techniken (röntgenstereophotogrammetrische Analyse; Selvik 1974; Huijskes et al. 1985b; de Lange et al. 1985; Blankevoort et al. 1988) untersucht. Dazu werden die Knochen mit Tantalröntgenmarkierungen versehen und in jeder Gelenkposition Röntgenaufnahmen aus 2 Richtungen angefertigt (Abb. 4). Digitalisierung und Computeranalyse dieser Aufnahmen ergeben sehr genaue Daten der Positionen der Tibia im Verhältnis zum Femur, bezogen auf eine bestimmte Ausgangsstellung (unbelastete Extension). Eine Reihe aufeinander folgender Positionen simuliert einen Bewegungsverlauf.

Ergebnis dieser Versuche (Blankevoort et al. 1988) ist, daß reine Bewegungen in einer einzigen Ebene oder in eine einzige Richtung praktisch nicht vorkommen. Mit anderen Worten, die Translationsbewegungen in die 3 anatomischen Richtungen (distal — proximal, anterior — posterior und medial — lateral) und die Rotationsbewegungen in den 3 anatomischen Ebenen (sagittal, horizontal, frontal) sind grundsätzlich aneinander gekoppelt. Weiter wird ersichtlich, daß der Grad der Kopplung eine starke Abhängigkeit von der externen Belastung aufweist. Ein Beispiel dafür ist in Abb. 5a-c gezeigt. Flektieren wir das Gelenk unbelastet, so findet praktisch keine Tibiarotation statt. Wird das Gelenk jedoch mit einer (geringen) axialen Kraft belastet, so tritt während der Flexion auch eine Innen-Rotation der Tibia auf (Abb. 5a). Setzen wir eine (ge-

Abb. 2. Bewegungs- und Belastungsapparat zur quasistatischen kinematischen Untersuchung des Kniegelenks, wie er von Blankevoort et al. (1988) verwendet wurde. (Aus Blankevoort et al. 1988)

Abb. 3. Schematische Darstellung der Belastungen, die mit Hilfe des Bewegungs- und Belastungsapparats (s. Abb. 2) auf ein Kniepräparat ausgeübt werden können. Das Koordinatensystem ist fest mit der Tibia verbunden. F_z AP-Kraft, F_y axiale Kraft, M_y Torsionsmoment. (Aus Blankevoort et al. 1988)

ringe) anteriore Kraft auf der Tibia an, so stellen wir ebenfalls eine Innenrotation während der Flexion fest, während eine posteriore Kraft eine Außenrotation zur Folge hat (Abb. 5b). Geringe innere und äußere auf die Tibia ausgeübte Torsionsmomente führen während der Flexion jeweils zu Innen- bzw. Außenrotationen (Abb. 5c).

Diese Belastungsabhängigkeit der kinematischen Kopplung zwischen Flexion und Tibiarotation wird durch einen äußerst niedrigen Bandwiderstand gegenüber der Rotation über eine recht große Strecke verursacht (Abb. 6). Konzeptionell können wir diesen Mangel an Widerstand als rotatorische Bewegungsfreiheit auffassen, wobei die Torsionsschwellwerte von ± 3 Nm beispielsweise als Exkursionsgrenzen betrachtet werden können (Abb. 6). Modellhaft kann man so das Knie als einen Mechanismus mit 2 Freiheitsgraden, Flexion und Tibiarotation, betrachten, innerhalb der durch interne und externe Torsionsmomente von 3 Nm definierten Grenzen (s. Abb. 5c).

Abb. 4. Schematische Darstellung der röntgenstereophotogrammetrischen Meßanordnung. Ein Kniepräparat ist vor einer Referenzplatte und der Filmkassette positioniert. In jedem Stand des Kniegelenks wird das Gelenk, dessen Knochen mit Tantalmarkierungen versehen sind, von den 2 Röntgenröhren auf dem Röntgenfilm abgebildet. Mit einem Kalibrierungsverfahren wird die räumliche Position der Röntgenbrennpunkte und das räumliche Verhältnis zwischen den Tantalreferenzmarkierungen und dem Koordinatensystem des Labors bestimmt. Die räumlichen Positionen der Markierungen können nach Digitalisierung der Filme rekonstruiert werden. Eine Serie aufeinanderfolgender Gelenkstellungen simuliert einen Bewegungsablauf, dessen kinematischen Parameter aus den Markierungspositionen bestimmt werden können. (Aus Blankevoort et al. 1988)

Mit diesem (qualitativen) kinematischen Modell können wir auch die bereits erwähnte Empfindlichkeit gegenüber externen Belastungen erklären (Abb. 5a, b): Eine axiale Kraft bewirkt ein kleines, intern gerichtetes Torsionsmoment, das durch die Form der Gelenkflächen verursacht wird und durch das die Tibia in Richtung der internen Rotationsgrenze gedreht wird (Schraubbewegung). Auch Kräfte in a.-p.- und

Abb. 5a-c. Tibiarotation in Abhängigkeit von der Flexion bei verschiedenen externen Belastungen. *int* Innenrotation, *ext* Außenrotation. **a** Gestrichelte Strecken: 2 Bewegungsabläufe in unbelastetem Zustand eines Präparats. Die anderen 3 Präparate zeigen ein vergleichbares Verhalten. Durchgezogene Strecken: Bewegungsverlauf mit einer axialen Belastung F_y von 300 N von 4 verschiedenen Präparaten. **b** Der Bewegungsverlauf mit anteriorer Belastung F_z von 30 N zeigt eine Innenrotation, der Bewegungsverlauf mit einer posterioren Belastung F_z von -30 N zeigt eine Außenrotation während

der Flexion (4 verschiedene Präparate). **c** Der Bewegungsverlauf mit Innenrotation bei einem Moment M_y von 3 Nm und mit Außenrotation mit einem Moment M_y von -3 Nm (4 verschiedene Präparate). Wird das Knie als System mit 2 Graden der Bewegungsfreiheit betrachtet, nämlich Flexion und Tibiarotation, und die Exkursionsgrenze der Tibiarotation auf ± 3 Nm festgestellt, so beschreiben die inneren und äußeren Kurven den Bewegungsraum des Knies. (Aus Blankevoort et al. 1988)

Abb. 6. Innen- und Außenrotation in Abhängigkeit vom Torsionsmoment bei festem Flexionswinkel von 25° (typisches Beispiel eines Präparats). Torsionsschwellwerte von ± 3 Nm werden willkürlich als Begrenzung der Bewegungsexkursion für die Tibiarotation gewählt. (Aus Blankevoort et al. 1988)

p.-a.-Richtung bewirken kleine Torsionsmomente, durch die Innen- bzw. Außenrotationen entstehen. Torsionsmomente werden auch während des Laufens vom Quadrizeps aufgezwungen (Abb. 7), wodurch in Kombination mit der axialen Fußreaktionskraft eine Innenrotation entsteht. Durch die Verkleinerung des rotatorischen Bewegungsraums bei abnehmender Flexion läuft das Gelenk an seine internen Grenzen (Abb. 7), wodurch schließlich kombinierte Extension und Außenrotation entstehen. Dieses auch als Schlußrotation bezeichnete Phänomen wird daher nicht nur von den passiven Gelenkeigenschaften verursacht, sondern tritt ausschließlich in Kombination mit der externen Belastung auf. Bei Extension im unbelasteten Zustand (s. Abb. 5a) tritt diese Erscheinung nicht auf.

Das dreidimensionale kinematische Modell des Knies als Mechanismus mit 2 Freiheitsgraden impliziert daher, daß der tatsächliche Bewegungsverlauf innerhalb des Bewegungsraums von der externen Belastung abhängig ist. Das bedeutet gleichzeitig, daß die Gelenkachsen nicht eindeutig bestimmt sind. Wie in Abb. 8 zu sehen ist, findet eine reine Flexion ohne Tibiarotation um eine horizontale Achse statt, eine reine Rotation ohne Flexion um eine vertikale Achse. Ist die tatsächliche Bewegung eine Kombination von Flexion und Rotation, so stellen wir Achsen fest, die schräg zur horizontalen und frontalen Ebene stehen.

Abb. 7. Die Quadrizepsmuskeln erzeugen ein kleines, internes Torsionsmoment auf der Tibia, wodurch Innenrotation auftritt (I). Bei Extension des Knies findet durch Anspannen der Quadrizepsmuskeln der Bewegungsverlauf entlang der inneren Grenzen des Bewegungsraums statt. Das Knie wird

dann durch die Verkleinerung des Bewegungsraums zur Außenrotation gezwungen (II). Auf diese Weise kann die sog. Schlußrotation, die erzwungene Außenrotation in der letzten Phase der Extensionsbewegung, erklärt werden. (Aus Blankevoort u. Huiskes 1987c)

Abb. 8. Schematische Darstellung der Bewegungsachsen bzw. Schraubachsen des Knies (*links*) bei verschiedenen Bewegungen innerhalb des Bewegungsraums des Knies (*rechts*). Die momentanen Bewegungsachsen sind nicht eindeutig bestimmt. Reine Flexionsbewegungen finden i. allg. um hori-

zontal ausgerichtete Achsen, reine Tibiarotationen i. allg. um vertikal gerichtete Achsen, Kombinationen von Flexion und Rotation um Achsen mit schrägem Verlauf zu den anatomischen Ebenen statt

Die Genauigkeit des RSA-Verfahrens macht es möglich, die Gelenkachsen für die jeweiligen Flexionsbewegungen auch tatsächlich zu berechnen (Blankevoort u. Huiskes 1986). Ein Ergebnis dieses Vorgehens sehen wir in Abb. 9, wobei als Bewegungsverläufe die äußeren internen und externen Grenzen angenommen sind (Torsionsmomente ± 3 Nm). Es ergeben sich also tatsächlich verschiedene Achsen der Bewegungsstrecken für diese beiden Belastungen. Der zunächst schräge Verlauf der ersten Achsen in der frontalen Ebene stellt die starke interne bzw. externe Rotation in dieser Strecke dar. Die letzten Achsen (bei einer Flexion von ungefähr 40–90°) liegen fast horizontal in dieser Ebene, d. h. in fast reiner Flexion. Der schräge Verlauf der Achsen in der horizontalen Ebene bedeutet, daß neben Flexion und Tibiarota-

tion auch noch eine Valgus- oder Varusrotation, gekoppelt mit der Flexionsbewegung, stattfindet. Die in dieser Ebene sichtbare Verlagerung der Achse in posteriorer Richtung ist der entsprechenden posterioren Bewegung des momentanen Drehpunkts im anatomischen Vierstangenmodell und dem rückwärtsgerichteten Abrollen des Femurs auf der Tibia vergleichbar. Auffällig ist an diesen Ergebnissen jedoch, daß über beide (äußersten) Bewegungsstrecken entlang der Grenzen des Bewegungsraums die Achsen immer das Gebiet zwischen den femoralen Kreuzbandansätzen durchkreuzen. Sie laufen also nicht wie im zweidimensionalen anatomischen Viereckmodell durch einen Schnittpunkt von „Stangen“, scheinen aber doch zum größten Teil von der Konfiguration der Kreuzbänder bestimmt zu werden.

Abb. 9. Die Bewegungsachsen (Schraubachsen) für endliche Bewegungsschritte entlang der Grenzen der Innenrotation (linke Spalte) und entlang der Grenze der Außenrotation (rechte Spalte). Jede Achse ist als Projektion auf 2 anatomische Ebenen, horizontale und frontale Ebene, zusammen mit den Markierungen der anatomischen Strukturen, der Gelenk-

geometrie und der Bandansätze (*acl* vorderes Kreuzband, *pcl* hinteres Kreuzband, *lcl* laterales Seitenband, *mcl* mediales Seitenband) dargestellt. Jede Achse ist entsprechend dem in der Graphik entsprechenden Bewegungsschritt numeriert. (Aus Blankevoort u. Huiskes 1986)

Zusammenfassend läßt sich also feststellen, daß das Gelenk als ein Mechanismus mit 2 unabhängigen Freiheitsgraden, Flexion und Tibiarotation, innerhalb eines beschränkten Bewegungsraums aufgefaßt werden kann. Bei jeder Bewegungskombination bzw. bei jedem Bewegungsverlauf innerhalb dieses Bewegungsraums finden jeweils kleine, mit Flexion und Rotation gekoppelte Translationen (in 3 Richtungen) und Varus-Valgus-Rotation statt. Für Bewegungen entlang der Grenzen des Bewegungsraums ist auch die Tibiarotation an die Flexion gekoppelt. Gerade für diese Kopplung erbringen die Bänder in Harmonie mit der Gelenkgeometrie ihre spezifische Aufgabe. Indem sie sich bis an die Grenzen des Bewegungsraums ausdehnen und dadurch Kräfte bereitstellen, können sie der externen Belastung Widerstand bieten. Weitere Bewegungen werden nun beschränkt. Die Kopplung kommt also durch ein internes Gleichgewicht der Kräfte zustande, zu dem jedes einzelne Band einen bestimmten Beitrag leistet. Wenn man die Rolle eines einzelnen Bands in diesem Mechanismus isolieren und analysieren will, sind Kräfteanalysen erforderlich. Natürlich handelt es sich angesichts der beschriebenen Ergebnis-

se um ein im wesentlichen dreidimensionales Problem, zu dem sich die weitere Komplikation der unregelmäßigen geometrischen Konfiguration der anatomischen Strukturen hinzugesellt.

Eine schematische Darstellung dieses Problems zeigt Abb. 10. Die Kniebewegung kommt als Folge einer Kombination interner und externer Kräfte zustande. Die Bewegung verursacht eine Dehnung der Bänder außerhalb des Bewegungsraums, durch die in Abhängigkeit von deren mechanischen und geometrischen Eigenschaften Kräfte entstehen, die ihrerseits wiederum direkt oder über die Gelenkflächen einen Beitrag zu den internen Kräften, also auch zu den Bewegungen, leisten. Das bedeutet, daß wir es mit einem System mit einer Rückkopplung zu tun haben. Bevor wir nun dieses System in seiner Gesamtheit speziell im Hinblick auf die Rolle des vorderen Kreuzbandes analysieren, untersuchen wir erst das Verhältnis zwischen Kniebewegung, typischen Bandlängenänderungen und Bandkräften.

Mechanische Eigenschaften des vorderen Kreuzbandes

Abb. 10. Schematische Darstellung der mechanischen Wechselwirkungen zwischen den Gelenkstrukturen des Knies

Wie aus Abb. 10 ersichtlich, wird die Bandfunktion durch eine Bandverlängerung ausgeübt, die je nach mechanischen Bandeigenschaften eine bestimmte Kraft zur Folge hat. Diese Eigenschaften können in vitro mit Hilfe einer mechanischen Versuchsbank gemessen werden (Noyes u. Grood 1976; Butler et al. 1986; Woo et al. 1983; van Rens et al. 1986), wobei die Verlängerung in Abhängigkeit von der entwickelten Kraft dargestellt wird. Ein Beispiel dafür zeigt Abb. 11 (Meijer et al. 1987). Dabei wurde ein Knochen-Band-Knochen-Präparat so eingespannt, daß das Band sich nach der Krafrichtung orientieren konnte. Die Kraft-Dehnungs-Kennlinie zeigt dabei keinen linearen Verlauf, besonders im ersten Bereich nicht, in dem eine sehr kleine Kraft schon eine relativ große Verlängerung zur Folge hat. In diesem Bereich führt eine relativ große Dehnung noch nicht zu einem großen Widerstand. Es wird angenommen, daß diese Erscheinung mit der Entfaltung und Ausrichtung der Kollagenfasern zusammenhängt (Butler et al. 1983). Weiter nimmt der Dehnungswiderstand (die Steifheit des Bands) progressiv zu, bis ein (nahezu) linearer Zusammenhang erreicht ist, der von der Zahl der angespannten Kollagenfasern und deren elastischen Eigenschaften bestimmt wird. Bei weiterer Belastungszunahme entsteht zuerst ein Bruch in isolierten Fasern und schließlich ein Bruch des gesamten Bandes, was in Abb. 11 dem „fransigen“ Kennlinienabschnitt entspricht.

Abb. 11. Zugkurve eines vorderen Kreuzbands an einem Hundeknie (Knochen-Band-Knochen-Präparat mit Skizze der Versuchsanordnung). Dem Präparat wurde eine Verlage-

rung aufgezwungen, die dafür erforderliche Kraft wurde gemessen. (Aus Meijer et al. 1987)

In diesem Zusammenhang muß darauf hingewiesen werden, daß sich Kollagenstrukturen nicht völlig elastisch, sondern viskoelastisch verhalten. Das bedeutet u. a., daß die Kraft-Dehnungs-Kennlinie von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig ist. Bei schneller (Stoß-)Belastung verhält sich das Band steifer als bei langsamem Belastungsanstieg.

Wie oben dargestellt, ist die Bandsteifheit und damit auch das Ausmaß der von dem Band erzeugten Kraft bei Verlängerung von der Zahl der angespannten Kollagenfasern abhängig. Diese Zahl liegt im Anfangsstadium niedrig (vgl. den 1. Teil der Kennlinie in Abb. 11), zeigt jedoch einen langsamen Anstieg bis zur insgesamt maximal im Band vorhandenen Menge, die wiederum mit der Banddicke zusammenhängt. Den Prozeß, in dessen Verlauf immer mehr Fasern angespannt werden, nennen wir „Rekrutierung“. Dem richtigen Verständnis dieses Prozesses kommt große Bedeutung zu, weil er bei einer vorgegebenen Kollagendichte bzw. vorgegebenen Kollageneigenschaften den Einfluß eines Bandes wie des vorderen Kreuzbandes auf die Kniefunktion bestimmt. Die Rekrutierung ist ein komplexer Vorgang, da insbesondere das vordere Kreuzband eine komplizierte räumliche Struktur aufweist, in der die Kollagenfasern nicht vollständig parallel verlaufen. In Abb. 12 wird ein Beispiel dafür gezeigt: das Ergebnis der Anwendung eines neuen Meßverfahrens, das zur geometrischen und zahlenmäßigen Messung und Beschreibung der räumlichen Kollagenstruktur von Kniebändern entwickelt wurde (Meijer et al. 1989).

Rekrutierung des vorderen Kreuzbandes

Die Rekrutierung ist der Prozeß, der den Zusammenhang zwischen Kniebewegungen und typischen Bandlängenänderungen (s. Abb. 10) bestimmt, von denen wiederum die entwickelten Kräfte und damit der Einfluß des vorderen Kreuzbandes abhängen. Zur besseren Erforschung dieses Prozesses wurde ein Verfahren entwickelt, mit dessen Hilfe während der Bewegungsmessungen auch typische Bandlängenänderungen bestimmt werden können (van Dijk et al. 1979; van Dijk 1983; Huiskes et al. 1984). Dazu wurden nach der Durchführung der RSA-Experimente die Ansatzbereiche der Kreuzbänder mit Tantalmarkierungen versehen (Abb. 13). Indem erneut mit Hilfe der RSA-Technik die Position dieser Markierungen in den Knochensegmenten gemessen wurde, konnten die Entfernungen zwischen den einzelnen Markierungspaaren während der verschiedenen Bewegungsexperimente rekonstruiert werden. Die Kreuzbänder wurden in diesem Falle durch jeweils 2 Streckenelemente beschrieben (Abb. 13): das anteriore vordere Kreuzband (A-B), das posteriore vordere Kreuzband (C-D), das anteriore (E-F) und das posteriore hintere Kreuzband (G-H).

Abbildung 14 zeigt ein Beispiel dieser mathematischen Rekonstruktionen für 5 Flexionswinkel in frontalen und sagittalen Projektionen (van Dijk 1983). Diese Rekonstruktionen geben ein anschauliches Bild der Konfigurationsänderungen der Bänder während der Flexionsbewegung. Dies kann keine andere Bedeu-

Abb. 12. Beispiel für das Ergebnis des Meßverfahrens von Meijer et al. (1988) zur Bestimmung des räumlichen Faserverlaufs von Bündeln. Indem Fotos aus mehreren Richtungen aufgenommen und analysiert werden, kann der räumliche

Verlauf der Faserbündel rekonstruiert werden. *Links* ein Foto aus der Serie, aus der die Rekonstruktion (*rechts*) angefertigt wurde. (Aus Meijer et al. 1989)

Abb. 13. Schematische Darstellung des Markierungsverfahrens der Kreuzbandansätze zur Messung der Längenänderungen in den Kreuzbandfaserbündeln. Von jedem Kreuzband werden 2 Faserbündel identifiziert, deren Ansätze an Tibia und Femur mit Tantal markiert werden. Mit Hilfe der Röntgenstereophotogrammetrie werden die räumlichen Positionen

der Markierungen (A-H) im Hinblick auf die zur Bewegungsmessung verwendeten Markierungen bestimmt. Mit diesem Verfahren kann für jeden gemessenen Gelenkstand die Entfernung jedes Markierungspaares bestimmt werden (van Dijk 1983). Weitere Erläuterungen s. Text

tung haben, als daß in jedem Stand jeweils andere Faserbündel des Bands rekrutiert werden. Auch geht aus beiden Projektionen deutlich hervor, daß sich die mechanischen Einflüsse der Bänder nicht auf eine Ebene beschränken. Die dazugehörigen Längenänderungen der beschriebenen Faserbündel im Verlauf der Fle-

xionsbewegung sind jeweils bezogen auf ihre Länge im Vergleichsstand (0° -Flexion) in Abb. 15 dargestellt. Dabei sehen wir, daß die anterioren Bündel beider Kreuzbänder eine Verlängerung, die posterioren eine Verkürzung durchmachen. Für die Rekrutierung der Faserbündel bedeutet dies, daß in jedem Fall die po-

Projektionen in der frontalen Ebene (xy)

Projektionen in der mittleren sagittalen Ebene (yz)

Abb. 14. Beispiel einer Darstellung der räumlichen Orientierungen der Kreuzbänder für 5 Flexionsstellungen als Projektionen auf die Frontal- und Sagittalebene. Rechtes Knie eines 16jährigen. ϕ = Beugungswinkel. (Aus van Dijk 1983)

Abb. 15. Die relativen Längenänderungen der Kreuzbänder in Abhängigkeit von der Flexion eines einzelnen Kniepräparats. Die Entfernung zwischen den Bandmarkierungen ist auf die Entfernung im Referenzstand Extension bezogen. 7 ante-

riores Bündel des vorderen Kreuzbands, 8 posteriore Bündel des vorderen Kreuzbands, 9 anteriores Bündel des hinteren Kreuzbands, 10 posteriore Bündel des hinteren Kreuzbands. (Aus Huiskes et al. 1985b)

sterioren Teile beider Bänder in der Flexion keinen funktionellen Beitrag leisten. Dies läßt sich auch an anatomischen Präparaten demonstrieren (Abb. 16 a-c) (van Dijk 1983).

Auch die Tibiarotation spielt neben der Flexion bei der Rekrutierung der Faserbündel eine Rolle. Für jeden Flexionsstand wurde eine Verlängerung der Bündel des vorderen Kreuzbandes bei Innenrotation und eine Verkürzung bei Außenrotation festgestellt. Dies ist auch für das posteriore Bündel des vorderen Kreuzbandes der Fall, wohingegen für das anteriore Bündel gerade das Umgekehrte gilt (Huiskes et al. 1984). Die Längenänderungen bei Tibiarotation sind jedoch im Vergleich zu den Längenänderungen bei Flexion nicht sehr groß.

Offensichtlich ist innerhalb des Bewegungsraums die Rekrutierung der Faserbündel des vorderen Kreuzbandes in erster Linie vom Flexionsstand des Gelenks abhängig und beschränkt sich besonders auf den vorderen Teil des vorderen Kreuzbandes. Möglicherweise wird bei Einwirkung exzessiver anteriorer Kräfte oder interner Torsionsmomente ein größerer Teil des Bands rekrutiert, aber in welchem Grade dies der Fall ist, steht nicht fest.

Die Rolle des vorderen Kreuzbandes im Kräftespiel

Die Untersuchung der Faserrekrutierung in der beschriebenen Weise verschafft Informationen über den Teil des Bandes, der in einem bestimmten Kniestand Kraft aufbringen kann, und bietet einige Indikationen

zur Krafrichtung. Die Größe dieser Kraft bleibt jedoch unbekannt. Der Grund dafür ist darin zu suchen, daß nichts über den Kraft-Längenänderungs-Zusammenhang des rekrutierten Teils bekannt ist. Auch steht nicht fest, wie groß die Referenzdehnung des Bandes ist. Anders ausgedrückt, kann zwar die *relative* Längenänderung gemessen werden, aber nicht die Längenänderung in bezug auf einen absoluten Nullpunkt (s. Abb. 11). Trotzdem bleibt die Kräfteanalyse das einzige Verfahren zur Entschlüsselung des in Abb. 10 skizzierten Systems und zur Untersuchung des Einflusses des vorderen Kreuzbandes auf die Kniefunktion. Zur Durchführung einer solchen Analyse für ein so komplexes System wie ein Kniegelenk wurden Computersimulationsmodelle entwickelt (Wismans et al. 1980; Andriacchi et al. 1983; Essinger 1986; Blankevoort u. Huiskes 1987b).

Bei Computersimulationsmodellen handelt es sich im wesentlichen um auf mechanischen Gesetzmäßigkeiten beruhende Gleichungssysteme, in denen die relevanten Eigenschaften der einzelnen Gelenkteile erfaßt sind. Um diese Eigenschaften mathematisch beschreiben zu können, ist ein gewisser Grad der Schematisierung unumgänglich. Das von uns verwendete Modell (Wismans et al. 1980; Blankevoort u. Huiskes 1987b) hat einen dreidimensionalen Charakter und verwendet realistische Darstellungen der Geometrie der Gelenkflächen des Femur und der Tibia (Abb. 17), die an einer Anzahl von Kniepräparaten mit Hilfe einer speziell zu diesem Zweck entwickelten stereophotogrammetrischen Methode gemessen wurden (Huiskes et al. 1985a). Im Kontakt zwischen den Gelenkflächen wird ein bestimmter Grad der Verformbarkeit zugelassen. Die Menisken sind in diesem Mo-

Abb. 16a-c. Das vordere Kreuzband in medialer Ansicht. **a** Vollständige Extension. Das posteriore Bündel (zwischen den *Pfeilen*) ist gespannt. **b** Halbe Flexion. Das posteriore Bündel entspannt sich, was an den Falten (zwischen den *Pfeilen*) der hinteren Bandbegrenzung sichtbar wird. **c** Vollständige Flexion; das anteriore Bündel (zwischen den *Pfeilen*) ist stark gespannt, während der femorale Ansatz des posterioren Bündels vor den Ansatz des anterioren Bündels gedreht ist und das posteriore Bündel vollständig entspannt ist. (Aus van Dijk 1983)

dell jedoch nicht dargestellt, da dafür noch die theoretische Grundlage fehlt. Aus Experimenten ist aber bekannt, daß die Menisken im intakten Gelenk nur wenig Einfluß auf die Bewegungsabläufe des Knies haben (Huiskes et al. 1985b). Die Bänder werden im Modell als eine Anzahl nichtlinearer elastischer Streckenelemente mit den in Abb. 11 dargestellten Eigenschaften dargestellt. Für das vordere Kreuzband wurden 3 Streckenelemente gewählt, für das hintere 2. Das Simulationsmodell verwendet als Ein-

gabe aufeinander folgende Flexionswinkel sowie eine externe Belastungskonfiguration und stellt als Ausgabe folgende Daten zur Verfügung: die aufeinanderfolgenden dreidimensionalen Gleichgewichtsstände des Gelenks (Tibiarotation, Varus-Valgus-Rotation und Translationsbewegungen in die 3 Richtungen), die Anordnungen der Berührungsflächen zwischen Femur und Tibia, die Berührungskräfte, die Banddehnungswerte und die Bandkräfte. Da es sich dabei um ein sehr komplexes Modell handelt und einige Größen

Abb. 17. Darstellung der Geometrie der Gelenkflächen eines Kniepräparats und der durch Streckenelemente dargestellten Kniebänder. Beide dienen als Eingabe für das Computersi-

mulationsmodell des Knies. (Aus Blankevoort u. Huiskes 1988 b)

(wie die genaue Steifheitskennlinie der Bandstreckenelemente und deren Vorspann) nicht genau bekannt sind, erfordert die Anwendung eine fortlaufende Überprüfung anhand von Experimenten. Bisher zeigte sich, daß die Ergebnisse von Bewegungsexperimenten mit diesem Modell recht genau simuliert werden können (Blankevoort u. Huiskes 1987b). Natürlich bietet das Modell viel mehr Informationen als die Experimente, insbesondere im Hinblick auf das Kräftespiel im Gelenk.

Als Beispiel betrachten wir ein Simulationsexperiment, bei dem das Gelenk in 20°-Flexion mit internen und externen Torsionsmomenten so belastet wird, daß die Tibiarotationen zwischen +30° und -30° schwanken (Blankevoort u. Huiskes 1988). Das Modell errechnet dann u. a. die Kräfte in den Bandstreckenelementen, die Berührungskräfte sowie den relativen Beitrag der genannten Kräfte zum Gleichgewicht der Kräfte und Momente. Abbildung 18 zeigt ein Beispiel für die Ergebnisse, in dem die ermittelten Kräfte in den Streckenelementen von vorderem und hinterem Kreuzband in Abhängigkeit von der Tibiarotation aufgetragen sind. Daraus wird deutlich, daß das vordere Kreuzband bei der Innenrotation rekrutiert wird. Die in den Seitenbandstreckenelementen ermittelten Kräfte zeigen, daß das laterale Seitenband nur bei der Außenrotation Widerstand bietet, das mediale dagegen

sowohl in Außen- als auch in Innenrotation. Diese Ergebnisse befinden sich in Übereinstimmung mit den experimentellen Ergebnissen von Ahmed et al. (1987), in deren Rahmen die Bandkräfte aus Messungen mit sogenannten „buckle transducers“ geschätzt wurden (Lewis et al. 1982). Aber auch hier bietet das Modell zusätzliche Informationen. Das externe Torsionsmoment wird durch die Summe der von den horizontalen Komponenten der Bandkräfte erzeugten Momente und der von den horizontalen Komponenten der Berührungskräfte erzeugten Momente im Gleichgewicht gehalten. Die Berührungskräfte sind ihrerseits natürlich auch wieder indirekt verursacht durch die Anspannung der Bänder, wie in Abb. 10 ersichtlich ist. Im Modell können nun die relativen Beiträge dieser beiden Effekte, des direkten Effekts des Bandwiderstands und des indirekten Effekts über die Berührungsfläche, berechnet werden. Das Ergebnis ist in Abb. 19 dargestellt. Daraus wird deutlich, daß die Beiträge der beiden Effekte insbesondere in der Innenrotation ungefähr gleich groß sind. Durch seinen indirekten Einfluß über die Berührungskräfte ist die Bedeutung des vorderen Kreuzbandes für den Widerstand gegen die Innenrotation also viel größer, als aus seiner anatomischen Konfiguration und den im Band erzeugten Kräften geschlossen werden kann.

Diese Analyse bietet ein anschauliches Beispiel für die potentielle Bedeutung von Simulationsmodellen, mit deren Hilfe eine fast unerschöpfliche Reihe grundlegender Fragen untersucht werden kann. Ein 2. Beispiel, das ebenfalls deutlich die komplexe Rolle des vorderen Kreuzbandes illustriert, betrifft das Problem

Abb. 18. Die Bandkräfte in den beiden Kreuzbändern bei Innen- und Außenrotation des Knies für einen festen Flexionswinkel von 20°. Bestimmung durch Simulation mit einem mathematischen Kniemodell. *PCL (p)* posteriorer Teil des vorderen Kreuzbandes, *ACL (p)* posteriorer Teil des hinteren Kreuzbandes, *ACL (am)* anteromedialer Teil des vorderen Kreuzbandes. (Aus Blankevoort u. Huiskes 1988b)

der „isometrischen“ Kreuzbandrekonstruktionen. In diesem Simulationsexperiment (Blankevoort u. Huiskes 1987a) wurde der Effekt einer nicht isometrischen Anordnung des Bandes untersucht, das im Rahmen der Studie von 2 nichtlinearen elastischen Streckenelementen dargestellt wurde. Das Gelenk wurde im unbelasteten Zustand flektiert, und alle genannten kinematischen und mechanischen Größen wurden erneut berechnet. Dabei wurde in erster Linie auf die Längenänderungen der anterioren und posterioren Streckenelemente des vorderen Kreuzbandes während der Flexionsbewegung geachtet. Wie auch in den oben beschriebenen Experimenten festgestellt worden war, geht aus dieser Analyse hervor, daß die Länge des vorderen Teils des vorderen Kreuzbandes während der Flexionsbewegung zu- und die des hinteren Teils abnimmt (Abb. 20). Weiter wurde anhand dieser Simulation errechnet, wie die Längenänderungen ausgesehen hätten, wenn der Femoralansatz 5 mm weiter in anteriore bzw. in posteriore Richtung gelegen hätte. Die Ergebnisse sind ebenfalls in Abb. 20 dargestellt. Daraus läßt sich ablesen, daß einem in anteriorer Richtung verlagerten Band eine größere Verlängerung aufgezwungen wurde und einem in posteriorer Richtung verlagerten Band eine größere Verkürzung. Diese Ergebnisse, die mit den experimentellen Ergebnissen von Hefzy u. Grood (1986) und von Sidles et al. (1988) übereinstimmen, deuten darauf hin, daß bei einer Re-

Abb. 19. Das Torsionsmoment in Abhängigkeit von der Innen- und Außenrotation des Knies für einen festen Flexionswinkel von 20° und die Verteilung dieses Moments über 2 Widerstandsmechanismen, bestimmt aus einer Simulation mit einem mathematischen Kniemodell. (Aus Blankevoort u. Huiskes 1988b)

Abb. 20. Auswirkung der Variation in a.-p.-Richtung des femoralen Ansatzes des vorderen Kreuzbandes auf die relativen Längenänderungen der Streckenelemente AAC und PAC für zwei Flexionsstellungen derselben Flexionsbewegung einer Kniemodellsimulation. Die relativen Längenänderungen sind

bezogen auf die Länge im Extensionsstand des Knies. AAC anteriorer Teil des vorderen Kreuzbandes, PAC posteriorer Teil des vorderen Kreuzbandes. (Nach Angaben aus Blankevoort u. Huiskes 1987 a)

konstruktion des vorderen Kreuzbandes ein zu weit anterior angeordnetes Band zu übermäßiger Kräfteentwicklung im Band und Verkleinerung der Gelenkbeweglichkeit führen könnte. Ein zu weit posterior angeordnetes Band könnte dann zum Anlaß für Instabilität werden. Eine solche Folgerung wird tatsächlich in der Literatur oft gezogen, und zwar auch schon aus dem Grunde, daß sie sich gut in die intuitiven Erwartungen einfügt. Dabei muß man sich jedoch dessen bewußt sein, daß bei dieser Analyse immer von demselben Bewegungsablauf ausgegangen wurde. Mit anderen Worten, es wurde zwar die den Bändern von der Kniebewegung aufgezwungene Verlängerung in die Analyse einbezogen, jedoch nicht die Rückkopplung eines alternativen Ansatzes über ein verändertes Kräftespiel zu einem anderen Bewegungsablauf (s. Abb. 10).

Im 2. Simulationsexperiment war dies dagegen der Fall. Simuliert wurden die tatsächlichen alternativen Rekonstruktionen. Für jede Konfiguration wurde eine gesonderte Simulation durchgeführt. Aus den Ergebnissen dieses Versuchs geht hervor, daß die Längenänderungen infolge der geänderten Ansätze des vorderen Kreuzbandes weniger dramatisch ausfallen, als man ursprünglich auf der Grundlage der im vorigen Experiment festgestellten Änderung der typischen Bandlängenänderungen gedacht haben könnte (Abb. 21). Die Gründe für diese Differenz lassen sich genaugenommen direkt aus dem in Abb. 10 gezeigten Schema ablesen: Eine Änderung der Ansatzgeometrie hat über die mechanischen Bänderigenschaften eine Änderung des

Kräftespiels zur Folge, was wiederum einen anderen Bewegungsverlauf veranlaßt. Die Änderung des Bewegungsablaufs bezieht sich hauptsächlich auf die a.-p.-Translation (Abb. 22): Ein anteriorer femoraler Ansatz des vorderen Kreuzbandes verursacht eine anteriore Verschiebung des Femurs gegenüber der Tibia, die insbesondere bei den größten Flexionswinkeln bis zu 3,5 mm betragen kann. Die Ursache dafür bildet das kürzere Band, das das Femur bei der Flexion weiter vorne auf der Tibia hält. Ein posteriorer femoraler Ansatz verleiht dem Femur bei Flexion größere Freiheit nach posterior, wodurch das hintere Kreuzband das Femur nach hinten ziehen kann. Selbstverständlich wirkt sich der geänderte Bewegungsablauf auch auf die Dehnungswerte im hinteren Kreuzband aus. Diese stiegen auf maximal 3,5% gegenüber der Ausgangssituation an. Die Effekte der geänderten Situation in der Umgebung des vorderen Kreuzbandes werden also vom System teilweise durch veränderte Bewegungsabläufe „aufgefangen“, wodurch andere Dehnungswerte in den übrigen Bändern auftreten.

Das heißt natürlich nicht, daß eine nichtanatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes empfehlenswert wäre, da sich eine abweichende Anordnung sehr wohl auf die Laxität des Knies und auf die im Band auftretenden Spannungen auswirkt, doch es bedeutet, daß die Empfindlichkeit des Gelenks gegenüber Abweichungen geringer ist, als gelegentlich gedacht (und geschrieben) wird. In erster Linie verschafft dieses Beispiel aber einen besseren Einblick in den funktionellen Zusammenhang zwischen dem vor-

Abb. 21. Auswirkungen einer tatsächlichen Variation in a.-p.-Richtung des femoralen Ansatzes des vorderen Kreuzbands auf die relativen Längenänderungen in den beiden Streckenelementen AAC und PAC für 2 Flexionsstände einer

Flexionsbewegung einer Kniemodellsimulation. AAC anteriorer Teil des vorderen Kreuzbands, PAC posteriorer Teil des vorderen Kreuzbands. (Nach Angaben aus Blankevoort u. Huiskes 1987 a)

Abb. 22. Änderung der a.-p.-Position des Femurs gegenüber der Tibia als Folge einer tatsächlichen Variation in a.-p.-Richtung des femoralen Ansatzes des vorderen Kreuzbands für

2 Flexionsstände einer Flexionsbewegung einer Kniemodellsimulation. (Nach Angaben aus Blankevoort u. Huiskes 1987 a)

deren Kreuzband und den übrigen anatomischen Kniestrukturen. Dies bedeutet, daß die Effekte von Kreuzbandläsionen und -rekonstruktionen in einer isolierten Analyse nur schwer erfaßt werden können. Für eine integrale Analyse ist die Verwendung von Simulationsmodellen praktisch unumgänglich.

Diskussion und Folgerungen

Bei der funktionellen Analyse des vorderen Kreuzbandes handelt es sich um ein dreidimensionales Problem. Zweidimensionale anatomische Modelle, wie z. B. die Viergelenkkette, sind sicherlich zum Erhalten eines allgemeinen Einblicks in die primären Effekte der Bewegungen in einer anatomischen Ebene nützlich. Zur Erschließung detaillierterer Kenntnisse muß das Knie jedoch als dreidimensionales System aufgefaßt wer-

den, wobei die mechanische Rückkopplung eine wichtige Rolle spielt. Da das Verhalten des Knies und die Rolle der Bänder und Gelenkflächen tatsächlich auf Basis eines Kräftespiels zustandekommen, sind analytische Methoden zum Verständnis und zur Auslegung der Ergebnisse von Experimenten erforderlich. Das hier erörterte Computersimulationsmodell ist dafür ein Beispiel. Obwohl es noch nicht perfekt ist, bietet die Anwendung dieses Modells zur Simulation von Experimenten größere Einblicke in die relevanten Erscheinungen, als dies allein aus den experimentellen Ergebnissen möglich ist.

Neben der komplizierten anatomischen Struktur und den mechanischen Eigenschaften sind es gerade die dreidimensionale Laxität und die kinematische Kopplung zwischen den Freiheitsgraden, die das Kniegelenk zu einem komplexen System machen. Konzeptionell kann das Gelenk als Mechanismus mit 2 unabhängigen Graden der Bewegungsfreiheit aufgefaßt werden. Die Bänder erzwingen nicht nur im direkten Sinne Bewegungsbeschränkungen und kinematische Kopplungen, sondern auch im indirekten Sinne über die Gelenkflächen. Dabei funktionieren die Bänder nicht als Einheit, sondern als Komplex von Kollagenfasern, die in Abhängigkeit von den Bewegungen rekrutiert werden. Dieser Rekrutierungsprozeß hat besondere klinische Bedeutung, und zwar sowohl für die Diagnose von Bandläsionen als auch für Rekonstruktionen. Ein durch einen Riß beschädigtes Faserbündel wird nämlich nicht rekrutiert, und ein falsch positioniertes Faserbündel wird nicht im richtigen Zeitpunkt rekrutiert.

Schubladenversuche sind unbestreitbar nützlich für die Untersuchung des vorderen Kreuzbandes, besonders dann, wenn sie dokumentiert und abmessungs- und zahlenmäßig mit Hilfe instrumentierter Testgeräte erfaßt werden können (Daniel et al. 1985; Edixhoven et al. 1987). Ein Beispiel für ein instrumentiertes Schubladentestgerät ist in Abb. 23 dargestellt. Den-

noch beruhen diese Testgeräte auf einem Konzept des Knies als zweidimensionalem Mechanismus, und genau genommen prüfen sie besonders die Fasern, die im gewählten Flexionswinkel und tibialen Rotationsstand rekrutiert sein müssen. Für eine subtilere Diagnose partieller Läsionen des vorderen Kreuzbandes sind zusätzlich Versuchsmethoden erforderlich. Möglicherweise ließen sich dafür Methoden auf der Grundlage des beschriebenen Rekrutierungsmechanismus und des indirekten Effekts, den das vordere Kreuzband über die Gelenkflächen auf die Bewegungsbeschränkungen im Knie ausübt, entwickeln. Die Funktion des Bandes soll dabei als dreidimensionales Problem aufgefaßt werden.

Eine der wenigen, vielleicht sogar die einzige Äußerung dieses Grundgedankens im Umfeld der Läsionen in der klinischen Praxis ist der schwer durchzuführende und zu quantifizierende Pivot-shift-Test (Galway et al. 1972), der einen deutlich dreidimensionalen Charakter aufweist. Dieser diagnostische Test ist für die Durchführung einer quantitativen biomechanischen Analyse im Sinne eines dreidimensionalen Problems in der in diesem Kapitel beschriebenen Weise wichtig.

Auch in der Diskussion um die sog. anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wird faktisch implizit das zweidimensionale Viergelenkkettenmodell als Referenz verwendet. Oft wird dabei jedoch vergessen, daß ein alternatives Band auch eine alternative Rekrutierung zur Folge hat, wodurch über die mechanische Rückkopplung im Gelenk als Gesamtgebilde auch die Bewegungscharakteristiken des Gelenks verändert werden. In welchem Ausmaß sich dieser Vorgang abspielt, ist wiederum abhängig vom Zustand, in dem sich das hintere Kreuzband und die Seitenbänder befinden.

Die Feststellung, daß die Funktion des vorderen Kreuzbandes viel komplexer ist, als oft aufgrund einfacher anatomischer Modelle angenommen wird, ist

Abb. 23. Instrumentiertes Schubladenversuchsgerät von Edixhoven et al. (1987)

natürlich wissenschaftlich interessant, hat aber als solche noch keinen klinischen Nutzen. Dieses Kapitel zielt daher auch eher auf das Problem selbst als auf dessen Lösung ab. Trotzdem wäre es sehr nützlich, wenn auch in der Entwicklung von Diagnosetechniken, Behandlungsverfahren und dabei verwendeten Instrumenten das lädierte vordere Kreuzband als dreidimensionales Problem aufgefaßt würde.

Literatur

- Ahmed AM, Hyder A, Burke DL, Chan KH (1987) In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading. *J Orthop Res* 5: 217-230
- Andriacchi TP, Mikosz RP, Hampton SJ, Galante JO (1983) Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint. *J Biomech* 16: 23-29
- Blankevoort L, Huiskes R (1986) Helical axes along the envelope of passive knee joint motion. *Orthop Trans* 10/2: 307-308
- Blankevoort L, Huiskes R (1987a) The effects of ACL substitute location on knee joint motion and cruciate ligament strains. *Orthop Trans* 11/2: 350
- Blankevoort L, Huiskes R (1987b) Mathematical simulations of passive knee joint motions. In: Bergmann G, Koelbel R, Rohlmann A (eds) *Biomechanics: basic and applied research*. Nijhoff, Dordrecht Boston Lancaster, pp 285-290
- Blankevoort L, Huiskes R (1987c) Biomechanische Aspekte des Knies. In: Huiskes R (Hrsg) *Biomechanica — Aspekte des Bewegungsapparats*. Stafleu, Alphen aan den Rijn Brussel, S 49-64 (niederländisch)
- Blankevoort L, Huiskes R (1988) The interaction between articular geometry and cruciate ligament function in the knee joint. Proceedings of the sixth meeting of the European Society of Biomechanics, University of Bristol, England
- Blankevoort L, Huiskes R, Lange A de (1988) The envelope of passive knee joint motion. *J Biomech* 21: 705-721
- Butler DL, Stouffer DC, Wukusick PM, Zernicke RF (1983) Analysis of non homogeneous strain response of human patellar tendon. ASME Biomechanics Summer Symposium 1983, American Society for Mechanical Engineers, New York, pp 129-132
- Butler DL, Kay MD, Stouffer DC (1986) Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech* 19: 425-432
- Daniel DM, Malcolm LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burks R (1985) Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 67: 720-726
- Dijk R van (1983) The behavior of the cruciate ligaments in the knee. Dissertation, University of Nijmegen
- Dijk R van, Huiskes R, Selvik G (1979) Roentgen stereophotogrammetric methods for the evaluation of the three-dimensional kinematic behavior and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *J Biomech* 12: 727-731
- Edixhoven P, Huiskes R, Graaff R de, Rens TJG van, Slooff TJ (1987) Accuracy and reproducibility of instrumented knee-drawer tests. *J Orthop Res* 5: 378-387
- Essinger JR (1986) NEJ: a numerical model for the investigation and the analysis of knee prostheses. Dissertation, École Polytechnique Fédérale de Lausanne
- Galway RD, Beaupré A, MacIntosh DL (1972) Pivot shift: a clinical sign of symptomatic anterior cruciate ligament insufficiency. *J Bone Joint Surg [Br]* 54: 763-764
- Hefzy MS, Grood ES (1986) Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers. *J Biomech Eng* 108: 73-82
- Huiskes R, Blankevoort L, Dijk R van, Lange A de, Rens TJG van (1984) Ligament deformation patterns in passive knee joint motion. In: Spilker RL (ed) *1984 Advances in bioengineering*. American Society of Mechanical Engineers, New York, pp 53-54
- Huiskes R, Kremers J, Lange A de, Woltring HJ, Selvik G, Rens TJG van (1985a) Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee-joint geometry. *J Biomech* 18: 559-570
- Huiskes R, Dijk R van, Lange A de, Woltring HJ, Rens TJG van (1985b) Kinematics of the human knee joint. In: Berme N, Engin AE, Correia da Silva KM (eds) *Biomechanics of normal and pathological human articulating joints*. Nijhoff, Dordrecht Boston Lancaster, pp 165-188
- Huson A (1974) Biomechanische Probleme des Kniegelenks. *Orthopädie* 3: 119-126
- Lange A de, Kauer JMG, Huiskes R (1985) Kinematic behavior of the human wrist joint: a Roentgen-stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res* 3: 56-64
- Lewis JL, Lew WD, Schmidt J (1982) A note on the application and evaluation of the buckle transducer for knee ligament force measurement. *J Biomech Eng* 104: 125-128
- Meijer RCMB, Huiskes R, Kauer JMG (1987) Mechanische Belastung im Sport. In: Huiskes R (Hrsg) *Biomechanica — Aspekte des Bewegungsapparats*. Stafleu, Alphen aan den Rijn Brussel, S 9-27
- Meijer RCMB, Huiskes R, Kauer JMG (1989) A stereophotogrammetric method for measurements of ligament structure. *J Biomech*
- Menschik A (1974) Mechanik des Kniegelenks, Teil 1. *Z Orthop* 112: 481-495
- Müller We (1982) *Das Knie*. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Noyes FR, Grood ES (1976) The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg [Am]* 58: 1074-1082
- Rens TJG van, Berg AF van den, Huiskes R, Kuypers W (1986) Substitution of the anterior cruciate ligament: a long-term histologic and biomechanical study with autogenous pedicled grafts of the iliotibial band in dogs. *J Arthroscopic Rel Surg* 2: 139-154
- Selvik G (1974) A Roentgen stereophotogrammetric method for the study of the kinematics of the skeletal system. Dissertation, University of Lund
- Sidles JA, Larson RV, Garbini JL, Downey DJ, Matsen III FA (1988) Ligament length relationships in the moving knee. *J Orthop Res* 6: 593-610
- Strasser H (1917) *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik*. Springer, Berlin
- Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P (1980) A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *J Biomech* 13: 677-685
- Woo SL-Y, Gomez MA, Seguchi Y, Endo CM, Akeson WH (1983) Measurement of mechanical properties of ligament substance from a bone-ligament-bone preparation. *J Orthop Res* 1: 22-29