

Biomechanische aspecten van de knie

Citation for published version (APA):

Blankevoort, L., & Huiskes, H. W. J. (1987). Biomechanische aspecten van de knie. In *Biomechanica : aspecten van het bewegingsapparaat* / Ed. R. Huiskes, ... [et al.] (pp. 49-64). (Fysiotherapie in ontwikkeling; Vol. 9). Samsom Stafleu.

Document status and date:

Published: 01/01/1987

Document Version:

Publisher's PDF, also known as Version of Record (includes final page, issue and volume numbers)

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.

3 Biomechanische aspecten van de knie

L. Blankevoort en R. Huiskes

3.1	Inleiding	49
3.1.1	De functie van gewrichten	49
3.1.2	Anatomie van het kniegewricht	49
3.1.3	Bewegingsmogelijkheden	51
3.2	Biomechanica in de kliniek, een voorbeeld	51
3.3	De bewegingsruimte van de knie	54
3.4	De slotrotatie	56
3.5	De menisci	57
3.6	De functie van de ligamenten	59
3.7	De schroevingsassen	60
3.8	Conclusies	62
	Verantwoording	62
	Literatuur	63
	Referenties	63

3.1 Inleiding

3.1.1 *De functie van gewrichten*

De functie van gewrichten in het menselijk lichaam is een puur mechanische: het doorleiden van krachten bij een zekere bewegingsmogelijkheid. Het kniegewricht is, zowel uit mechanisch als uit anatomisch oogpunt, één van de meest complexe synoviale gewrichten in het menselijk lichaam.

3.1.2 *Anatomie van het kniegewricht*

De knie bestaat uit een viertal botstukken, namelijk de tibia, het femur, de fibula en de patella. De tibia en het femur hebben onregelmatig gevormde gewrichtsvlakken die bedekt zijn met een kraakbeenlaag. Tus-

weergave van wat wij in een onderzoek naar de rol van de kuitspieren bij het lopen (Hof e.a., 1983) uit metingen hebben opgemaakt.

Samenwerking van meerdere spieren

Een logisch vervolg van dit betoog zou nu zijn de samenwerking te behandelen van meerdere spiergroepen die elk weer inwerken op meerdere gewrichten en ledematen. Maar dit is het onderwerp van het volgende hoofdstuk.

Literatuur

De spierfysiologie wordt in ieder fysiologieleerboek min of meer uitgebreid behandeld, bijvoorbeeld in:

- Bernards JA, Bouman LN. Fysiologie van de mens, 4e druk, hoofdstuk 4. Utrecht/Antwerpen: Bohn, Scheltema en Holkema, 1983. ISBN 90-313-0590-1.
- Voorhoeve PE (red). Leerboek der Neurofysiologie, 2e druk, hoofdstuk 5. Amsterdam/Brussel: Elsevier, 1984. ISBN 90-10-02062-2.

Een dun, maar aardig boekje dat alleen de spier behandelt is:

- Wilkie DR. Muscle (studies in Biology, nr. 11). London: E. Arnold, 1968. ISBN 7131-2191-2.

Er zijn maar weinig boeken waarin de spiermechanica in het brede verband van het menselijk bewegen wordt gezien:

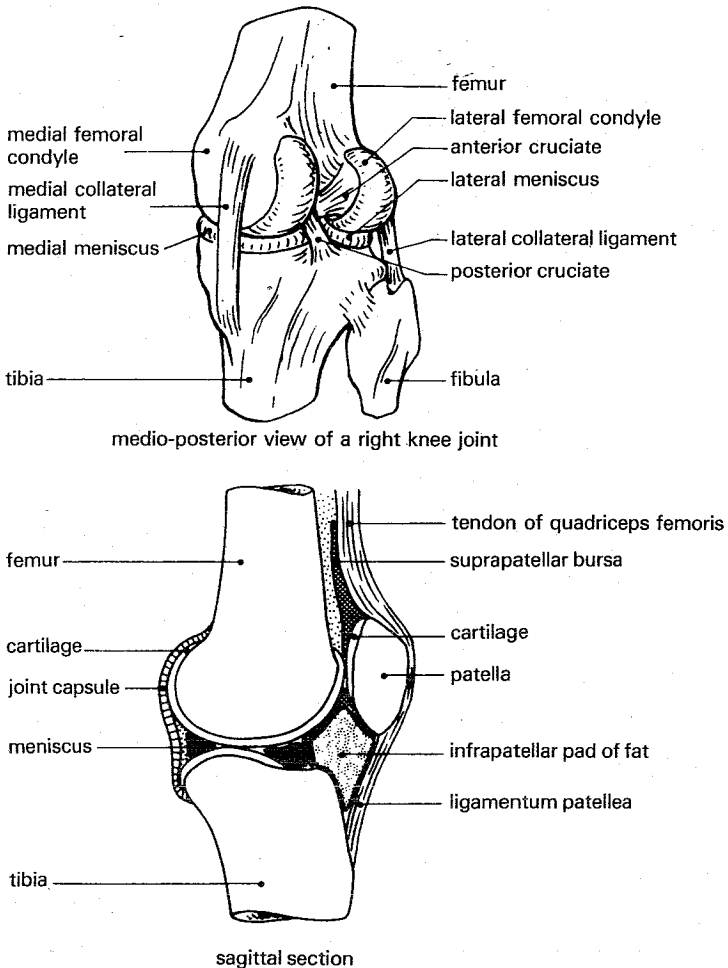
- Rozendal RH ea. Inleiding in de kinesiologie van de mens, vierde druk. Educaboek-Stam. ISBN 90-11-376501.
- McMahon ThA. Muscles, reflexes and locomotion. Princeton: Princeton University Press, 1984. ISBN 0-691-02376-X.

Dit is een zeer interessant en inspirerend boek, maar het vereist wel een 'natuurkunde-knobbel'.

Referenties

- Bernards JA, Bouman LN. Fysiologie van de mens, 4e druk, hoofdstuk 4. Utrecht/Antwerpen: Bohn, Scheltema en Holkema, 1983. ISBN 90-313-0590-1.
- Hasselbach W. Muskel. Munchen: Urban & Schwarzenberg, 1974.
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society 1938; B76: 136-95.
- Hof AL, Geelen BA, Berg Jw van den. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. Journal of Biomechanics 1983; 16: 523-37.
- McMahon ThA. Muscles, reflexes and locomotion. Princeton: Princeton University Press, 1984. ISBN 0-691-02376-X.
- Rozendal RH ea. Inleiding in de kinesiologie van de mens, vierde druk. Educaboek-Stam. ISBN 90-11-376501.
- Voorhoeve PE (red). Leerboek der Neurofysiologie, 2e druk, hoofdstuk 5. Amsterdam/Brussel: Elsevier, 1984. ISBN 90-10-02062-2.
- Wilkie DR. Muscle (studies in Biology, nr. 11). London: E. Arnold, 1968. ISBN 7131-2191-2.
- Winter DA. Biomechanics of human movement. John Wiley & Sons, 1979.

sen deze relatief stijve botstukken bevinden zich twee vervormbare menisci. Deze halvemaanvormige structuren hechten vast aan de tibia en compenseren de incongruentie tussen de tibiaplateaus en de femurcondylen. De tibia en het femur worden met elkaar verbonden door het kapsel en de ligamenten, waarvan de kruisbanden en de collaterale banden de belangrijkste zijn (fig. 3-1). Alhoewel het laterale collaterale ligament eraan aanhecht, wordt de fibula vaak niet tot het kniegewricht ge-

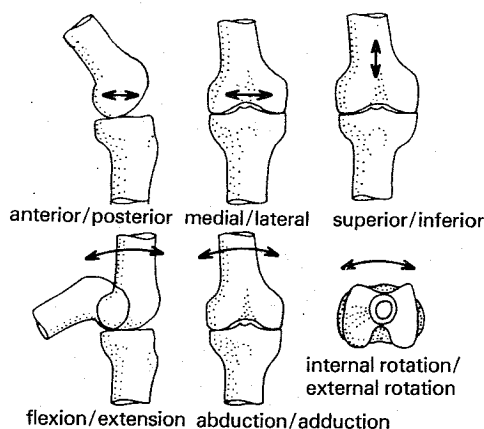


Figuur 3-1. De anatomie van het kniegewricht (uit: Wismans, 1980).

rekend, omdat het bijna vast verbonden is met de tibia. De patella is een botstuk in de pees van de quadricepsspier en articuleert met het frontale kraakbeenvlak van het femur.

3.1.3 Bewegingsmogelijkheden

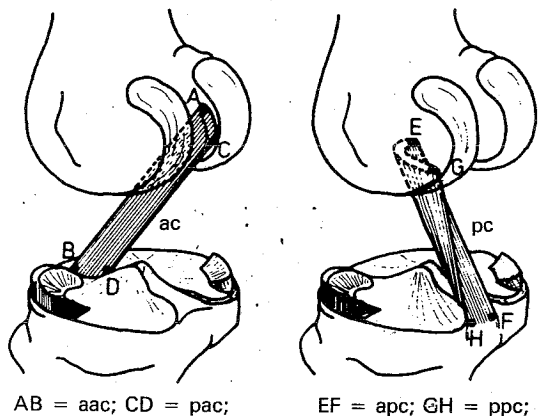
In principe kent de tibia ten opzichte van het femur zes onafhankelijke bewegingsmogelijkheden, namelijk drie translaties en drie rotaties (fig. 3-2). De bewegingsbeperkingen, die nodig zijn voor het goed functioneren van het gewricht, worden verzorgd door de gewrichtsoppervlakken, de menisci, de ligamenten en het kapsel. Deze bewegingsbeperkingen leveren, zoals dat in de klinische praktijk heet, de *'passieve stabiliteit'*. Bij een laesie van één of meerdere ligamenten spreekt men van een instabiliteit, die zich laat uitdrukken als een vergrote passieve bewegingsmogelijkheid.



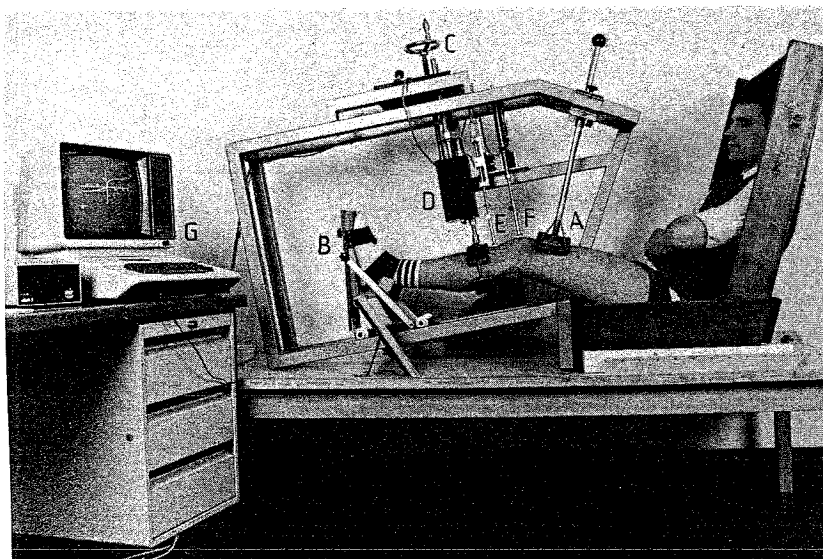
Figuur 3-2. Er zijn in principe zes onafhankelijke bewegingsmogelijkheden in het kniegewricht (uit: Walker, 1977).

3.2 Biomechanica in de kliniek, een voorbeeld

Een ruptuur van de voorste kruisband kenmerkt zich door een toename van de schuiflade, de voor-achterwaartse translatie, ook wel AP-translatie genoemd. Door hun gekruiste ligging in het gewricht (fig. 3-3) zijn de kruisbanden in staat de AP-translatie van het gewricht te beperken; de voorste kruisband beperkt de translatie van de tibia naar voren, de achterste kruisband beperkt de translatie naar achteren. Hierop is de in



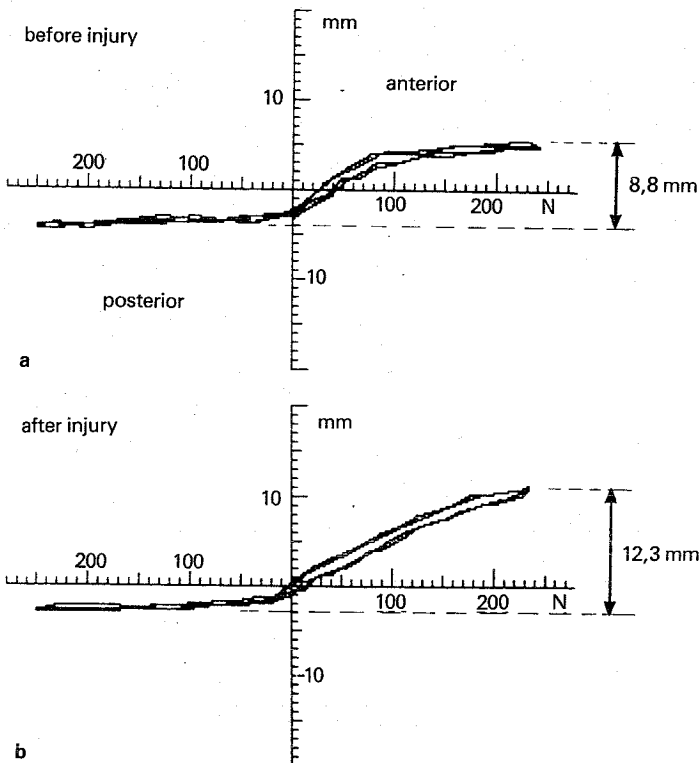
Figuur 3-3. Schematische weergave van de gekruiste ligging van de kruisbanden (uit: Van Diik, 1983).



Figuur 3-4. De instrumentele schuifladetester van de Katholieke Universiteit Nijmegen (uit: Edixhoven e.a., 1986).

de kliniek veel toegepaste *schuifladetest* gebaseerd, waarbij de arts of fysiotherapeut manueel test hoe groot de schuiflade van de aangedane knie is ten opzichte van de intacte knie. Deze test levert een subjectieve maat, die slecht gebruikt kan worden voor vergelijkende metingen. Een

objectieve meting kan verricht worden met een instrumentele schuifladetester. Hiervan is het apparaat dat ontwikkeld is in Nijmegen (Edixhoven e.a., 1986) een voorbeeld (fig. 3-4). In deze schuifladetester worden het bovenbeen (A) en de voet (B) gefixeerd met de knie in ongeveer 25° flexie (Lachman-positie). De AP-belasting wordt aangebracht met behulp van een spindel (C), waarbij de kracht gemeten wordt met een krachtopnemer (D). De relatieve AP-translatie van de tibia ten opzichte van het femur wordt gemeten door twee verplaatsingsopnemers: één op de tuberositas tibiae (E) en één op de patella (F), waarbij de translatie van de patella een maat is voor de translatie van het femur. Het apparaat is gekoppeld aan een microcomputer (G), die de metingen registreert. Een voorbeeld van een tweetal registraties is weergegeven in figuur 3-5. Door toeval kon een tweetal metingen verricht worden aan dezelfde proefpersoon, voor en ná een sportongeval. In iedere grafiek is de AP-translatie weergegeven als functie van de belasting, waarbij een po-



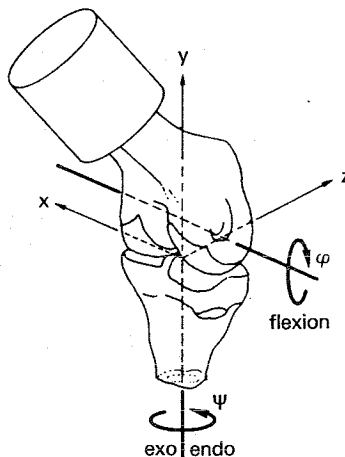
Figuur 3-5. Een tweetal registraties van de schuifladetest, voor en ná een sportongeval van een proefpersoon (uit: Edixhoven e.a., 1986).

satieve richting op de assen duidt op anterieur en een negatieve richting op posterieur. In beide gevallen is een gebied aan te duiden waar weinig kracht nodig is om enkele millimeters translatie te krijgen, de stijfheid is daar laag. Bij grotere verplaatsingen is er een progressief toenemende weerstand: de stijfheid wordt groter. Nu zijn er na een voorste kruisbandlaesie twee fenomenen waar te nemen. De voorste schuiflade is enkele millimeters groter dan bij de intacte knie en de anterieure weerstand tegen verplaatsing, ofwel de stijfheid, is lager. Met name het laatstgenoemde fenomeen is bij een manueel uitgevoerde test zeer moeilijk waar te nemen. Een objectieve maat voor de schuiflade is goed hanteerbaar en uitermate geschikt voor vergelijkende waarnemingen. Hierbij valt te denken aan pré- en postoperatieve waarnemingen ter beoordeling van het succes van een kruisbandplastiek op langere termijn. Bij het ontwikkelen van dit testapparaat is gebruik gemaakt van kennis omtrent het biomechanische gedrag van de knie.

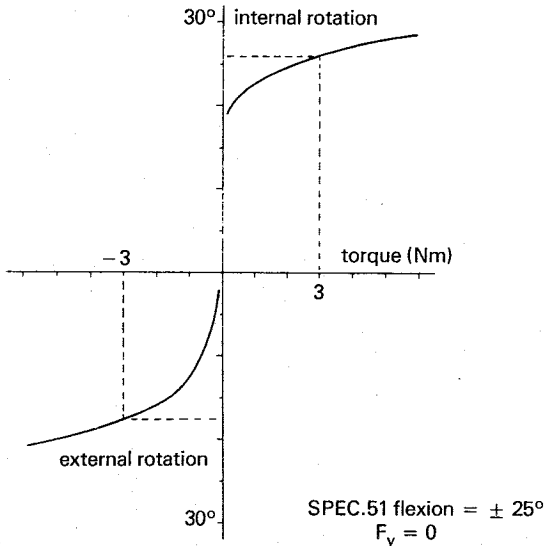
3.3 De bewegingsruimte van de knie

De bewegingen in het kniegewricht worden beschreven aan de hand van een assenstelsel in de tibia (fig. 3-6):

- flexie is een rotatie om een as evenwijdig aan de x-as, die van lateraal naar mediaal loopt;
- interne of externe rotatie van de tibia is een rotatie om de lengte-as van de tibia, de y-as.

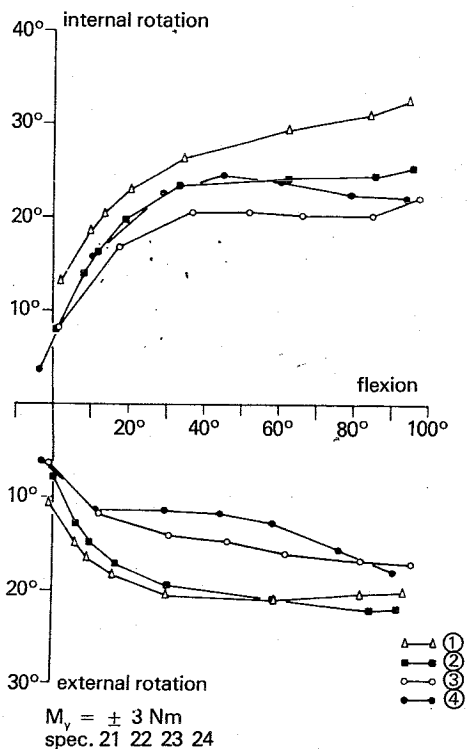


Figuur 3-6. Het assenstelsel in de tibia voor beschrijving van de bewegingen in de knie (uit: Blankevoort e.a., 1987).



Figuur 3-7. Een moment-versus-rotatie grafiek bij een vaste flexiehoek. De grenzen van interne of externe rotatie worden gekozen bij een moment van +3 Nm respectievelijk -3 Nm (uit: Blankevoort e.a., 1987).

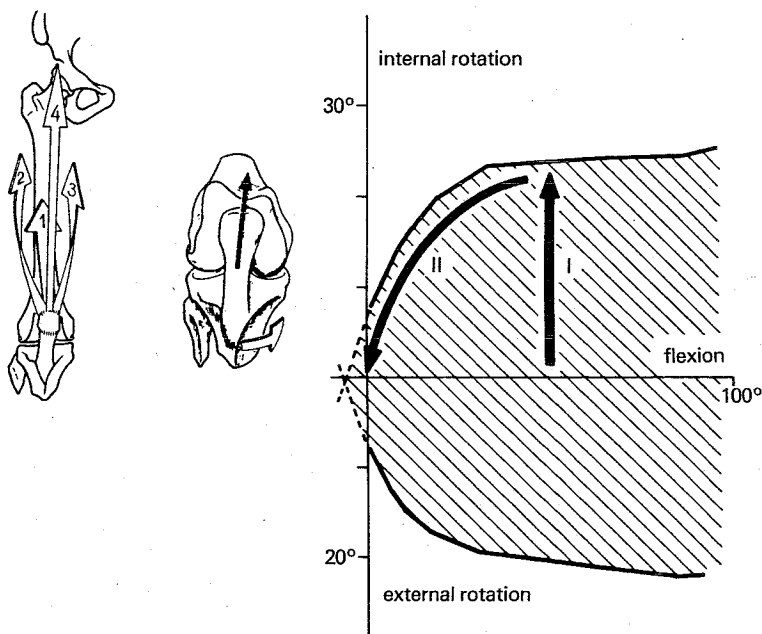
Deze twee rotaties zijn de belangrijkste bewegingsmogelijkheden van de knie, omdat die mogelijk zijn zonder dat er grote belastingen voor nodig zijn. Zoals geïllustreerd in figuur 3-7 is er bij een gegeven flexiehoek nauwelijks een draaimoment nodig om het gewricht binnen bepaalde grenzen te roteren. Buiten deze grenzen is er een progressief toenemende weerstand tegen rotatie. De grenzen van deze rotatie worden gekozen als zijnde de interne of externe rotatie die optreedt bij een belasting van respectievelijk +3 en -3 Nm. In de klinische praktijk is dit draaimoment makkelijk met de hand op het onderbeen aan te brengen. De met behulp van deze definitie bepaalde grenzen voor tibiarotatie als functie van flexie, in een viertal *in vitro* experimenten, zijn weergegeven in figuur 3-8. Voor iedere knie geeft één curve de interne rotatie weer als functie van flexie bij een moment van 3 Nm en de tweede curve de externe rotatie als functie van flexie bij een moment van -3 Nm. Deze beide curven spannen de bewegingsruimte op van 0° tot 95° flexie, waarbinnen de normale kniebewegingen zich afspelen. Binnen de bewegingsruimte is het gewricht in feite instabiel: er zijn slechts kleine belastingen nodig voor grote bewegingsuitslagen. De spieren en vooral de spiercoördinatie zullen zorg dragen voor de functionele stabiliteit binnen de bewegingsruimte.



Figuur 3-8. De grenzen van tibiarotatie als functie van flexie bij een moment 3 Nm voor vier kniepreparaten (uit: Blankevoort e.a., 1987).

3.4 De slotrotatie

De slotrotatie is de externe rotatie die optreedt in de laatste fase van de extensiebeweging. In *in vitro* experimenten (Blankevoort e.a.) is dit fenomeen niet gevonden. Bij flexie of extensie zonder externe belasting werd geen interne of externe rotatie gevonden. Nu kunnen de spieren rond de knie een resulterend moment op de tibia uitoefenen; met name de quadricepsspier, een belangrijke extensor, geeft een draaimoment, waardoor de tibia intern roteert (Draganich e.a., 1985). Extensie vanuit een bepaalde flexiestand zal dan een bewegingsverloop te zien geven langs de grens van interne rotatie (fig. 3-9). Er treedt dan een gedwongen exorotatie op in de laatste fase van extensie. De slotrotatie kan zo verklaard worden als resulterend uit een combinatie van de passieve eigenschappen van het gewricht, de bewegingsruimte en de actieve werking van de spieren rond het gewricht, in dit geval de quadriceps.

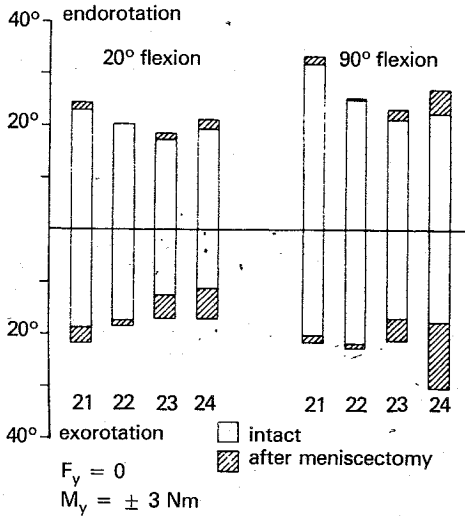


Figuur 3-9. De slotrotatie kan verklaard worden uit het combineren van de passieve eigenschappen van de knie, i.e. de bewegingsruimte, en de werking van de belangrijkste extensorspier, de quadriceps.

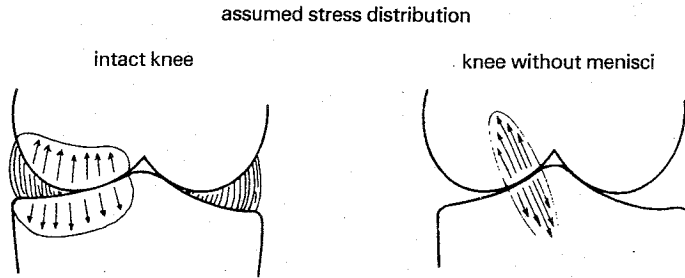
- I: Bij constant blijvende flexiehoek aanspannen van de quadriceps resulteert in een interne rotatie.
- II: Extensie verloopt vervolgens langs de interne grens van de bewegingsruimte, met als resultaat een gedwongen exorotatie in de laatste fase van extensie.

3.5 De menisci

De menisci vormen een bijzonder afwijkend aspect van de knie ten opzichte van andere synoviale gewrichten. Ze hebben weinig invloed op de bewegingsruimte van het intacte gewricht. Na meniscectomie wordt een geringe toename van de rotatiemogelijkheid gevonden, zoals figuur 3-10 laat zien. Dit effect kan bij de ene knie groter zijn dan bij de andere, mede doordat de grootte van de menisci nogal kan variëren. De kleine toename van de bewegingsruimte betekent dat de menisci een secundaire rol spelen in de passieve stabiliteit van de knie. Indien er echter al sprake is van een laesie van één der ligamenten, zal de rol van de menisci belangrijker worden en zullen ze zwaarder belast worden. Dit heeft twee mogelijke consequenties. De eerste is een grotere kans op een laesie van de meniscus. De tweede consequentie is dat diagnose van ligamentlaesies



Figuur 3-10. De invloed van meniscectomie op de bewegingsruimte van vier kniepreparaten bij twee flexiehoeken (uit: Blankevoort e.a., 1984).



Figuur 3-11. Een schematische weergave van de functie van de menisci bij belastingoverdracht. Een groter dragend oppervlak zal bij gelijkblijvende belasting een lagere contactspanning tot gevolg hebben (uit: Jaspers, 1982).

aan de hand van manuele testen bemoeilijkt wordt. De menisci kunnen een positieve test als het ware maskeren en een gedeelte van de belasting opnemen die gedurende een test wordt aangebracht en zodoende een bewegingsbeperkende functie overnemen van het aangedane ligament. De belangrijkste rol spelen de menisci echter bij het overdragen van compressiekrachten (Jaspers, 1982). Ze vergroten het contactoppervlak tussen de tibia en het femur, waardoor de lokale contactdruk op de kraakbeenoppervlakken lager is dan in het geval zonder menisci (fig. 3-11). Doordat bij hogere belasting het contactoppervlak groter wordt

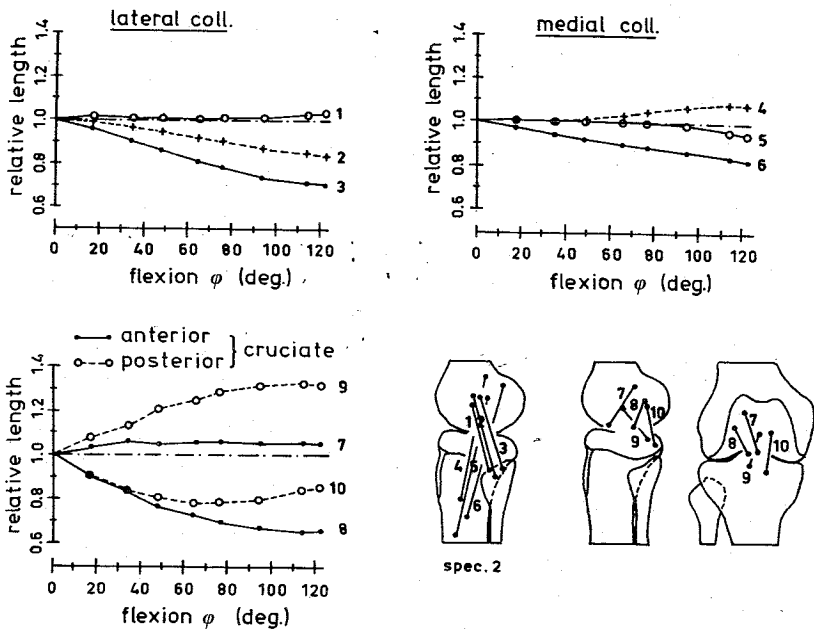
zal de druk op het kraakbeen minder dan evenredig met de belasting toenemen. Op deze wijze wordt het kraakbeen effectief beschermd tegen overbelasting.

3.6 De functie van de ligamenten

Zoals al eerder gesteld, beperken de ligamenten de bewegingsmogelijkheden van de knie. De vorm van de gewrichtsoppervlakken levert slechts een beperkte bijdrage aan de passieve stabiliteit van het gewricht. Dit in tegenstelling tot bijvoorbeeld het heupgewricht, waar de kop-komconstructie voor een groot deel zorg draagt voor de stabiliteit.

Een belangrijke rol is altijd toebedeeld aan de kruisbanden. Een bekend concept voor de kniebeweging in het sagittale vlak is het vierstangenmechanisme, waarbij de kruisbanden worden voorgesteld door onvervormbare stangen die een kruislingse verbinding vormen tussen de tibia en het femur (Huson, 1974). Het instantane rotatiecentrum valt dan samen met het snijpunt van de kruisbanden. Essentieel in dit concept is de nauwe relatie tussen de vorm van de gewrichtsoppervlakken en de ligging van de kruisbanden.

In werkelijkheid zijn de ligamenten vervormbaar. Figuur 3-12 laat de relatieve lengteverandering zien van de kruisbanden en de collaterale ligamenten als functie van flexie. Het langer worden van een deel van het ligament betekent dat de vezels strakker worden en een inwendige spanning ontwikkelen. De mogelijkheid van het betreffende onderdeel van dat ligament om bewegingen in het gewricht te weerstaan zal dan toenemen. Evenzo betekent het korter worden van een deel van een ligament, dat de mogelijke functie van dat deel zal afnemen. De functie van een ligament hangt echter niet alleen af van de spanning in het ligament, maar ook van de oriëntatie van het ligament. Zo zal het voorste deel van de voorste kruisband, dat slechts weinig van lengte verandert gedurende flexie en op spanning blijft, meer effectief een anterieur gerichte schuifladekracht kunnen weerstaan in flexie dan in extensie, omdat het ligament bij flexie een oriëntatie heeft die meer in de richting van de belasting ligt (van Dijk e.a., 1979; van Dijk, 1983). Het achterste deel van de voorste kruisband daarentegen is slap bij flexie en op spanning bij extensie, maar door de meer verticale oriëntatie zal dit deel van het ligament minder effectief een voorste schuifladebelasting weerstaan dan het voorste deel van de voorste kruisband. Deze standafhankelijke functie van de kruisbanden heeft consequenties voor de schuifladetest. Als bijvoorbeeld de toestand van de gehele voorste kruisband getest moet worden, dan kan beter een schuifladetest uitgevoerd worden tussen 0° en 40°, dan boven de 40° flexie.



Figuur 3-12. De relatieve lengte van onderdelen van de kruisbanden en de collaterale ligamenten als functie van flexie (uit: Huiskes e.a., 1984).

3.7 De schroevingsassen

Als voor de flexiebeweging de knie wordt gemodelleerd met het vierstangenmechanisme bevindt het momentane rotatiecentrum zich op het snijpunt van de kruisbanden. In de vorige paragraaf is aangetoond dat:

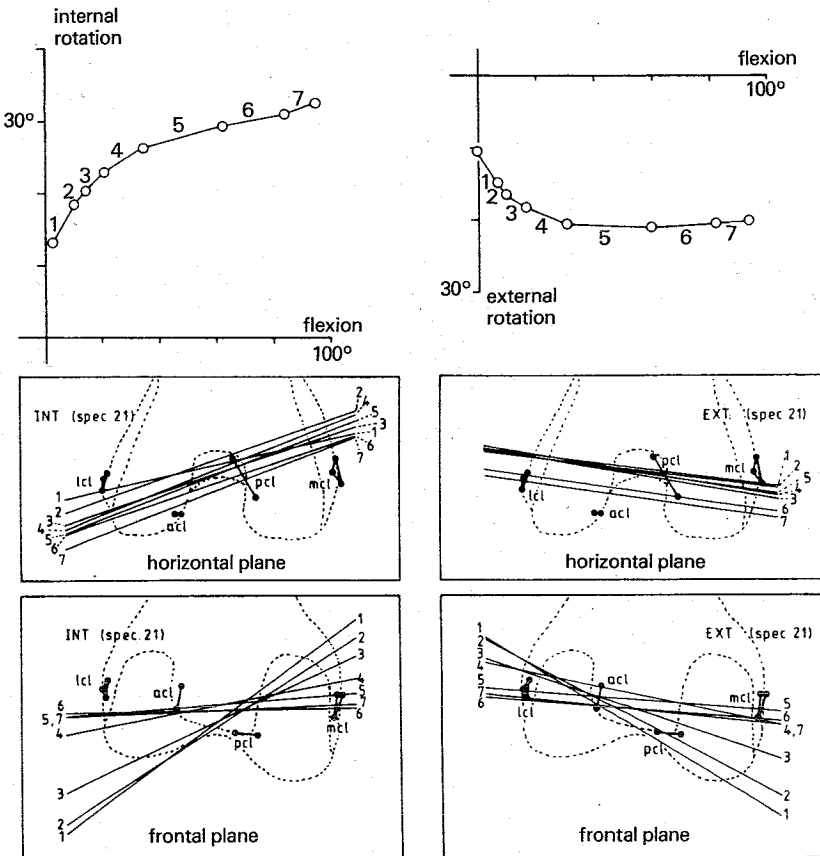
- de kruisbanden zeker niet star zijn,
- de knie in meer dan één vlak beweegt en
- er bij flexie grote rotaties mogelijk zijn.

Een ruimtelijke beschouwing ligt dan meer voor de hand.

Een relatieve beweging in de ruimte van een star lichaam ten opzichte van een ander kan worden beschreven als een combinatie van een rotatie om een as en een translatie langs dezelfde as. Deze as wordt de schroevingsas genoemd. Voor een vlakke beweging staat de schroevingsas loodrecht op het vlak van beweging en kan de beweging beschreven worden als een rotatie in het vlak om het momentane rotatiepunt.

De knie heeft twee graden van vrijheid, te weten flexie en rotatie. Flexie vindt plaats om een horizontale as en rotatie van de tibia geschiedt om

een as evenwijdig met de tibiaschacht. Een combinatie van flexie en rotatie gebeurt dus in het algemeen om een as die een schuine stand heeft ten opzichte van de anatomische vlakken. Binnen de bewegingsruimte is dus niet eenduidig een schroevingsas te bepalen; deze hangt sterk af van het bewegingsverloop binnen de bewegingsruimte. Een consistent en reproduceerbaar bewegingsverloop is flexie langs de grenzen van de bewegingsruimte. De schroevingsassen voor flexie van een kniepreparaat langs de interne grens en de externe grens van de bewegingsruimte zijn weergegeven in figuur 3-13. De assen zijn weergegeven ten opzichte van de contouren van de geometrie van het femur en de aanhechtingspunten



Figuur 3-13. De schroevingsassen van een flexiebeweging van een preparaat langs de interne en externe grens van de bewegingsruimte. Iedere as beschrijft een bewegingsstap die overeenkomstig genummerd is in de grafiek (uit: Blankevoort e.a., 1986).

van de ligamenten. Iedere as is de schroevingsas voor een eindige bewegingsstap. Zowel voor flexie in interne als in externe rotatie staat de eerste flexie-as schuin ten opzichte van het sagittale vlak omdat de eerste flexie-stap gepaard gaat met een zekere mate van interne respectievelijk externe rotatie. Bij de volgende flexie-stappen neemt de mate van rotatie af, met als gevolg een meer horizontale oriëntatie van de assen. Bij verdergaande flexie bewegen de assen naar posterieur.

De schroevingsassen tonen aan, dat de beweging van de knie complexer is dan het vierstangenmechanisme. Verschillende bewegingspatronen worden gekarakteriseerd door verschillende bewegingsassen, die het resultaat zijn van een samenspel van de vorm, ligging en mechanische eigenschappen van de ligamentaire structuren en de geometrie van gewrichtsoppervlakken. Het extern opleggen van een vaste bewegingsas, door bijvoorbeeld bepaalde soorten orthesen, kan dit samenspel beïnvloeden met als gevolg onnatuurlijke bewegingen en mogelijk hoge belastingen van ligamenten en gewrichtsoppervlakken.

3.8 Concluisies

In het kader van dit boek moet een beschrijving van het biomechanische gedrag van de knie beknopt en onvolledig zijn. Een aantal aspecten is kort behandeld. We hebben gezien dat het kniegewricht twee graden van bewegingsvrijheid kent, flexie en rotatie, die samen de bewegingsruimte opspannen. Binnen de bewegingsruimte is het gewricht in feite mechanisch instabiel: er zijn slechts kleine belastingen nodig voor grote bewegingsuitslagen. Daarom zijn spierbelastingen en met name spiercoördinatie van groot belang bij *in vivo* bewegingen. De spieren verzorgen de actieve stabiliteit van het gewricht. De grenzen van de bewegingsmogelijkheden (de passieve stabiliteit) worden bepaald door de ligamentaire structuren in nauwe samenhang met de geometrie. De functies van de ligamenten hangen sterk af van de stand van het gewricht en de feitelijke beweging die uitgevoerd wordt. Daarmee is getoond dat het kniegewricht een uitermate complex kinematisch systeem is dat alle aandacht van de arts of de fysiotherapeut verdient.

Verantwoording

De gegevens zoals beschreven in dit hoofdstuk zijn merendeels ontleend aan de resultaten van onderzoeken die verricht zijn in het Laboratorium voor Experimentele Orthopedie van het Sint Radboudziekenhuis, verbonden aan de Katholieke Universiteit te Nijmegen. Voor de *in vitro* experimenten is gebruik gemaakt van een kniebelastingsapparaat ont-

wikkeld door A. Hamer (1982) op de Technische Hogeschool Eindhoven, van een Röntgenstereofotogrammetrisch meetsysteem ontwikkeld door G. Selvik (1974; zie ook par. 4.2) op de Universiteit van Lund in Zweden en een stereofotogrammetrisch meetsysteem voor geometriemetingen ontwikkeld in het laboratorium (Huiskes e.a., 1985). Het onderzoek met de instrumentele schuifladetester (Edixhoven e.a., 1986) werd gedeeltelijk gesponsord door de Nederlandse Sport Totalisator. Het project 'Biomechanisch (quasi-statisch) gedrag van het menselijk kniegewricht in vitro' wordt voor een deel gesteund door de Nederlandse Organisatie voor Zuiver Wetenschappelijk Onderzoek (ZWO).

Literatuur

Naast de vermelde referenties kunnen voor verdere studie op het gebied van de biomechanica van gewrichten en het bewegingsapparaat worden aanbevolen:

Berne N, Engin AE, Correia da Silva KM (ed). *Biomechanics of normal and pathological human articulating joints*. Dordrecht/Boston/Lancaster: Martinus Nijhoff Publishers, 1985.

Winter DA. *Biomechanics of human movement*. New York/Lancaster/Brisbane/Toronto: John Wiley and Sons, 1979.

Referenties

Blankevoort L, Huiskes R, Lange A de. The envelope of passive kneejoint motion. *J. Biomechanics* 1987; in press.

Blankevoort L, Huiskes R, Lange A de. Helical Axes along the envelope of passive kneejoint motion. *Proc Orthop Res Soc* 1986; 32: 410.

Blankevoort L, Huiskes R, Lange A de. The reproducibility of passive human knee-joint motion characteristics. In: Perren SM, Schneider E (eds), *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*. Dordrecht: Martinus Nijhoff Publ, 1985: Ch 42; 309-314.

Blankevoort L, Huiskes R, Lange A de. An in-vitro study of the passive kinematic behavior of the human knee-joint. In: Spilker RL (ed), *1984 Advances in Bioengineering*. New York: Am Soc Mech Engrs 1984; 57-58.

Draganich LF, Andriacchi TP. Three dimensional moments produced by the knee joint musculature. *Proc Orthop Res Sec* 1985; 31: 137.

Dijk R van, Huiskes R, Selvik G. Roentgenstereophotogrammetric methods for the evaluation of a clinical measurement system for A-P laxity in the human knee-joint. *J Biomechanics* 1979; 12: 727-731.

Dijk R van. The behaviour of the cruciate ligaments in the human knee. *Dissertatie*. Nijmegen: Katholieke Universiteit Nijmegen, 1983.

Edixhoven Ph, Huiskes R, Blankevoort L, Rens ThJG van, Slooff TJJH. Accuracy analysis of a clinical measurement system for A-P laxity in the human knee-joint. In: Perren SM, Schneider E (eds), *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*. Dordrecht: Martinus Nijhoff Publ, 1985: 391-396.

Edixhoven Ph, Huiskes R, Graaf R de, Rens ThJG van. Accuracy and reproducibility of an instrumented knee-drawer tester. *J Orthop Res* 1986; in press.

- Hamer A. A static knee-loading apparatus. Nijmegen: Third Meeting of the European Society of Biomechanics, 1982.
- Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities, parts I and II. *J Bone Jt Surg* 1976; 58-A: 159-179.
- Huiskes R, Blankevoort L, Dijk R van, Lange A de, Rens ThJG van. Ligament deformation patterns in passive knee-joint motions. In: Spilker RL (ed), 1984 *Advances in Bioengineering*. New York: Am Soc Mech Engrs 1984; 53-54.
- Huiskes R, Kremers J, Lange A de, Woltring HJ, Selvik G, Rens ThJG van. Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee joint geometry. *J Biomechanics* 1985; 18: 559-570.
- Huiskes R, Dijk R van, Lange A de, Woltring HJ, Rens ThJG van. Kinematics of the human knee joint. In: Berme N, Engin AE, Correia da Silva KM (eds), *Biomechanics of normal and pathological human articulating joints*. Dordrecht/Boston/Lancaster: Martinus Nijhoff publ, 1985; NATO-ASI-series E93: 165-187.
- Huson A. Biomechanische Probleme des Kniegelenks. *Orthopaedie* 1974; 3: 119-126.
- Jaspers PJTM. De mechanische functie van de menisci in het kniegewricht. Dissertatie. Nijmegen: Katholieke Universiteit Nijmegen, 1982.
- Kapandji IA. *The physiology of the joints*. Vol. II. Edinburgh, London, New York: Churchill Livingstone, 1970.
- Lanz J, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie, Bein und Statik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1972.
- Selvik G. A Roentgenstereophotogrammetric method for the study of the kinematics of the skeletal system. Dissertatie. Sweden: University of Lund, 1974.
- Walker PS. *Human joints and their artificial replacement*. Illinois: Charles C. Thomas, 1977.

Bibliotheek Lab. voor Anatomie
en Embryologie
Oostersingel 69
9713 EZ GRONINGEN