

## Mechanische belasting bij sport

***Citation for published version (APA):***

Meijer, R. C. M. B., Huiskes, H. W. J., & Kauer, J. M. G. (1987). Mechanische belasting bij sport. In *Biomechanica : aspecten van het bewegingsapparaat / Ed. R. Huiskes, ... [et al.]* (pp. 9-27). (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](http://www.tue.nl/taverne)

***Take down policy***

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

[openaccess@tue.nl](mailto:openaccess@tue.nl)

providing details and we will investigate your claim.

---

# 1 Mechanische belasting bij sport

R.C.M.B. Meijer, R. Huiskes, J.M.G. Kauer

---

1.1	Inleiding	9
1.2	De sterkte van biologisch materiaal	10
1.3	Het mechanisch beproeven van pezen en ligamenten	14
	1.3.1 De waarde van de trekproef	14
	1.3.2 Trekproeven met pezen en ligamenten	16
1.4	De invloed van leeftijd, training en immobilisatie	21
	1.4.1 De invloed van de leeftijd	21
	1.4.2 De invloed van training, immobilisatie en revalidatie	21
1.5	Conclusies	25
	Literatuur	26
	Referenties	26

---

## 1.1 Inleiding

Alle menselijke bewegingen worden door mechanische krachten veroorzaakt: spierkrachten, uitwendige krachten en traagheidskrachten. Daardoor worden spieren, pezen, banden en botten aan belastingen onderworpen, waarvan de grootte in sterke mate afhangt van de uitgevoerde beweging.

De primaire functie van ligamenten en pezen is het overbrengen van krachten. Het is bekend dat structuur, vorm en afmetingen van de ligamenten en pezen in een bepaald verband staan tot de belastingen, waaraan ze onderhevig zijn. Zo kunnen de eigenschappen van ligamenten sterk veranderen door langdurige immobilisatie, door training, of door ouderdom.

Ligamenten zijn (natuurlijk) niet slechts tegen hun normale belasting bestand, maar ook tegen een redelijke overschrijding daarvan. Deze veiligheidsmarge is echter niet onbeperkt. Een en ander zal toegelicht worden aan de hand van overbelastingsletsels in de sport.

## 1.2      De sterkte van biologisch materiaal

De belasting van spieren, pezen en banden is bij sportbeoefening doorgaans belangrijk hoger dan bij alledaagse bewegingen. De vraag is nu: tot welke mate kan het biologische materiaal overbelasting doorstaan zonder te bezwijken, met andere woorden: hoe groot is de sterkte.

Het blijkt, dat de reactie op overbelasting zeer gevarieerd is. Bij fracturen en rupturen, veroorzaakt door een éénmalige, extreme belasting, wordt de bezwijkbelasting van het materiaal overschreden. In de techniek heet dit een geweldbreuk. Een voorbeeld van zo een breuk illustreert de volgende anekdote.

In 1977 geven Zernicke e.a. een biomechanische analyse van een patellapeesruptuur, die optrad bij een gewichtheffer tijdens een kampioenschap juist toen zij bezig waren filmopnamen te maken voor bewegingsstudies. De onfortuinlijke gewichtheffer kreeg bij een poging tot het onderdeel 'stoten' buigtrielingen in de halter die een dermate zware belasting tot gevolg hadden, dat een patellapees scheurde. Door de filmopnamen was het mogelijk de belasting op de patellapees tijdens het bezwijken te schatten. Men vond een treksterkte van ongeveer 14,5 kN: meer dan 17,5 keer het lichaamsgewicht van de sportman. Tijdens de nu volgende operatie van de pees bleek dat zij over de volle lengte was ingesnoerd en dat zowel bij de patella- als bij de tibia-insertie deeltjes bot waren uitgetrokken. De man had nog nooit problemen gehad met deze knie, waaruit blijkt dat het hier daadwerkelijk een geweldbreuk betrof. Aangenomen moet dus worden dat dergelijke breuken voor kunnen komen, echter slechts bij uitzonderlijk hoge belastingen; het peesmateriaal blijkt zo sterk te zijn dat geweldbreuken relatief maar weinig optreden.

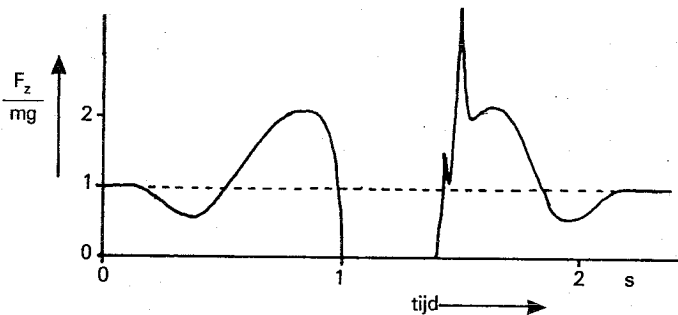
Betrof het bovenstaande voorbeeld een 'buitenkansje' voor de onderzoekers waar men over het algemeen niet op rekent, ook door experimenteel onderzoek en mechanische analyses is het mogelijk iets te weten te komen over de omstandigheden die tot een geweldbreuk aanleiding kunnen geven. Daartoe het volgende voorbeeld.

Roesler (1980) beschouwt de afsprong van een turnapparaat, waarbij de sporter op de voeten terecht moet komen en slechts door doorvering in de benen de val moet breken, zonder externe hulpmiddelen, daarbij wel in evenwicht blijvend. Volgens hem is dit wel de zwaarste belasting denkbaar voor de onderste extremiteit. Met mechanische meet- en analysemethoden bepaalt hij de mathematische relatie tussen afspronghoogte, lichaamsgewicht en de kracht in de achillespees. Die kracht vergelijkt hij vervolgens met de maximaal toelaatbare kracht, de breukkracht, die met *in vitro* experimenten op 6 tot 9 kN (Wilhelm, 1972; Wilhelm e.a., 1973) werd bepaald. Voor een persoon van 70 kg, die 50 cm

door de knieën veert, bepaalt hij de maximaal toelaatbare afspronghoogte die nog juist niet tot een geweldbreuk van de achillespees leidt, op 2 tot 4 meter (mits de belasting gelijk over beide benen wordt verdeeld).

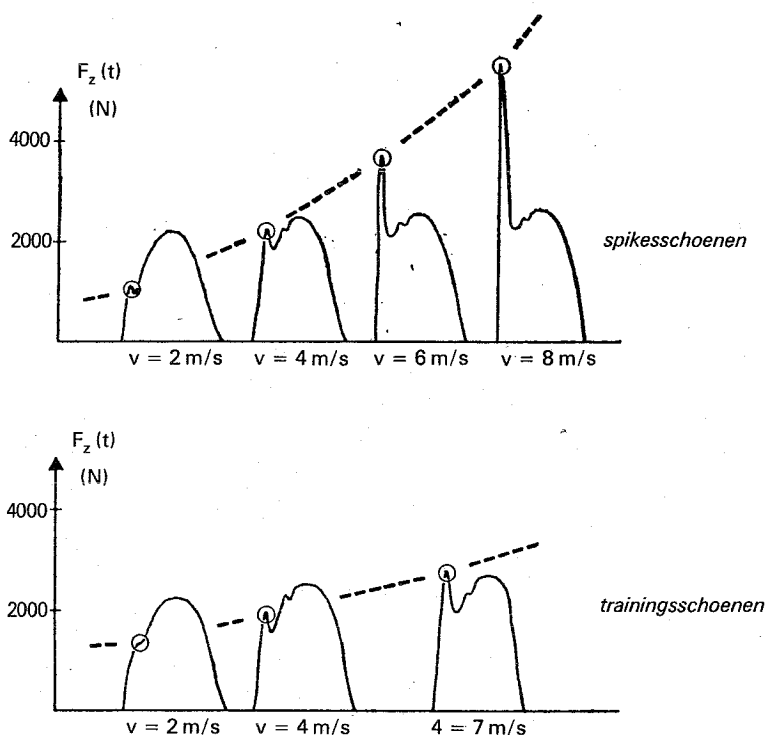
Dat bij dit bewegingspatroon toch nog een hoogte van 2 tot 4 m gevonden wordt, geeft een indruk van de enorme sterkte van de achillespees en met het voorbeeld van Zernicke e.a. kan men concluderen dat er exceptionele omstandigheden nodig zijn om een pees te doen bezwijken. Toch lijkt het in de praktijk veel vaker tot laesies te komen dan deze voorbeelden suggereren.

Het is gebleken dat sportletsels doorgaans op een andere manier tot stand komen, en het verschijnsel dat daaraan ten grondslag ligt, is een soort materiaalmoetheid. In essentie is dat het verzwakken van een pees, ligament of bot, door het herhaald optreden van microtrauma's, waardoor het materiaal uiteindelijk onder een relatief lage belasting kan bezwijken. Deze microtrauma's kunnen al bij tamelijk onschuldig ogende inspanningen optreden. Nigg (1980) en Nigg e.a. (1982) geven daar een verklaring voor.



Figuur 1-1. Kracht-tijdopname voor een hoogsprong uit stand (ontleend aan Nigg, 1980).

Bij meting van de reactiekracht op de vloer bij een hoogsprong uit stand worden steeds nagenoeg gelijke, maar dan wel gespiegelde, curves voor opspringen en neerkomen gevonden. Op het moment van neerkomen echter treden korte, hoge piekbelastingen op, zoals aangegeven in figuur 1-1. Deze piekbelastingen hebben allereerst te maken met het afremmen van voet en onderbeen. Dat duurt 10 à 20 ms. Doordat de reactietijd van spieren ongeveer 30 ms bedraagt, kunnen deze belastingen in die periode



Figuur 1-2. Kracht-tijdopnamen voor de afzet voor een hoog-ver-sprong (30 cm hoog en 3 m ver) voor diverse aanloopsnelheden en twee soorten schoeisel (ontleend aan Nigg e.a., 1981).

hoog oplopen omdat ze noch te anticiperen, noch te beheersen zijn. De hoogte van de piekbelastingen is wel te beïnvloeden door het type schoeisel. In figuur 1-2 zijn de reactiekrachten gegeven als functie van de tijd voor een afzet voor een hoog-ver-sprong over een hindernis van 30 cm hoog en 3 m lang voor verschillende aanloopsnelheden en voor twee soorten schoeisel. Opvallend is dat het verloop van de curven, op de pieken na, weinig van elkaar verschilt, terwijl juist die piekbelastingen naar gelang het schoeisel sterk van de aanloopsnelheid kunnen afhangen. De trainingsschoenen hadden een zachte, verende zool en de spikes-schoenen een platte, harde (Nigg, 1981). Naast piekbelastingen is de kans op weefselbeschadigingen ook nog afhankelijk van de richting waaronder externe krachten aangrijpen. Scheef aangrijpen van de belasting, bijvoorbeeld doordat hiel en achillespees door het type schoeisel bij het neerkomen een kleine hoek ma-

ken, heeft tot gevolg dat de achillespees asymmetrisch aanspant (Nigg e.a., 1982), waardoor de kracht door een relatief gering aantal vezels gedragen moet worden.

Hoge piekbelastingen en het scheef aangrijpen van belastingen zijn factoren die microbeschadigingen in het weefsel tot gevolg kunnen hebben. Door een verkeerd type schoeisel kan bij relatief lichte inspanningen reeds een aanzienlijke weefselbeschadiging ontstaan, waardoor het verzwakte materiaal uiteindelijk onder een niet eens al te hoge belasting bezwijkt.

Een vergelijkbaar mechanisme is vermoeiing van technische materialen. Ook daar kunnen ergens in het materiaal door cyclische belastingen microbeschadigingen ontstaan, scheurtjes, die onder bepaalde omstandigheden kunnen uitgroeien en de doorsnede van het materiaal zodanig verzwakken dat vroeg of laat de constructie onder een relatief lage belasting bezwijkt.

Het voorspellen van de levensduur van een technische constructie is al buitengewoon moeilijk en vereist een omvangrijk pakket experimenten. Biologische materialen kunnen bovendien nog biologisch reageren op belastingen, waardoor hun mechanische eigenschappen veranderen, zonder dat er van mechanische schade sprake is. Het is bekend dat het langdurig ontbreken van enige belasting tot een verzwakking van pezen en ligamenten kan leiden. Anderzijds kunnen belastingen ook weer een versterking tot gevolg hebben door biologische stimulatie (Woo, 1985), mits natuurlijk deze de grens voor microbeschadigingen niet overschrijden.

Er is derhalve een optimaal gebied voor de belastingsintensiteit, een gebied dat van persoon tot persoon zal verschillen, en dat bovendien door training of gebrek daaraan verlegd kan worden.

Hoe deze mechanismen functioneren is niet precies bekend. Ook bestaan er nog weinig gegevens over de relaties tussen collageestructuur, geometrie, leeftijd e.d. enerzijds, en mechanische eigenschappen van ligamenten en pezen anderzijds. In het volgende wordt een overzicht gegeven van het wetenschappelijk onderzoek dat op verschillende plaatsen hiernaar verricht wordt. Het grootste deel van dit onderzoek betreft pezen, maar met name vanwege het veelvuldig optreden van laesies van ligamenten in het kniegewricht, de noodzaak deze voldoende nauwkeurig te diagnostiseren en, in ernstige gevallen, operatief te herstellen of te vervangen, bestaat er ook een duidelijke behoefte aan informatie omtrent de mechanische eigenschappen van ligamenten.

Er zal nu worden ingegaan op de methodes van materiaalbeproeving en hun verdiensten met betrekking tot het onderzoek naar pezen en liga-

### 1.3 Het mechanisch beproeven van pezen en ligamenten

#### 1.3.1 De waarde van de trekproef

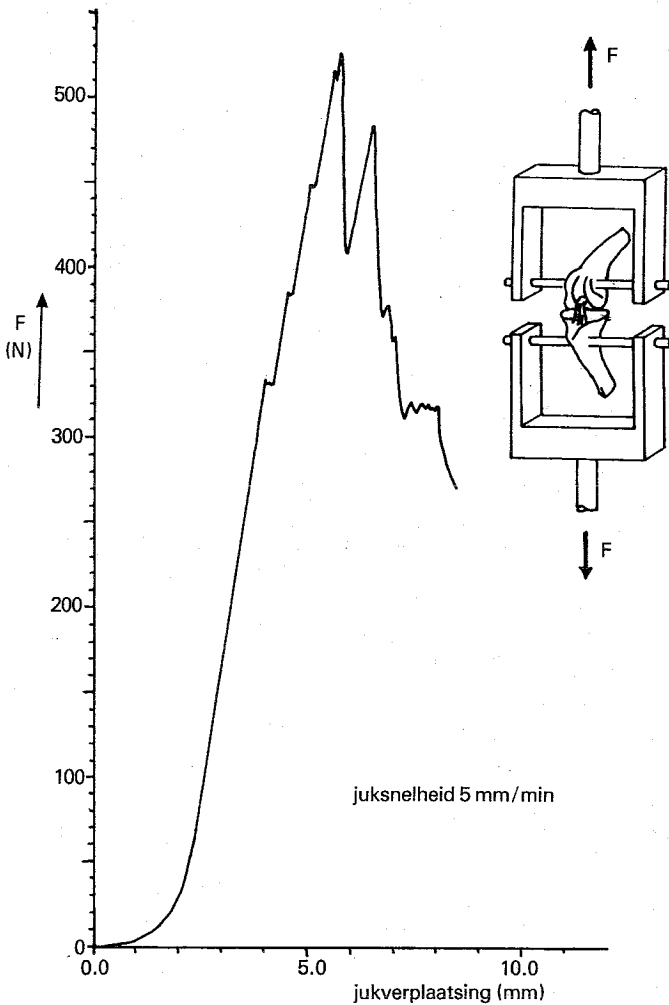
De in principe meest eenvoudige materiaalproef is de trekproef. Deze proef, al eeuwen toegepast op technische materialen, is ook veelvuldig gebruikt voor onderzoek van biologische weefsels. Een proefstuk, een pees, bot of ligament, wordt aan twee uiteinden ingeklemd en vervolgens op trek belast, eventueel tot bezwijken. De proef is snel uitvoerbaar en men krijgt direct als resultaat een kromme, die de belasting geeft als functie van de verplaatsing tussen de twee klemmen (fig. 1-3).

Pezen en ligamenten karakteriseren zich door hun parallelle vezelstructuur<sup>1</sup> van collageene vezels, gegroepeerd in bundels, en het is waarschijnlijk dat deze vezels zo lang zijn als de pees of het ligament zelf. Die collageene vezels geven het weefsel zijn sterkte. De rol van pezen en ligamenten in het bewegingsapparaat is beperkt tot het doorleiden van krachten, juist in die vezelrichting. Bij materiaalproeven is het daarom vaak voldoende het weefsel slechts in die richting te belasten. Dus bij parallelvezelige bindweefsels kan men *in principe* met trekproeven als boven aangegeven, de zogenaamde *éénassige* trekproeven, volstaan.

De trekproef is juist door haar eenvoud een uitermate krachtig hulpmiddel in het biomechanische onderzoek. De proef geeft globaal inzicht in het mechanische gedrag van een band en stelt onderzoekers in staat effecten van training, immobilisatie, revalidatie en ouderdom op de mechanische gesteldheid van een ligament te bepalen door het beproeven van een grote populatie dieren van dezelfde soort, die onder verschillende omstandigheden geleefd hebben. Bovendien wordt de trekproef gebruikt ter beoordeling van diverse kruisbandplastieken.

Het ruimtelijke verloop van de vezelstructuur in pezen als de achillespees is er één met over de volle lengte een nagenoeg gelijke gerichtheid. Bij de ligamenten van bijvoorbeeld het kniegewricht is dat niet het geval. De kruisbanden en het mediaal collaterale ligament lopen van femur naar tibia en het lateraal collaterale ligament van femur naar fibula. Deze banden verbinden botten die ten opzichte van elkaar een grote bewegingsvrijheid hebben. Omdat de verhouding tussen de gemiddelde diameter van een insertiegebied en de lengte van deze ligamenten relatief groot is, hebben bewegingen van de botten ten opzichte van elkaar een grote invloed op de momentane geometrie van het ligament. Dat bete-

1 Onder parallel dient men hier te verstaan dat vezels, als zij ergens elkaar buren zijn in het ligament of de pees, zij dat zijn over hun volle lengte.



Figuur 1-3. Trekkromme van een voorste kruisband van een hondeknie (een bot-ligament-botpreparaat) met een schets van de proefopstelling.

kent dat, afhankelijk van de stand van het gewricht, bepaalde delen van een ligament eerder belast kunnen worden en meer invloed op het mechanische gedrag van het gewricht hebben dan andere delen in die stand. Daarbij komt dat deze ligamenten op zichzelf al een ingewikkelde geometrie hebben. Bij een voorste kruisband bijvoorbeeld valt onmiddellijk de helixvormige structuur op.



Eenvoudige, éénassige trekproeven mogen dan voldoende informatie geven over het mechanische gedrag van pezen door hun eenvoudige structuur, bij ligamenten wordt onvermijdelijk het structurele aspect bij de beproeving betrokken. Het is niet voor niets, dat in de proefopstelling, geschetst in figuur 1-3, femur en tibia onder een flexiehoek van ongeveer  $45^\circ$  zijn ingeklemd: de doorsnede van de voorste kruisband wordt dan zo uniform mogelijk belast. Om de mechanische eigenschappen van dergelijke complexe structuren volledig in kaart te brengen voor verschillende flexistanden van de knie, zullen in de toekomst subtielere testmethoden ontwikkeld moeten worden. Hieraan zal onderzoek naar de relatie tussen structuur en eigenschappen vooraf moeten gaan.

### 1.3.2 Trekproeven met pezen en ligamenten

In tabel 1-1 is voor een aantal biologische en technische materialen de treksterkte gegeven. Hierbij dienen enkele kanttekeningen geplaatst te worden. De lage treksterkte van spierweefsel ten opzichte van peesmateriaal wordt gedompeerd doordat spieren een veel grotere doorsnede hebben dan hun pezen. De lage treksterkte van huid in vergelijking tot die van pezen, beide collagene bindweefsels, wordt veroorzaakt doordat pezen een parallelle vezelstructuur hebben, terwijl de vezels in de huid verdeeld zijn over alle richtingen.

Tabel 1-1. Treksterkte van enige biologische en technische materialen.

Materiaal	Gemiddelde treksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	Leeftijd (jaar)
<i>A Humaan materiaal</i>		
spieren onderste extr. (1)	0,16	20-39
spongies bot (1)	1,2	30-39
huid (thorax) (1)	15	30-49
voorste kruisband (2)	13	48-86
	38	16-26
achillespees (1)	56	20-59
pees (rattestaart) (3)	110	2
femoraal compact bot (1)	125	20-29
<i>B Technisch materiaal</i>		
constructiestaal	500	
gelegeerd staal	1000 en hoger	

1. Yamada (1973).
2. Noyes e.a. (1976), het betreft hier bot-ligament-botpreparaten.
3. Haut (1983).

Voor de grote spreiding in de treksterkte van de diverse parallelle structuren zijn de volgende verklaringen aan te voeren:

1. vanwege de geometrie van ligamenten wordt de belasting niet uniform over de doorsneden verdeeld, waardoor bepaalde vezels zwaarder belast worden en dus eerder bezwijken dan andere;
2. zowel pezen als ligamenten verschillen onderling in dichtheid (collageengehalte), 'cross-linking' van het collageen en microstructuur. Variabelen die ook bijvoorbeeld door de leeftijd beïnvloed kunnen worden.

Gedurende lange tijd was de interesse voor het bestuderen van het mechanische gedrag van pezen en ligamenten enkel gericht op de treksterkte. Nu functioneren deze weefsels nooit alleen, maar altijd als deel van een zogenaamde 'functionele eenheid'. Dat kan een ligament zijn met beide aangrenzende botdelen, maar ook een spier met haar pezen en bijbehorende botdelen. Spanningswaarden van de orde grootte van de treksterkte van het pees- of ligamentgedeelte van zo een eenheid worden nooit bereikt onder fysiologische omstandigheden en, zoals hierboven betoogd, het is zelfs de vraag of zulke waarden wel worden bereikt op het moment dat sportletsels optreden.

In figuur 1-3 is een trekkromme van een bot-ligament-botpreparaat aangegeven. Deze trekkromme is karakteristiek voor parallelvezelig collageen bindweefsel. Zij begint met een concaaf deel, een 'voetje'. Het is moeilijk het exacte beginpunt van de kromme vast te stellen, aangezien de overgang vanuit de ontspannen toestand zeer geleidelijk is. Viidik (1972) volgde het proces onder een lichtmicroscop en zag hoe de gegolfde vezelbundels in de ontspannen toestand zich geleidelijk strekten en hoe de één na de ander op spanning kwam. Dit niet-lineaire trekgedrag van de substantie is bij ligamenten daarom functioneel, omdat het enige speling in het gewricht toelaat bij een relatief lage weerstand, maar in een toenemende weerstand voorziet als de vervorming al te zeer toeneemt. Het normale, fysiologische gebied bevindt zich vooral rond dit gedeelte van de trekkromme.

Het concave gedeelte wordt gevolgd door een nagenoeg lineair deel. De vervorming van het ligament is reversibel zolang de belasting niet al te hoog is, dat wil zeggen dat het materiaal na het wegnemen van de belasting weer zijn oorspronkelijke vorm aanneemt. Het materiaal is elastisch.

Na dat lineaire gedeelte begint de trekkromme enkele 'happen' te vertonen, die erop duiden dat één of enkele bundels het begeven. Dat kan bij een insertie zijn, maar ook ergens in het midden van de bundel. Als een aantal bundels bezweken is, kan de resterende structuur de belasting niet

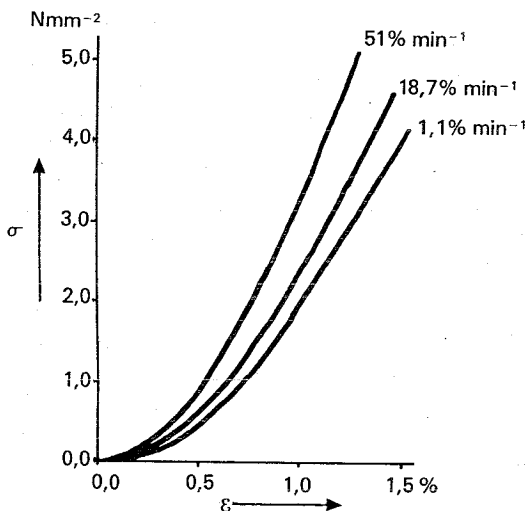
meer dragen en bij een toenemende vervorming zal een steeds lagere kracht overgebracht worden. De één na de andere bundel bezwijkt en de lage restbelasting die bij een nog grotere vervorming gevonden wordt doet niets anders dan de gebroken bundels uit elkaar schuiven (Viidik, 1972).

Vaak is het ligament of de pees tot ver in het bezwijkgebied ogenschijnlijk intact, terwijl studies met de elektronenmicroscopie aantonen, dat de collageene fibrilstructuur al in een vroeg stadium van het bezwijkproces verstoord raakt (Kennedy e.a., 1976).

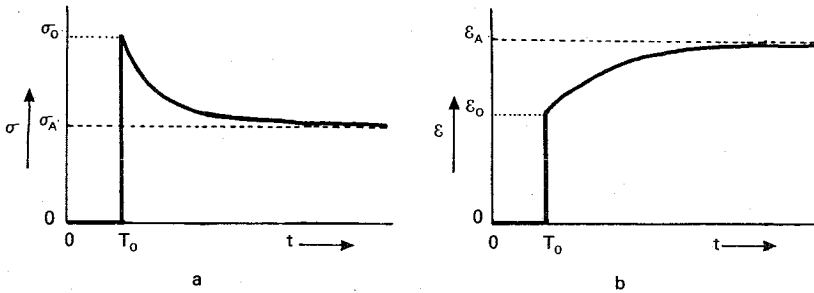
Voor het kwantificeren van een trekkromme worden enkele grootheden gebruikt, waarvan hier te vermelden:

1. *de stijfheid*: dat is de helling van het lineaire deel, in figuur 1-3 is dat de tangens van de hoek met de horizontale as,
2. *de treksterkte*: dat is de maximale kracht, die het ligament kan verdragen, en
3. *de bezwijkenergie*: de energie, die nodig was om het ligament volledig te doen bezwijken; deze is gelijk aan het oppervlak onder de trekkromme.

Het is niet zo dat één trekkromme het mechanische gedrag van het preparaat geheel vastlegt. Het is niet voor niets dat in figuur 1-3 de juksnelheid is aangegeven: spannings-tek-gedrag van collageen weefsel is reksnelheid-afhankelijk. Bij toenemende reksnelheid wordt de trekkromme steiler, het ligament stijver (fig. 1-4). Dit duidt op een viskeuze compo-



Figuur 1-4. Invloed van de reksnelheid op de trekkromme (naar Haut en Little, 1972).



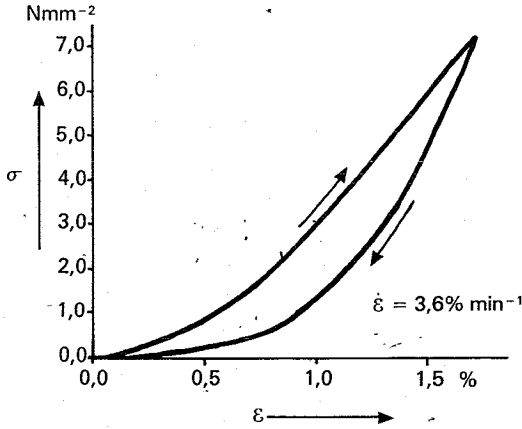
Figuur 1-5.

- a. Schematisch het spanningsverloop bij een relaxatieproef.
- b. Schematisch het verloop van de rek bij een kruipproef.

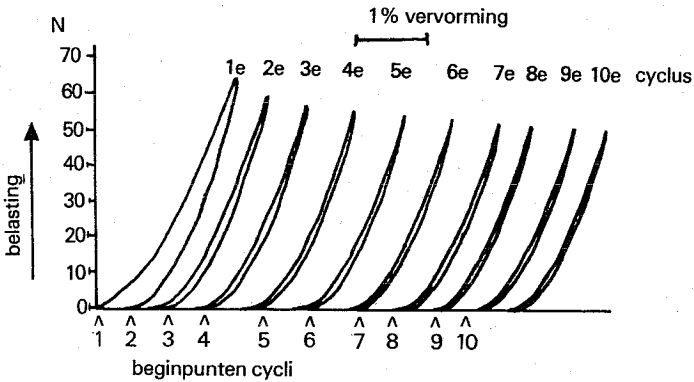
ment in het weefsel, naast een elastische. Dit kan ook aangetoond worden door relaxatie en kruipproeven (fig. 1-5). Bij relaxatieproeven brengt men het weefsel plotseling op een bepaalde rek en bekijkt men het verloop van de overgebrachte belasting gedurende de erop volgende tijd. Deze neemt bij visco-elastisch materiaal eerst snel en dan steeds langzamer af. Bij kruipproeven legt men het materiaal plotseling een belasting op en volgt het verloop van de vervorming. Deze blijkt bij visco-elastisch materiaal wederom eerst snel en daarna steeds langzamer toe te nemen. De snelheid waarmee het materiaal in deze proeven naar een stationaire belasting respectievelijk rek toekruipt, zegt iets over de kwantitatieve bijdrage van de viskeuze component.

Het visco-elastische gedrag komt ook op een andere manier tot uiting: stopt men een trekproef, met een bepaalde reksnelheid, op een willekeurig punt nog voor er iets bezwaken is en gaat men met dezelfde snelheid weer terug naar de onbelaste toestand, dan blijkt de trekkromme een andere weg terug te volgen en wel zo, dat de belasting als het ware achter blijft (fig. 1-6). Het optreden van zo een 'lus' heet *hysteresis*; in figuur 1-6 geeft het oppervlak binnen die lus de energie weer, die in het materiaal verloren is gegaan via waterverplaatsing en omzetting in warmte. Zo een hysteresis-lus komt ook in technische materialen voor, zoals kunststof.

Bij het herhalen van deze cyclus blijkt dat collageen weefsel ook onomkeerbare componenten in het materiaalgedrag heeft: de nieuwe trekkromme ligt onder de vorige, de belasting bij gelijke vervorming ligt lager en de gedissipeerde energie is minder (fig. 1-7). Na een aantal van deze cycli bereikt het materiaalgedrag echter een stationaire fase: de resultaten van de erop volgende cycli worden reproduceerbaar. Doet men dan relaxatie- of kruipproeven, dan blijken zowel de relaxatie als de



Figuur 1-6. Een voorbeeld van een hystereselus (naar Haut en Little, 1972).



Figuur 1-7. Een voorbeeld van preconditioneren (naar Woo e.a., 1983).

kruip afgenomen te zijn. Dit verschijnsel heeft een belangrijke experimentele implicatie: bij mechanische experimenten worden preparaten vaak gepreconditioneerd, dat wil zeggen dat ze voor de aanvang van het feitelijke experiment aan een aantal belastingscycli worden onderworpen, omdat de analyse van diverse materiaalparameters herhaalde en reproduceerbare experimenten vereist aan hetzelfde specimen. Het preconditioneringsverschijnsel heeft ook een praktische, functionele implicatie: door de geringere kruip en relaxatie in de stationaire fase wordt de activiteit van het bewegingsapparaat beter beheersbaar. Het zou dus wel eens kunnen zijn (Viidik, 1980) dat een belangrijk gevolg van rekoeffe-

ningen in de 'warming up' van atleten preconditionering van pezen en ligamenten is, waardoor het bewegingsapparaat beter onder controle te houden is. Hierbij moet opgemerkt worden dat *in vivo* het materiaal na verloop van tijd terugkeert in zijn initiële staat.

Een ander belangrijk fenomeen is dat ook de treksterkte en de bezwijkenergie van bot-ligament-botpreparaten met de belastingssnelheid toenemen. Ook blijkt de bezwijkvorm snelheidsafhankelijk te zijn.

Bij trekproeven aan deze preparaten worden drie verschillende bezwijkvormen onderscheiden: bezwijken van de insertie waarbij kleine of grote botfragmenten afbreken, bezwijken van de bot-ligamentverbinding zonder dat er botdeeltjes afbreken en bezwijken van de vezels in de ligamentsubstantie zelf. Noyes e.a. (1974a) vinden bij lage belastingssnelheden een relatief groot aantal falende inserties. Nu is bekend (Noyes e.a., 1974a), dat ook bot bij hoge belastingssnelheden stijver en sterker wordt en zij vonden dan ook dat het bij hogere belastingssnelheden steeds vaker voorkomt dat de ligamentsubstantie zelf bij het bezwijken betrokken wordt, doordat prematuur falen van het bot uitblijft.

## 1.4 De invloed van leeftijd, training en immobilisatie

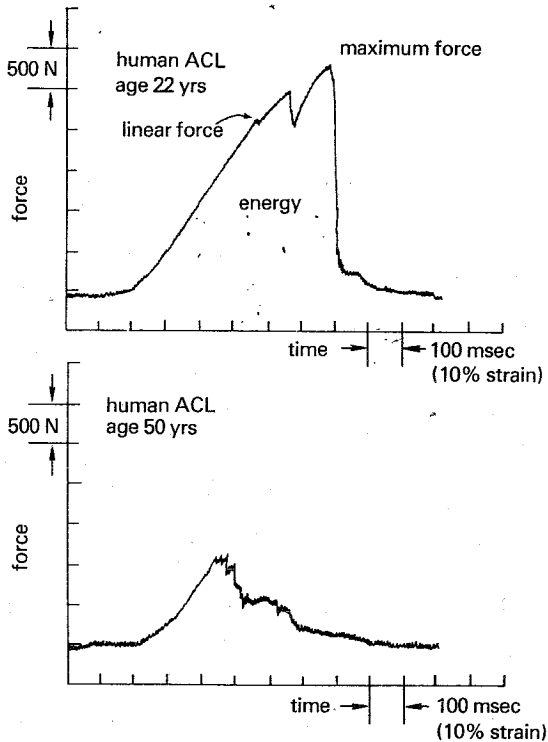
### 1.4.1 De invloed van de leeftijd

Noyes en Grood (1976) vonden een significante afname van stijfheid, sterkte en bezwijkenergie bij een toename van de leeftijd (fig. 1-8). Bovendien bleek, naarmate de leeftijd toenam, losscheuren van de aanhechting met afsplinteren van bot als bezwijkvorm vaker voor te komen. Uit histologisch onderzoek van deze bezweken inserties bleek dat daar botresorptie had plaatsgevonden. Het is bekend dat bij oudere mensen de botmassa afneemt.

### 1.4.2 De invloed van training, immobilisatie en revalidatie

Om de invloed van het fysiologisch verleden van het organisme op de mechanische eigenschappen van bepaalde structuren vast te kunnen stellen, hebben diverse onderzoekers twee of meerdere populaties in beginsel identieke proefdieren aan verschillende trainings- en immobilisatieprogramma's onderworpen, of bij een serie proefdieren linker en rechter ledematen verschillend behandeld.

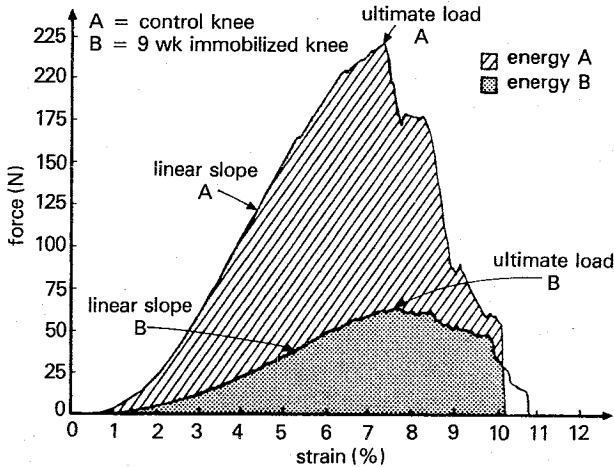
Woo e.a. (1982) onderzochten de invloed van immobilisatie op de knie-



Figuur 1-8. Twee typische trekkrommen voor een voorste kruisbandpreparaat ter illustratie van de invloed van de leeftijd (ontleend aan Noyes en Grood, 1976).

ligamenten van konijnen. Na negen weken volledige immobilisatie van steeds één knie per konijn door een fixatie van femur en tibia met een botpen waren stijfheid, sterkte en bezwijkenergie van het mediale, collaterale ligament maar liefst tweederde lager vergeleken met de andere, niet geïmmobiliseerde knie. In figuur 1-9 zijn twee exemplarische trek-krommen gegeven. De verandering van de mechanische eigenschappen is echter niet toe te schrijven aan atrofie: de massa van het ligament was nauwelijks afgenomen. Het was een vermindering van de kwaliteit van het weefsel: het blijkt dat collageen door die immobilisatie een meer chaotische structuur krijgt (Akeson e.a., 1980).

Woo e.a. (1982) onderzochten ook de invloed van training en wel op de eigenschappen van de voetflexor- en extensorpezen van varkens. Na drie maanden leek de training geen enkel effect gehad te hebben, maar na een zeer langdurige training van twaalf maanden waren de massa en treksterkte enigszins toegenomen.



Figuur 1-9. Typische trekkrommen van de mediale, collaterale ligamenten van de normale en geïmmobiliseerde knie van hetzelfde konijn (ontleend aan Woo e.a., 1982).

Van belang in dit kader zijn ook de experimenten van Noyes e.a. (1974b) die naast effecten van immobilisatie en training *na* immobilisatie ook het effect van oefeningen met een niet geïmmobiliseerd lichaamsdeel op een wel geïmmobiliseerd lichaamsdeel hebben onderzocht. Zij onderzochten de knieën van de volgende vier groepen rhesusapen:

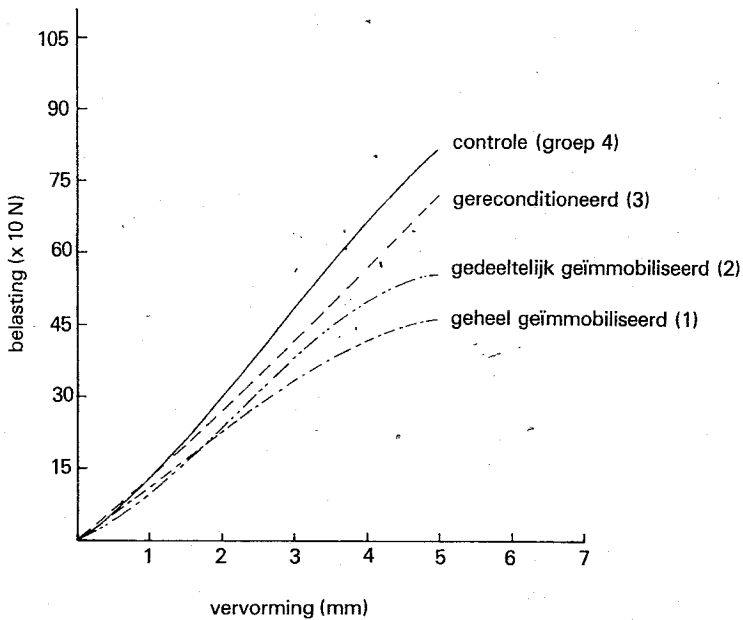
1. een acht weken geheel in gips geïmmobiliseerde groep,
2. een acht weken gedeeltelijk geïmmobiliseerde groep met één geïmmobiliseerde en één getrainde knie,
3. een acht weken geheel geïmmobiliseerde en nadien vijf maanden gereconditioneerde groep, en
4. een controlegroep.

Bij de geheel geïmmobiliseerde groep (1) verminderden stijfheid, sterkte en faalenergie snel en drastisch. Hoe het eerste gedeelte van de trek-kromme veranderd was is aangegeven in figuur 1-10.

Gedeeltelijke immobilisatie (groep 2) bleek nagenoeg dezelfde gevolgen te hebben, waarbij nog opgemerkt moet worden dat er bij deze groep geen significant verschil gevonden werd tussen de geïmmobiliseerde en de getrainde knieën. In figuur 1-10 is voor deze groep dan ook maar één trekkromme getekend.

Uit de gereconditioneerde groep (3) bleek hoeveel tijd het kostte om na immobilisatie de parameters stijfheid, sterkte en faalenergie weer te verhogen: na vijf maanden intensieve training hadden zij de waarde van de controlegroep nog niet bereikt.

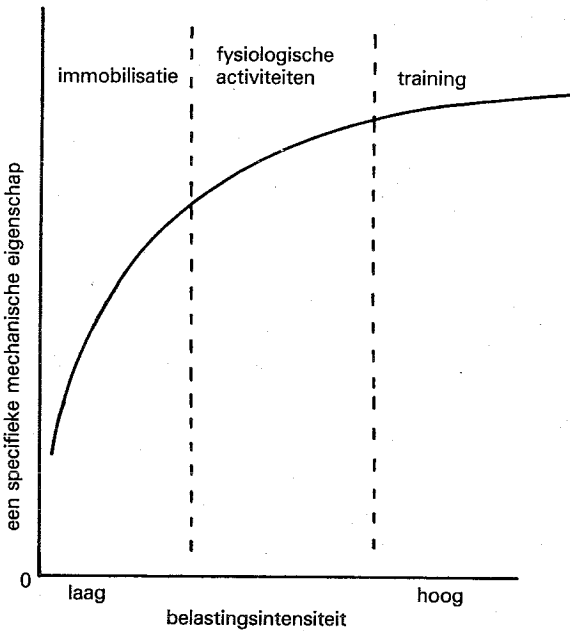




Figuur 1-10. Trekkrommen van voorste kruisbanden, berekend op basis van de specimina per groep rhesusapen (ontleend aan Noyes e.a., 1974b).

Op basis van hun resultaten poneren Woo e.a. (1982) de volgende hypothese met betrekking tot de homeostatische respons van pezen en ligamenten op de belastingsintensiteit, namelijk dat deze weergegeven kan worden met een sterk niet-lineaire curve (fig. 1-11): horizontaal is de belastingsintensiteit uitgezet en verticaal een bepaalde mechanische parameter, dat kan de stijfheid, de sterkte, de faalenergie of de massa zijn. De betreffende parameter zal *uiteindelijk* slechts weinig toenemen bij training in vergelijking met de fysiologische belastingsintensiteit; uiteindelijk, omdat de figuur niets zegt over de snelheid waarmee een parameter verandert. Maar uit de aangehaalde experimenten is duidelijk geworden dat men slechts zeer langzaam de homeostatische waarde van een parameter bereikt van een belastingsintensiteit, die hoger is dan voorheen.

Is de belastingsintensiteit lager dan de fysiologische, dan is de homeostatische waarde van de parameter juist erg gevoelig voor de waarde van die belastingsintensiteit, in die zin dat een kleine vermindering van de belastingen sterke, negatieve gevolgen heeft voor die mechanische parameter.



Figuur 1-11. Een door Woo e.a. (1982) voorgestelde niet-lineaire kromme, die de homeostatische respons voorstelt van zachte bindweefsels op de belastingintensiteit; langs de verticale as is een bepaalde mechanische eigenschap (stijfheid, treksterkte, bezwijkenergie) uitgezet.

Over de snelheid waarmee de parameter zijn homeostatische waarde bereikt, kan men zeggen dat bij een verhoging van de belastingintensiteit de parameter slechts langzaam verandert, bij een verlaging daarentegen snel.

## 1.5 Conclusies

Allereerst moet vermeld worden dat de biomechanica door middel van bewegingsstudies de uitwendige belastingen op het bewegingsapparaat kan afschatten en diverse situaties met elkaar kan vergelijken. Een belangrijke bijdrage zou kunnen zijn vast te stellen met welke middelen (schoeisel, bewegingstechniek, ondergrond) deze belastingen te reduceren zijn. Dit is vooral van belang ter voorkoming van vermoeings- en overbelastingsletsels.

Vervolgens kunnen door een aantal modelmatige aannames te doen de optredende belastingen in pezen, banden en botten afgeschat worden. Deze kunnen dan vergeleken worden met resultaten die uit een andere tak van de biomechanica verkregen worden: het onderzoek naar het mechanische gedrag van biologische materialen. Dit onderzoek heeft een aantal punten duidelijk naar voren gebracht:

I Het is mogelijk dat de rekoefeningen bij de warming up voor het sporten de beheersbaarheid van de bewegingen vergroten, doordat het viskeuze gedrag van de ligamenten en pezen verminderd wordt.

II De stijfheid van de ligamenten alsook de treksterkte en faalenergie kunnen beduidend afnemen met de leeftijd – althans bij volgroeide mensen.

III Immobilisatie kan snel en drastisch de mechanische parameters als stijfheid, sterkte en faalenergie verslechteren.

Er is daarna veel tijd nodig door training de oorspronkelijke toestand terug te krijgen.

Het oefenen van niet-geïmmobiliseerde lichaamsdelen als een biologische stimulering van een bepaald geïmmobiliseerd lichaamsdeel heeft maar een heel beperkt positief effect op de mechanische eigenschappen daarvan.

IV Wil men door training een verbetering van de mechanische eigenschappen krijgen, dan kost dat – zeker vergeleken bij de verandering die immobilisatie tot gevolg heeft – veel tijd.

## Literatuur

Voor verdere studie wordt naar het boek 'Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates' verwezen, waarvan met name de bijdragen van Roesler, Nigg, Baumann en Stucke, en Viidik; de eerste drie in verband met sportletsels, de laatste vanwege het materiaalgedrag van zachte bindweefsels. Voor het mechanische gedrag van ligamenten en pezen en de invloed van training en immobilisatie daarop, wordt verwezen naar de overzichtsartikelen van Noyes e.a. (1984) en Woo (1985).

## Referenties

- Akeson WH, Amiel D, Woo SL-Y. Immobility effects on synovial joints, the pathomechanics of joint contracture. *Biorheology* 1980; 17: 95-110.
- Baumann W, Stucke H. Sportspezifische Belastungen aus der Sicht der Biomechanik. In: Cotta H, Krahl H, Steinbrück K, eds. *Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates*. Stuttgart: Thieme Verlag, 1980: 55-64.
- Haut RC, Little RW. A constitutive equation for collagen fibers. *J Biomechanics* 1972; 5: 423-30.

- Haut RC. Age-dependent influence of strain-rate on the tensile failure of rat-tail tendon. *J Biomech Engrg* 1983; 105: 296-9.
- Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuk KD. Tension studies of human knee ligaments. *J Bone Jt Surg* 1976; 58-A: 350-5.
- Nigg BM. Biomechanische Ueberlegungen zur Belastung des Bewegungsapparates. In: Cotta H, Krahl H, Steinbrück K, eds. *Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates*. Stuttgart: Thieme Verlag, 1980: 44-54.
- Nigg BM, Denoth J, Neukomm PA. Quantifying the load on the human body: problems and some possible solutions. In: Morecki A ea, eds. *Biomechanics VII-B*. Baltimore: Univ Park Press, 1981: 88-99.
- Nigg BM, Luethi S, Segesser B, Stacoff A, Guidon HW, Schneider A. Sportschuhkorrekturen. *Z Orthop* 1982; 120: 34-9.
- Noyes FR, DeLucas JL, Torvik PJ. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strainrate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Jt Surg* 1974a; 56-A: 236-52.
- Noyes FR, Torvik PJ, Hyde WB, DeLucas JL. Biomechanics of ligament failure II: an analysis of immobilization, exercise, and reconditioning effects in primates. *J Bone Jt Surg* 1974b; 56-A: 1406-18.
- Noyes FR, Grood ES. The strength of anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone Jt Surg* 1976; 58-A: 1074-82.
- Noyes FR, Keller CS, Grood ES, Butler DL. Advances in the understanding of knee ligament injury, repair, and rehabilitation. *Med and Science in Sports and Exercise* 1984; 16: 427-43.
- Roesler H. Biomechanische Abschätzung der Belastung von Achillessehnen bei Sprungen. In: Cotta H, Krahl H, Steinbrück K, eds. *Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates*. Stuttgart: Thieme Verlag, 1980: 72-80.
- Viidik A. Simultaneous mechanical and light microscopic studies of collagen fibers. *Z Anat Entwickl-Gesch* 1972; 136: 204-12.
- Viidik A. Elastomechanik biologischer Gewebe. In: Cotta H, Krahl H, Steinbrück K, eds. *Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates*. Stuttgart: Thieme Verlag, 1980: 124-36.
- Wilhelm K. Die statische und dynamische Belastbarkeit der Achillessehne. *Res exp Med* 1972; 157: 221-3.
- Wilhelm K, Steger ER, Schmidt GP. Eine neue Versuchsanordnung zur Belastbarkeitsprüfung von Achillessehnen. *Res exp Med* 1973; 160: 80-8.
- Woo SL-Y, Gomez MA, Woo Y-K, Akeson WH. Mechanical properties of tendons and ligaments II: The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. *Biorheology* 1982; 19: 397-408.
- Woo SL-Y ea. Measurement of mechanical properties of ligament substance from a bone-ligament-bone preparation. *J Orthop Res* 1983; 1: 22-9.
- Woo SL-Y. Functional adaptation and homeostasis of bone, tendons and ligaments. In: Perren SM, Schneider E, eds. *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*. Dordrecht: Martinus Nijhoff, 1985: 73-84.
- Yamada H. *Strength of biological materials*. Huntington: Robert E. Krieger Publishing Co., 1973.
- Zernicke RF, Garhammer J, Jobe FW. Human patellar-tendon rupture. *J Bone Jt Surg* 1977; 59-A: 179-83.