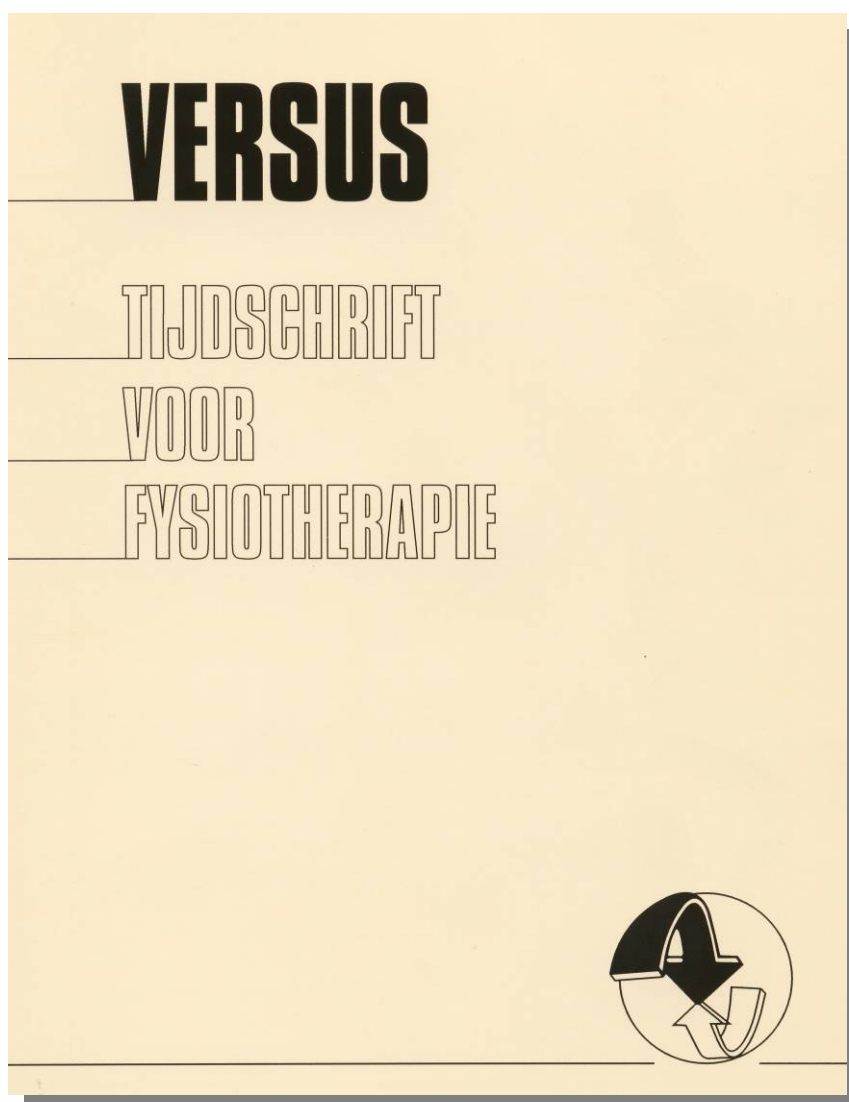




Auteur(s): C. Riezebos, A. Lagerberg, D. Kistemaker.
Titel: Het functiegestoorde gewricht
Jaargang: 15
Jaartal: 1997
Nummer: 4
Oorspronkelijke paginanummers: 175 - 214

Deze online uitgave mag, onder duidelijke bronvermelding, vrij gebruikt worden voor (para) medische, informatieve en educatieve doeleinden en ander niet commercieel gebruik.

Zonder kosten te downloaden van: www.versus.nl



Theoretisch bezien

HET FUNCTIEGESTOORDE GEWRICHT

C. Riezebos
A. Lagerberg
D. Kistemaker

*Chris Riezebos, Vakgroep Beweging & Analyse, opleiding
Bewegingstechnologie Haagse Hogeschool,
Aad Lagerberg, Vakgroep Beweging & Analyse, opleiding
Bewegingstechnologie Haagse Hogeschool,
Fysiotherapeut Drechtsteden Ziekenhuis Dordrecht,
Dinant Kistemaker, Bewegingstechnoloog, Den Haag.*

Inleiding

Er lijkt een belangrijke koppeling te bestaan tussen de functies welke ligamenten uitoefenen bij de sturing van de gewrichtsbeweging en het handhaven van het krachterevenwicht in het gewricht.

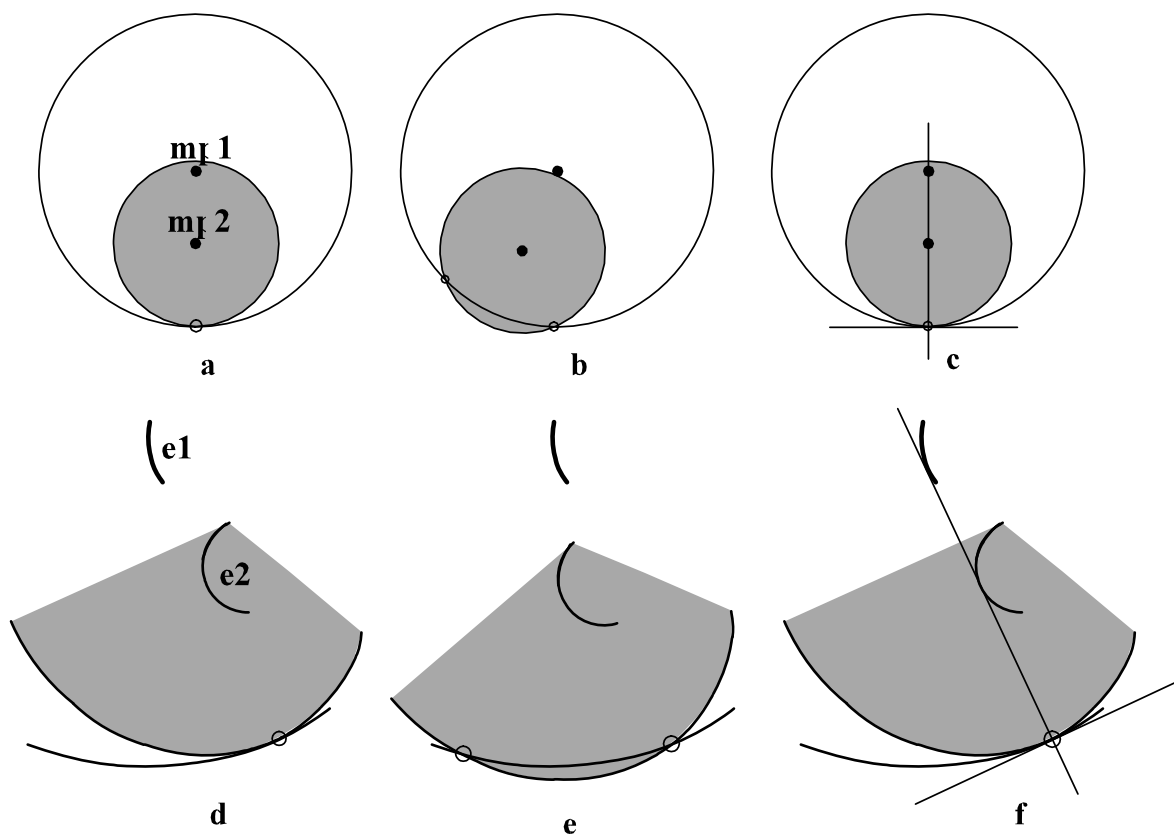
Al eens eerder is in dit tijdschrift gewezen op het grote belang van het "richten van de reactiekracht" in het gewricht⁽¹⁷⁾. Bij iedere belastingssituatie moet de reactiekracht loodrecht op de gewrichtsprofielen staan (beter gezegd: de reactiekracht moet loodrecht staan op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt). Aan deze dwingende eis wordt in de literatuur naar onze mening veel te weinig aandacht besteed.

In dit artikel wordt de wijze waarop ligamenten de gewrichtsbeweging sturen en tegelijkertijd zorgen voor het krachterevenwicht besproken.

Het praktische belang hiervan voor de fysiotherapeut wordt duidelijk bij de beschouwing van het functiegestoorde gewricht. Gepoogd wordt de principes van het herstel van de gewrichtsfunctie door arthrokinematische mobilisatietechnieken te verduidelijken.

De ligging van kromtemiddelpunten in het gewricht

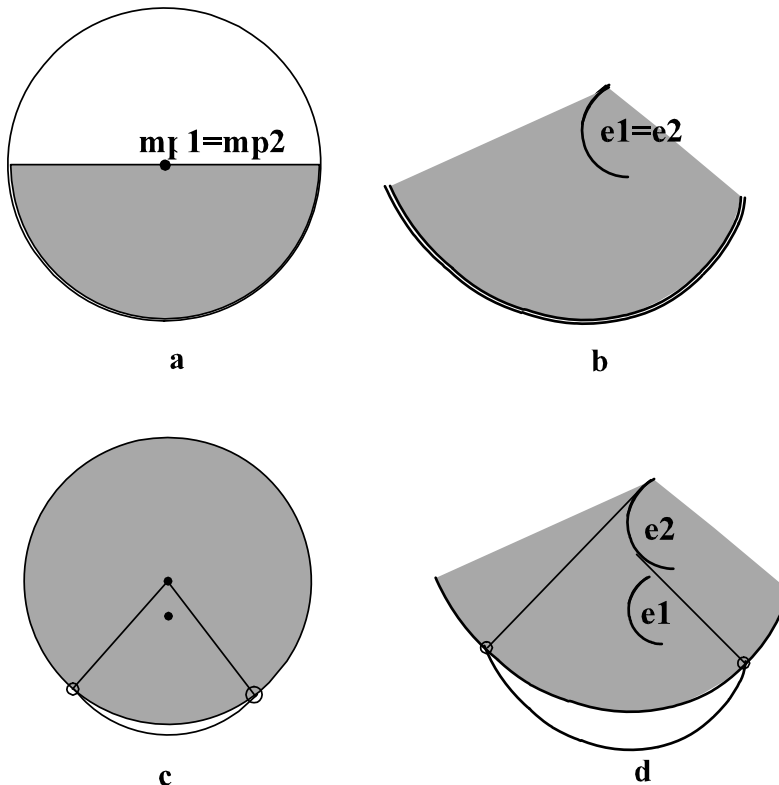
Het bewegen van gewrichtsprofielen ten opzichte van elkaar wordt in hoge mate gedictieerd door basale kinematische wetmatigheden. In figuur 1a wordt dit verduidelijkt met behulp van twee cirkelsegmenten, welke model staan voor gewrichtsprofielen. In eerste instantie wordt gebruik gemaakt van een convex profiel (de gewrichtskop) geplaatst op een concaaf profiel (de gewrichtskom), waarvan de kromtestraal groter is dan die van de kop. Indien deze twee profielen op elkaar worden geplaatst blijkt dat zij slechts één punt met elkaar gemeenschappelijk hebben (het contactpunt).



Figuur 1.

- a Twee cirkelvormige profielen raken elkaar in het contactpunt.
- b Twee cirkelvormige profielen snijden elkaar.
- c Bij het raken van twee cirkels is er sprake van een gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt. De middelpunten van de beide cirkels liggen op een loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt.
- d Twee profielen met een verlopende kromtestraal raken elkaar in het contactpunt
- e Twee profielen met een verlopende kromtestraal snijden elkaar.
- f Bij het raken van profielen met een verlopende kromtestraal is er sprake van een gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt. De middelpunten van de beide cirkels liggen op een loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt. Deze loodlijn raakt aan de evolutes van kop en kom.

De twee cirkeldelen *raken* elkaar in het contactpunt. Een andere mogelijkheid zou zijn dat de twee cirkeldelen elkaar *snijden* in het contactpunt (figuur 1b). Zoals uit de tekening blijkt leidt dit onvermijdelijk tot het ontstaan van een tweede snijpunt. Deze mogelijkheid laten we echter buiten beschouwing aangezien dit zou leiden tot een situatie waarbij de kop dóór de kom heen zou moeten dringen. In figuur 1a is er in het contactpunt sprake van een gemeenschappelijke raaklijn. Aangezien de straal en de raaklijn van een cirkel in het raakpunt altijd loodrecht op elkaar staan, moeten de middelpunten van de beide cirkels (mp1 en mp2) die elkaar raken in het contactpunt, beide liggen op de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt (figuur 1c). Deze wetmatigheden gelden voor alle gekromde profielen. In figuur 1d worden twee profielen met een *verlopende kromtestraal* getoond. Een dergelijk verlopende kromming wordt ook bij gewrichtsprofielen aangetroffen. De verzameling van kromtemiddelpunten wordt in dat geval de *evolute* genoemd. De evolute van de kom (e1) ligt verder van het contactpunt af dan de evolute van de kop (e2). Hieruit is af te leiden dat de kom in het contactpunt opnieuw minder sterk gekromd is. In figuur 1d raken de profielen elkaar in het contactpunt. Figuur 1e toont de situatie die zou ontstaan bij het snijden van de profielen in het contactpunt. De kop zou door de kom heen moeten dringen. Ook bij vormgevingen met veranderende kromtestralen geldt dus dat er - bij iedere gewrichtsstand - in het contactpunt sprake is van een gemeenschappelijke raaklijn aan de profielen. Analooch aan de situatie bij de cirkelvormige profielen zijn ook hier op de loodlijn op deze raaklijn de kromtemiddelpunten van de betreffende profieldelen gelegen. Vandaar ook dat *de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt, raakt aan de evolutes van kop en kom* (figuur 1f).



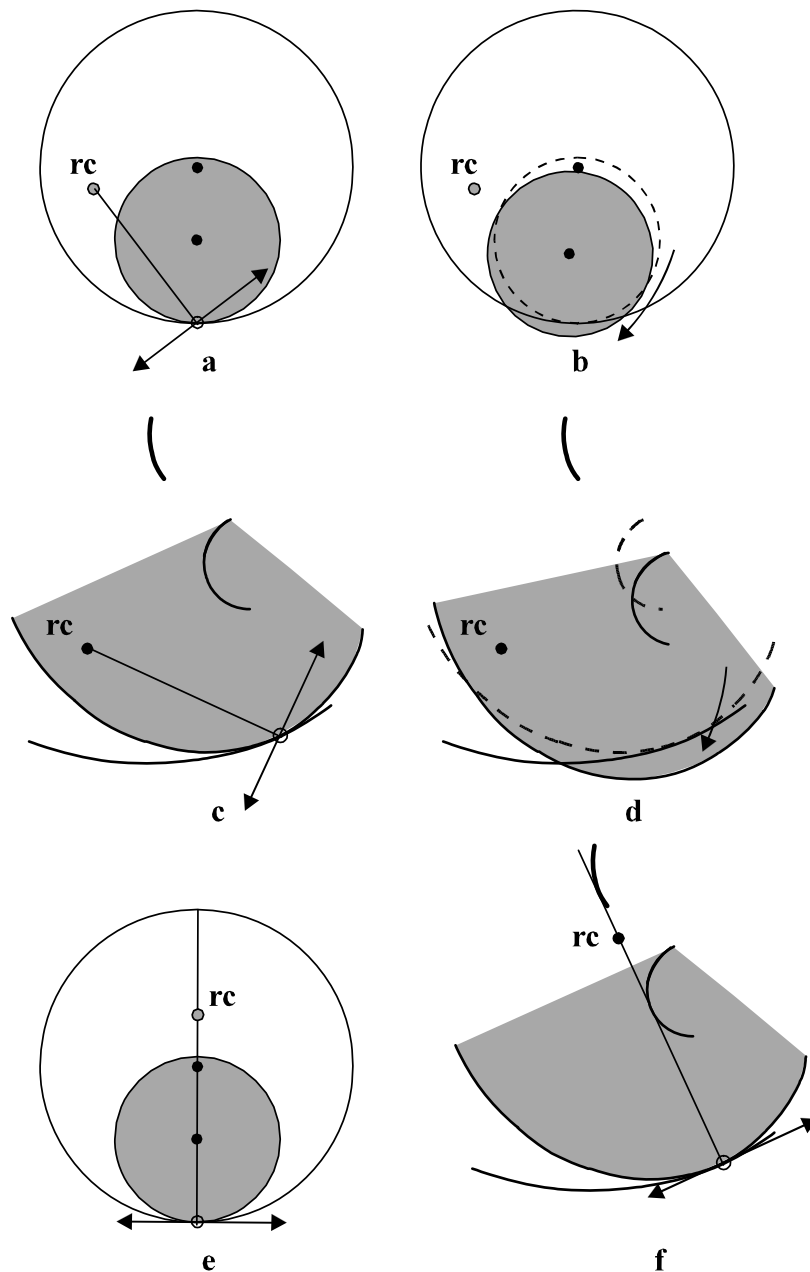
Figuur 2
 a en b Congruente profielen.
 c en d Kontakten tussen convex en
 concaaf indien het concave profiel
 sterker gekromd is.

In bovenstaande bespreking werd een sterker gekromde kop op een minder sterk gekromde kom gezet. Indien beide profielen precies gelijk gekromd zijn (congruent) maken zij niet in een punt, maar over hun totale lengte contact met elkaar. De kromtemiddelpunten van beide profielen vallen onder dergelijke omstandigheden samen. In figuur 2a en b wordt dit getoond. De middelpunten van de cirkels in figuur a en de evolutes van de profielen in figuur b vallen nu samen. Ook nu geldt weer dat in elk punt waar de beide profielen in contact zijn met elkaar een gemeenschappelijke raaklijn bestaat. Een principeel andere situatie is die waarbij een sterk gekromde kom in contact komt

met een minder sterk gekromde kop. Figuur 2c en d tonen dergelijke situaties. Het convexe profiel maakt nu contact met de kraakbeengrenzen van de kom. In dergelijke eindpunten van een profiel verliest de term raaklijn zijn betekenis. De richting van een raaklijn in een punt van een kromme wordt bepaald door het verloop van de kromme vóór en ná het betreffende punt. In het punt aan het uiteinde van een kromme kan derhalve elke lijn als rakend worden beschouwd. In een werkelijk gewricht zal de weergegeven situatie niet kunnen bestaan aangezien de kop op geen enkele manier ooit in contact kan komen met andere delen van de kom dan de twee uiterste kraakbeengrenzen. Wij geloven niet dat de natuur kraakbeen aanlegt op plaatsen waar nooit contact wordt gemaakt met het andere profiel.

De ligging van draaipunten in het gewricht

In figuur 3a worden de twee cirkels die elkaar raken in het contactpunt nogmaals getoond. Tevens is een willekeurig draaipunt weergegeven (r_c). Bij rotatie van de kop om dit punt zullen alle delen van de kop cirkelbanen beschrijven met dit rotatiecentrum als middelpunt. We concentreren ons even op de verplaatsing van het punt van de kop dat in de startpositie in contact is met de kom. De momentane verplaatsingsrichting van dit punt is tangentieel aan de cirkelbaan vanuit het rotatiecentrum. Anders gezegd: de verplaatsingsrichting staat loodrecht op de straal van deze cirkelbaan. In figuur 3a is deze verplaatsingsrichting weergegeven. Afhankelijk van de richting van de rotatie zal het punt dat momenteel in contact is met de kom door de kom heen of van de kom af bewegen (figuur 3b). In de figuren 3c en d wordt een soortgelijke rotatie uitgevoerd met twee profielen met een verlopende kromtestraal. Dergelijke situaties komen in ongestoord functionerende gewrichten niet voor. De gewenste verplaatsingsrichting in het contactpunt is natuurlijk *langs* de profielen oftewel in de richting van de momentane gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt. Deze verplaatsing is uitsluitend mogelijk indien het momentane rotatiecentrum ligt op een lijn loodrecht op deze momentane raaklijn (figuur 3e en f). *De loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het momentane contactpunt vormt dus de verzameling van alle mogelijke momentane draaipunten van het gewricht.* Op elk moment van de gewrichtsbeweging dient het draaipunt op deze lijn te liggen. Een ligging van een draaipunt buiten deze loodlijn leidt onvermijdelijk tot het verlies van contact of het door elkaar heen drukken van de profielen.



Figuur 3

a t m d Bij een ligging van het draaipunt buiten de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn, bewegen de profielen door elkaar heen of van elkaar af.

e en f Bij een ligging van het draaipunt op de genoemde loodlijn bewegen de profielen ten opzichte van elkaar in de richting van de momentane raaklijn.

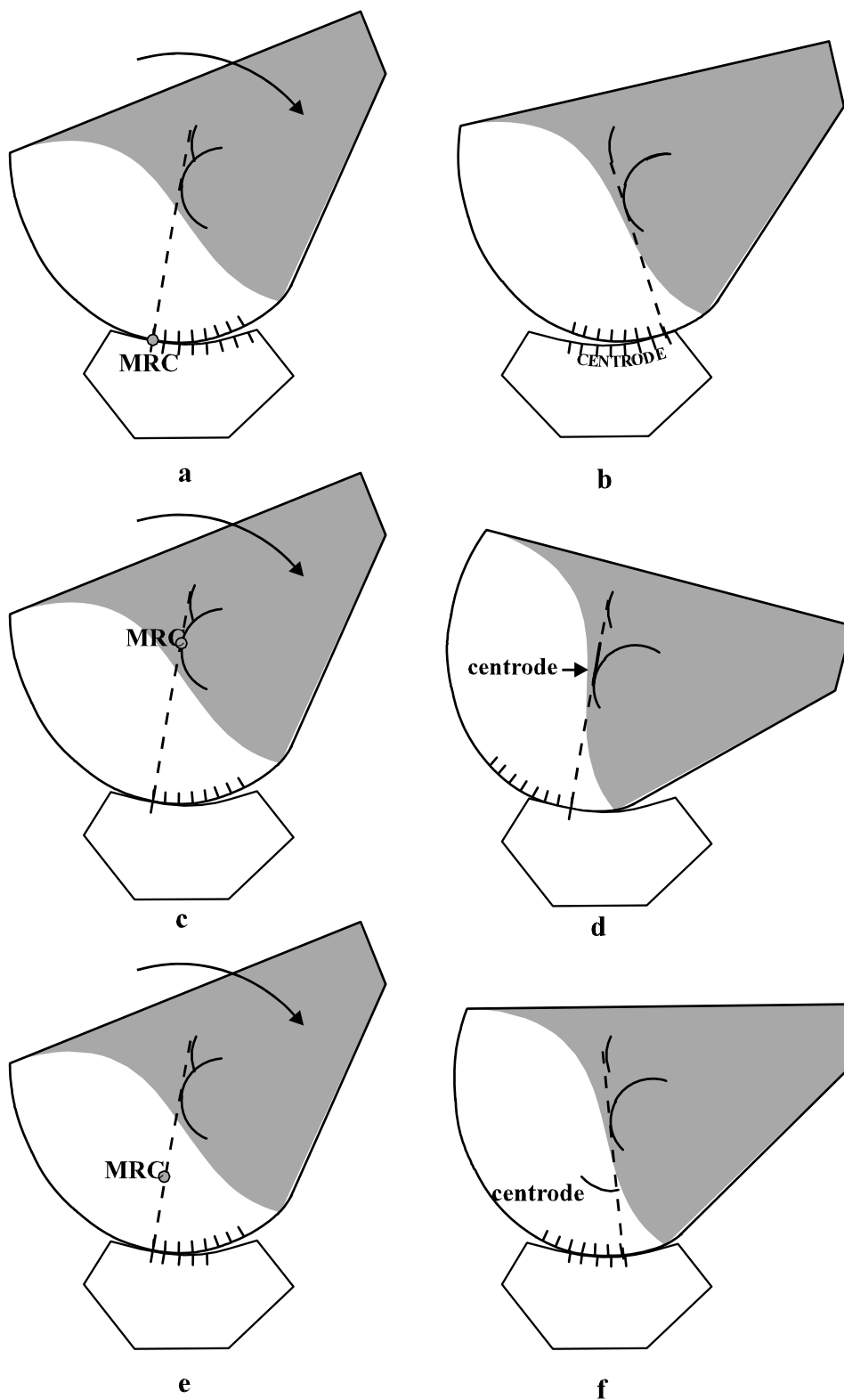
Draaipuntsligging en profielverhouding

Afhankelijk van de exacte ligging van het draaipunt op de genoemde loodlijn zullen de profielen in een bepaalde verhouding langs elkaar verplaatsen. Het valt buiten het kader van dit artikel om alle denkbare posities van het draaipunt op de momentane loodlijn te bespreken. De geïnteresseerde lezer verwijzen wij voor deze materie naar het voortreffelijke boek van Harry Oonk ⁽¹⁵⁾. Wij volstaan hier met het bespreken van slechts drie posities van het momentane rotatiecentrum, welke van belang zijn voor het verdere betoog. Bij een ligging van het momentane draaipunt in het contactpunt, rollen de profielen over elkaar af. Het continue verplaatsende contactpunt vormt hierbij steeds het momentane draaipunt. Bij een rollende beweging is er dus sprake van een *verzameling draaipunten, de centrode of polode*. Bij het rollen van een kop over een kom wordt de centrode gevormd door het concave profiel. (figuur 4a en b). Bij een rollende beweging is de afgelegde weg op de kop gelijk aan de afgelegde weg op de kom. Gewrichten die rollend bewegen moeten dien

tengevolge een kop en kom met gelijke profiellengten bezitten. Indien het momentane draaipunt samenvalt met het kromtemiddelpunt van de kop is er sprake van een slippende beweging (figuur 4c en d). Het convexe profiel komt hierbij in contact met steeds hetzelfde punt van het concave profiel. De afgelegde weg op de kom is dus nul. Gedurende de gehele beweging blijft dezelfde loodlijn op de momentane raaklijn in het contactpunt bestaan. In het geval van cirkelvormige profielen is er bij deze beweging sprake van een rotatiecentrum dat niet van plaats verandert (het middelpunt van convex). *Bij het slippen van profielen met een verlopende kromtestraal moeten er wél verlopende assen zijn*. Er is immers sprake van een *serie* kromtemiddelpunten. Een slippende beweging speelt zich dus ook af om steeds wisselende kromtemiddelpunten. De centrode valt hierbij samen met de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt. Indien gewrichten werkelijk slippend zouden bewegen zou de gewrichtskom uit slechts één enkel punt moeten bestaan.

Bij draaipuntsliggingen tussen enerzijds het contactpunt en anderzijds het kromtemiddelpunt van convex, is er sprake van een zodanig verplaatsen van de profielen dat de afgelegde weg op convex

groter is dan de afgelegde weg op concaaf (figuur 4e en f). Bij dit type bewegingsgedrag passen gewrichten met een grote kop welke articuleert met een relatief kleine kom. Van dergelijke gewrichten zijn veel voorbeelden te vinden (schouder, heup, knie, enkel, vingergewrichten, enz.).



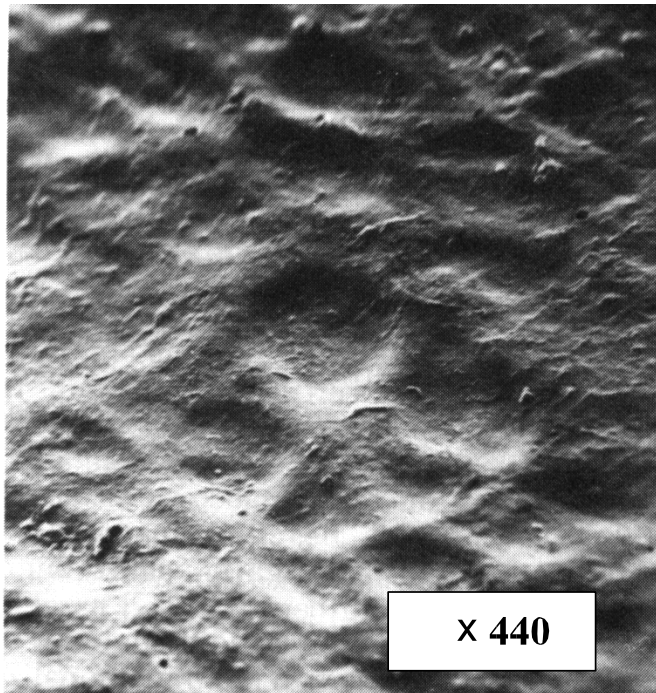
Figuur 4
a en b Afgelegde weg op de profielen en draaipuntsligging bij het rollen van de kop ten opzichte van de kom.
c en d Afgelegde weg op de profielen en draaipuntsligging bij het slippen van de kop ten opzichte van de kom.
e en f Afgelegde weg op de profielen en draaipuntsligging bij een centrode tussen het contactpunt en de evolute van de kop.

Wrijving in gewrichten

De wrijving in gewrichten is zo laag doordat de oppervlakken van de gewrichtsprofielen zo ruw zijn.

Deze paradox behoeft enige nadere uitleg.

Heel lang is gedacht dat de oppervlakken van gewrichten spiegelglad zijn, als een gepolijste biljartbal. Dat is echter in het geheel niet het geval. Gewrichtsoppervlakken van ongestoorde gewrichten zien er veel meer uit als een maanlandschap, bezaaid met kraters (figuur 5⁽¹¹⁾). De functie hiervan wordt pas duidelijk wanneer de rheologische (= smerings) eigenschappen van de synovia mede in de beschouwing worden betrokken. Synovia gedraagt zich als een thixotrope gel. Dit betekent dat de viscositeit (stroperigheid) lager wordt naarmate de snelheid van bewegen *in* de vloeistof toeneemt ("het wordt vloeibaarder bij schudden", net als bijvoorbeeld tomaten-ketchup).



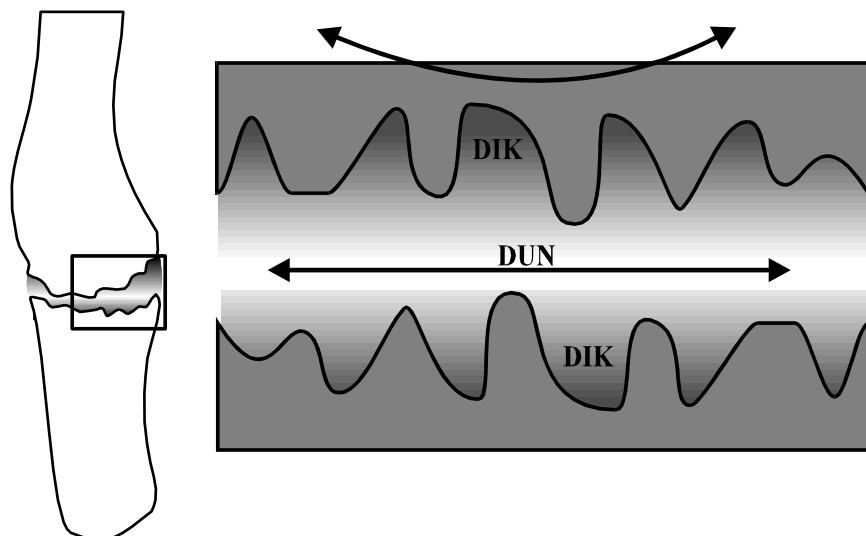
Figuur 5.
Het kraakbeenoppervlak van gewrichtsprofielen is bijzonder ruw. Daarom zijn gewrichten zo glad.
(Overgenomen uit McCarthy / Hollander⁽¹¹⁾).

In 1976 ontwikkelde de Keizer⁽¹⁰⁾ een theorie over de smering in synoviale gewrichten waarin de relatie tussen de ruwheid van het kraakbeenoppervlak en de thixotropie van de synovia wordt beschreven. Het smeringsmodel wordt door hem betiteld als "elasto-rheo-dynamische smering". In figuur 6 wordt het principe hiervan weergegeven. In het kort komt dit model op het volgende neer. De synovia die "gevangen zit" in de dalen van het kraakbeen staat stil en is daarmee zeer dikstroperig. De synovialagen die meer in het centrum van de gewrichtsspleet zijn gelegen, zijn onderhevig aan afschuiving en daardoor veel dunner. Aan weerszijden van het contactgebied tussen beide kraakbeenprofielen is de afschuiving weer lager. Op deze wijze is de dunne synovia, ter

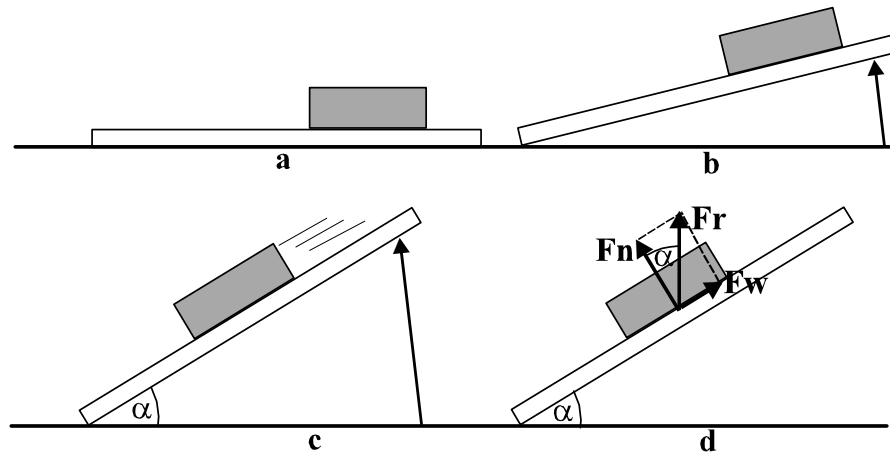
plaats van het contactgebied in het midden van de gewrichtsspleet, gevangen tussen de dikstroperige synovia hier omheen. Uiteindelijk heeft dit tot gevolg dat de wrijving in de synovia zelf plaats vindt, waardoor de grootte van de wrijving zeer gering is.

(Er bestaan nog vele andere theorieën over en modellen van de gewrichtssmering. Een uitvoerige bespreking hiervan valt buiten het kader van dit artikel. Zie voor een overzicht het zeer leeswaardige proefschrift van de Keizer⁽¹⁰⁾.

Om de grootte van de wrijving tussen twee materialen kwantitatief te kunnen weergeven wordt gebruik gemaakt van de zogenaamde frictiecoëfficiënt (f). In principe kan de waarde van f experimenteel bepaald worden als weergegeven in figuur 7. Het oppervlak waarop het object ligt wordt steeds schuiner geplaatst. De frictiecoëfficiënt is de tangens van de hoek α (de zogenaamde "wrijvingshoek") waarbij dit voorwerp juist omlaag



Figuur 6.
Elasto-rheo-dynamische smering in gewrichten volgens de Keizer⁽¹⁰⁾.



Figuur 7.

Bepaling van de frictie-coëfficiënt f .

- Een blok op een onderlaag.
- In eerste instantie blijft het blok liggen bij heffen van de onderlaag.
- Bij een bepaalde hoek α (de wrijvingshoek), afhankelijk van de materiaaleigenschappen van blok en onderlaag, begint het blok juist te glijden.
- De tangens van hoek α geeft de verhouding tussen F_w en F_n en is de frictie-coëfficiënt f .

begint te glijden (het onderscheid tussen statische en dynamische wrijving laten we hier verder achterwege). De reactiekracht die, tengevolge van de zwaartekracht, op het voorwerp werkt, kan ontbonden worden in twee componenten: de normaalkracht F_n (loodrecht op de onderlaag) en de wrijvingskracht F_w (evenwijdig aan de onderlaag). De waarde van f geeft de verhouding aan tussen F_w en F_n .

$$f = \frac{F_w}{F_n}$$

De frictiecoëfficiënt van een rubber band die over een droge weg wordt *geschoven* bedraagt 1.

(De rollende wrijving is veel lager dan de slepende wrijving. Daarom kan een auto die stevig op de handrem staat niet en zonder aangetrokken handrem wel voortgeduwd worden. Bij wrijvingscoëfficiënten groter dan 1 is er sprake van plakken/kleven).

Bij een schaats die over het ijs glijdt is er sprake van een wrijvingscoëfficiënt van ca. 0.03 terwijl die van menselijke gewrichten ligt tussen 0.01 en 0.001 ⁽¹⁰⁾, hetgeen betekent dat gewrichten buitengewoon "glad" zijn.

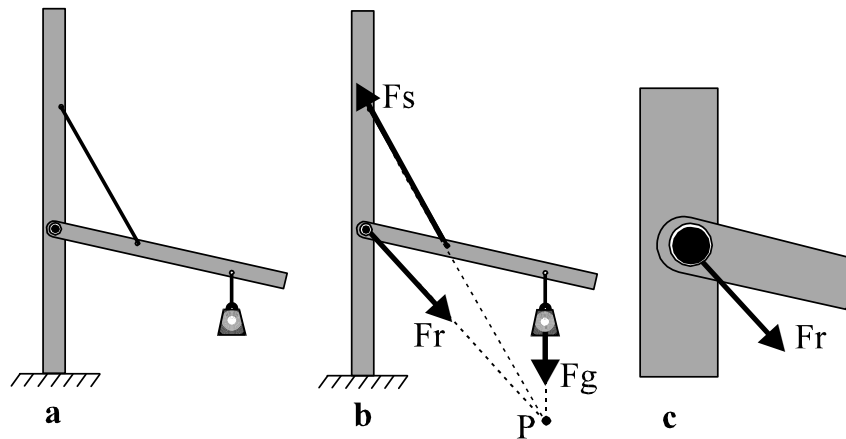
Dit feit is van grote betekenis voor het krachtenspel in en rond een gewricht. Alvorens hier nader op in te gaan moeten we eerst stilstaan bij de vraag wat voor soort verbinding een gewricht eigenlijk is.

Vorm- en krachtgesloten verbindingen

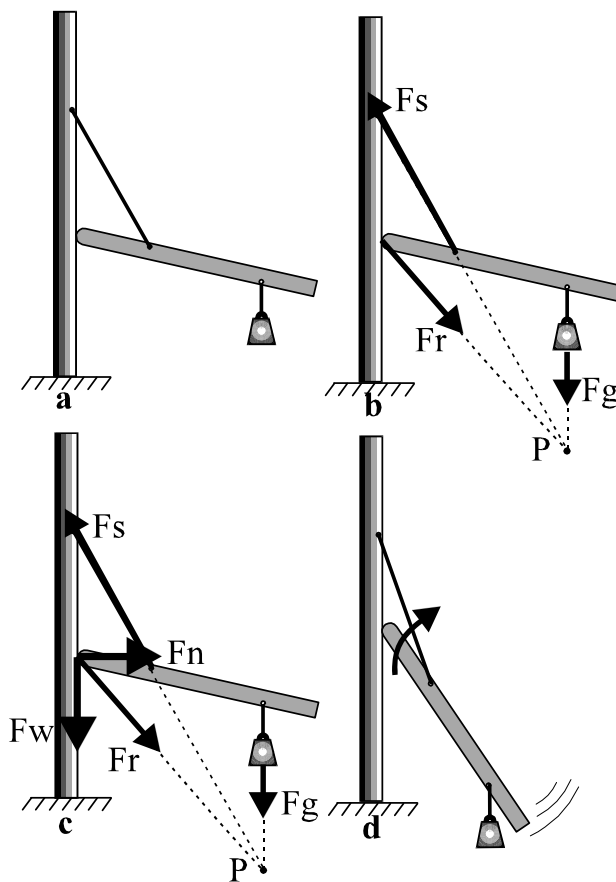
Vele voorwerpen waar wij in het dagelijks leven mee te maken hebben, bezitten draaiingsassen. Scharen, tangen, notenkrakers, deuren, fietswielen enz.. Hierbij is in principe sprake van "*vorm-gesloten*" verbindingen, waarbij een as kan ronddraaien in een nauwkeurig aansluitend gat. In een dergelijke verbinding kan de reactiekracht in het scharnier in iedere richting staan. Om dit te verduidelijken bezien we figuur 8.

Een staaf is aan een wand bevestigd door middel van een scharnier. Aan de staaf is een gewicht opgehangen (het eigen gewicht van de staaf wordt verwaarloosd). Het geheel wordt in evenwicht gehouden door een koord van de staaf naar de wand (figuur 8a).

In dit geval is er sprake van een drietal krachten die elkaar in evenwicht houden: de spankracht in het koord (F_s), de zwaartekracht (F_g) en de reactiekracht (F_r) in het scharnier. Omdat drie krachten uitsluitend evenwicht kunnen maken indien zij elkaar in één punt snijden, moet F_r door het snijpunt van F_s en F_g gaan (figuur 8b). Aangezien de as overal in het gat contact maakt is dit probleemloos mogelijk (figuur 8c).



Figuur 8.
Krachtenevenwicht bij een vormgesloten verbinding. Verdere verklaring in de tekst.



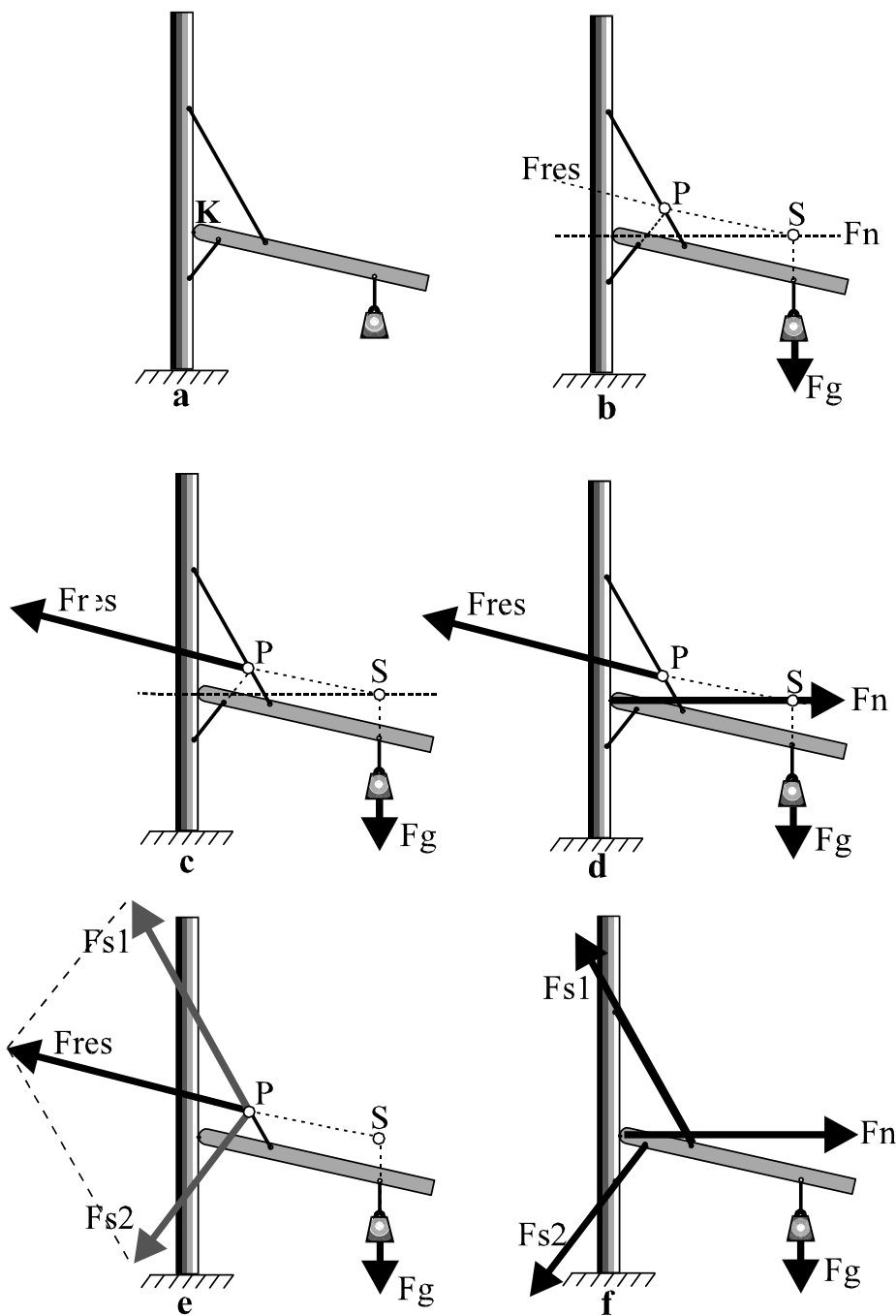
Een geheel andere situatie ontstaat indien het scharnier *niet* aanwezig is. Dit wordt weergegeven in figuur 9. In figuur 9a rust nu de staaf met zijn (afgeronde) uiteinde tegen de wand. In dit geval is er sprake van een *krachtgesloten verbinding* in plaats van een vormsluiting. Synoviale gewrichten van de mens behoren eveneens tot de categorie "krachtgesloten verbinding".

In figuur 9b wordt het krachtenevenwicht weergegeven, welke identiek is aan de situatie in figuur 8b, met dien verstande dat nu, zoals gezegd, het scharnier niet aanwezig is. Dit betekent dat F_r alleen in de getekende (noodzakelijke) richting kan staan als er voldoende wrijving is tussen de staaf en de wand. Dit wordt zichtbaar indien we F_r ontbinden in twee componenten: de één evenwijdig aan de wand, de ander er loodrecht op (figuur 9c). De component evenwijdig aan de wand moet volledig opgebracht worden door wrijving (F_w). Indien de frictiecoëfficiënt van het staaf-wandcontact groot genoeg is, blijft het element ook zonder scharnier in evenwicht. Wanneer de wand en staaf echter bijzonder glad zijn, glijdt de staaf onherroepelijk uit (figuur 9d).

Figuur 9.
Krachtenevenwicht bij een krachtgesloten verbinding.
Verdere verklaring in de tekst.

Het uitglijden van de staaf zou voorkomen kunnen worden door een extra trekkoord toe te voegen zoals weergegeven in figuur 10. Ook hierbij gaan we er van uit dat de wrijving tussen staaf en wand uiterst gering is. Het krachtenevenwicht kan dan als volgt worden geanalyseerd. Omdat de wrijving tussen staaf en wand zo klein is, kan de reactiekracht in het contactpunt (F_n) alleen *loodrecht* op de wand staan. De werklijn van F_n moet dus die van F_g snijden in punt P.

De werklijnen van de beide trekkoorden snijden elkaar in P. De werklijn van de *resultante* van de krachten in beide koorden (F_{res}) moet zowel door P als S gaan (figuur 10b). De grootte van F_{res} kan bepaald worden door toepassing van de momentenstelling t.o.v. het contactpunt tussen staaf en wand: $F_{res} \times a = F_g \times b$ (figuur 10c). Bepaling van de (tegengesteld gerichte) resultante van F_{res} en F_g levert F_n op (figuur 10d). Ontbinding van F_{res} langs de werklijnen van de trekkoorden levert de trekkrachten F_{s1} en F_{s2} op (figuur 10e). In figuur 10f wordt het uiteindelijke krachtenevenwicht getoond.

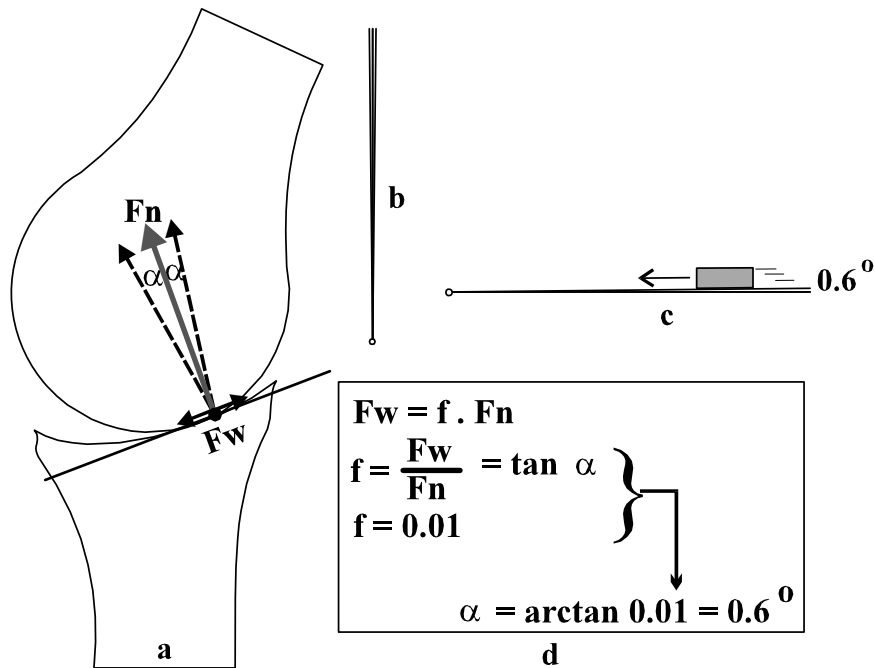


Figuur 10.
Krachtenevenwicht bij een krachtgesloten verbinding met een extra trekkoord ("ligament"). Verdere verklaring in de tekst.

Het uitglijdende gewricht

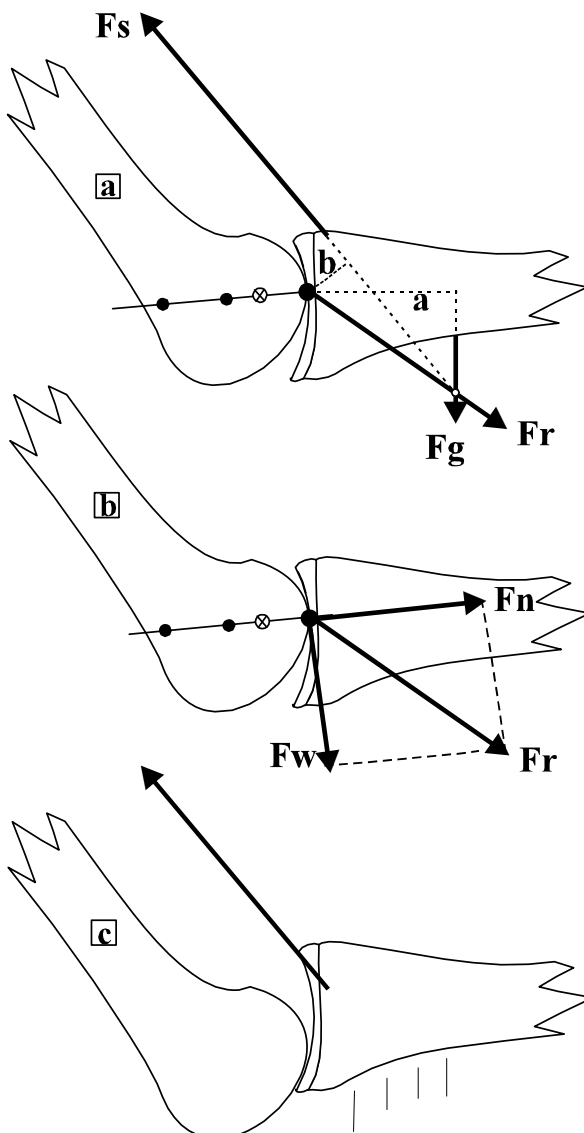
Hierboven is al vermeld dat gewrichten krachtgesloten verbindingen zijn waarin een buitengewoon lage wrijving bestaat. Dat betekent dat de reactiekracht niet of nauwelijks anders kan staan dan "loodrecht op het gewrichtsooppervlak" of, beter gezegd: *de reactiekracht moet liggen op de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn aan kop en kom in het contactpunt.*

Hoe dwingend de eis is van het loodrecht gericht staan van de reactiekracht wordt geïllustreerd in figuur 11. Uitgaande van een frictiecoëfficiënt van 0.01 (wat zelfs wat aan de hoge kant is), blijkt dat de reactiekracht slechts 0.6° van de loodrechte stand kan afwijken. Deze hoek (α) wordt overdreven weergegeven in figuur 11a. In figuur 11b wordt de werkelijke hoek getekend. Beide lijnen lijken vrijwel op elkaar te liggen. In figuur 11c wordt voorgesteld hoe een kraakbeenblok al bij deze uiterst kleine hoek zou wegglijden. In figuur 11d wordt de berekening van de hoek gegeven. Om na te gaan wat dit



Figuur 11.

Bij een wrijvingscoëfficiënt van 0.01 kan de reactiekracht een hoek van slechts 0.6° met de loodlijn maken. Verdere verklaring in de tekst



voor consequenties heeft voor het krachten-evenwicht in een gewricht, beschouwen we de volgende gewrichtsmodellen.

Figuur 12.

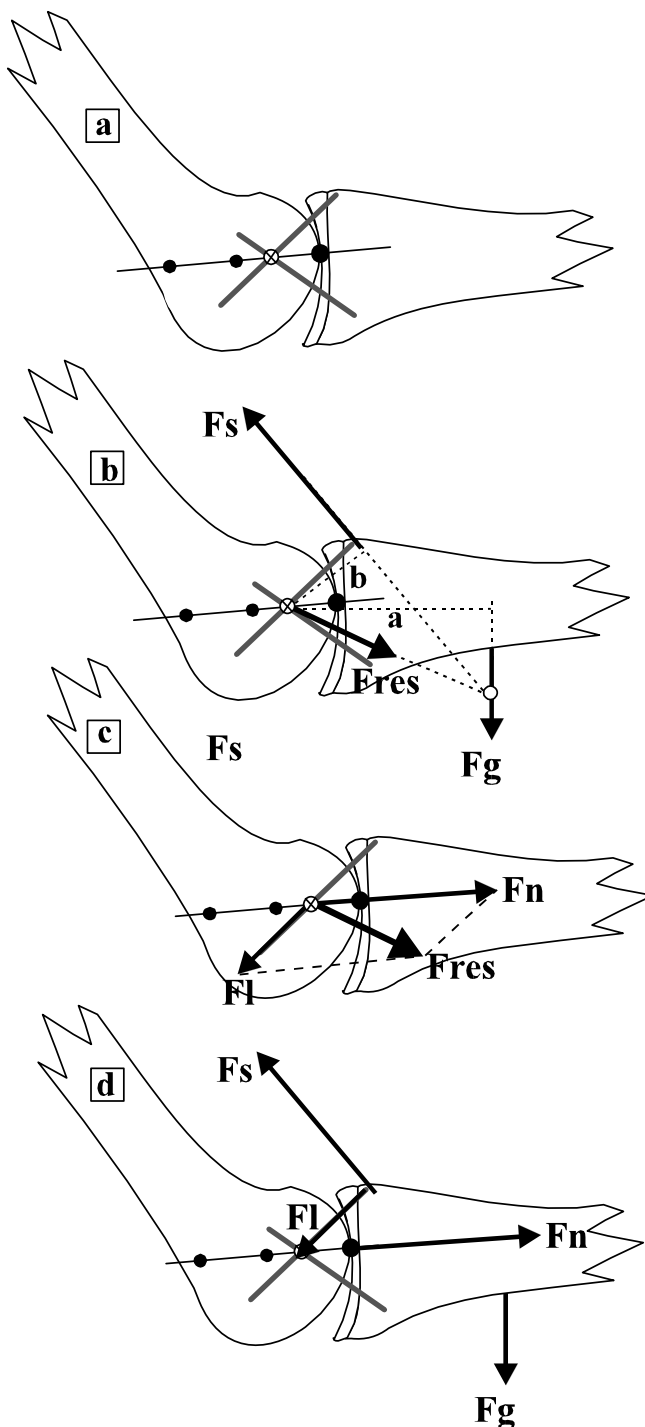
Krachtenspel in een gewricht zonder ligamenten. Verdere verklaring in de tekst.

In figuur 12 wordt de evenwichtssituatie gegeven in een willekeurig gewricht. Op het botstuk van de kom wordt een uitwendige belasting F_g aangebracht waarvan het moment ($F_g \times a$) in evenwicht wordt gehouden door een spier ($F_s \times b$). De reactiekracht grijpt aan in het contactpunt en loopt door het snijpunt van F_g en F_s (figuur 12a).

De reactiekracht F_r bestaat uit een wrijvingskracht F_w , welke loopt in de richting van de gemeenschappelijke raaklijn aan kop en kom in het contactpunt, en een normaalkracht (F_n) welke ligt op de loodlijn op genoemde raaklijn (figuur 12b). We zien dat F_r een veel grotere hoek maakt met de loodlijn dan de, gezien $f = 0.01$, maximaal haalbare 0.6° . De wrijvingskracht (F_w) kan dus niet door het profiel worden opgenomen en het gewricht zal onherroepelijk uitglijden (figuur 12c).

Een spier alléén kan dus niet zorgen voor evenwicht in een gewricht (behalve in de toevallige situatie dat de richting van de belasting en die van de spierkracht zodanig is dat de reactiekracht - die door het snijpunt van deze twee krachten moet gaan - daarbij ook nog toevallig loodrecht op het gewrichtsprofiel zou staan).

Daarvoor zijn meerdere krachten nodig. In figuur 13a wordt het eerder gebruikte gewrichtsmodel weergegeven, doch nu uitgerust met twee gekruiste ligamenten.



(Hiermee wil overigens geenszins gesuggereerd worden dat het om de kruisbanden van de knie zou gaan. Ook in dit model wordt getracht een algemeen principe te verduidelijken, geldend voor ieder gewricht. Evenmin wordt bedoeld dat in een bepaalde gewrichtsstand alle vezels van een ligament tegelijk op spanning zouden staan. In iedere positie moeten andere vezelbundels van een ligament gespannen zijn. Tenslotte wordt ervan uitgegaan dat de getoonde ligamenten juist strak staan, zonder dat zij daarbij zelf bijdragen aan de compressiekrachten in het gewricht).

Figuur 13.
Krachten spel in een gewricht met twee gekruiste ligamenten. Verdere verklaring in de tekst.

Het krachtenevenwicht in dit gewricht kan als volgt worden geanalyseerd.

Het momentenevenwicht wordt bepaald ten opzichte van het mrc (momentane rotatiecentrum). Dit betekent dat:

$F_g \times a = F_s \times b$. Teneinde ook de krachten in x en y richting in evenwicht te houden is een derde kracht (F_{res}) nodig, aangrijpend in het mrc en met een richting zodanig dat de werklijn gaat door het snijpunt van F_g en F_s (figuur 13b).

De kracht F_{res} is de resultante van twee andere krachten: de - loodrecht gerichte - reactiekracht (normaalkracht) F_n en de spanning in het ligament F_l . Van beide krachten zijn de richtingen bekend (F_n moet immers op de loodlijn liggen en de richting van het ligament wordt eveneens bekend verondersteld) en daardoor is de grootte van de beide krachten met behulp van het krachtenparallelogram te bepalen (figuur 13c). Na verplaatsing van F_n en F_l langs hun werklijnen ziet het uiteindelijke evenwicht er uit als in figuur 13d.

De eisen die op kinematische gronden aan het gewricht worden gesteld, blijken dus gekoppeld te zijn aan de eisen welke gesteld worden door het krachtenevenwicht. Dit formuleren we in de volgende stelling.

In ieder gewricht, in iedere positie en bij iedere belastingssituatie moeten:

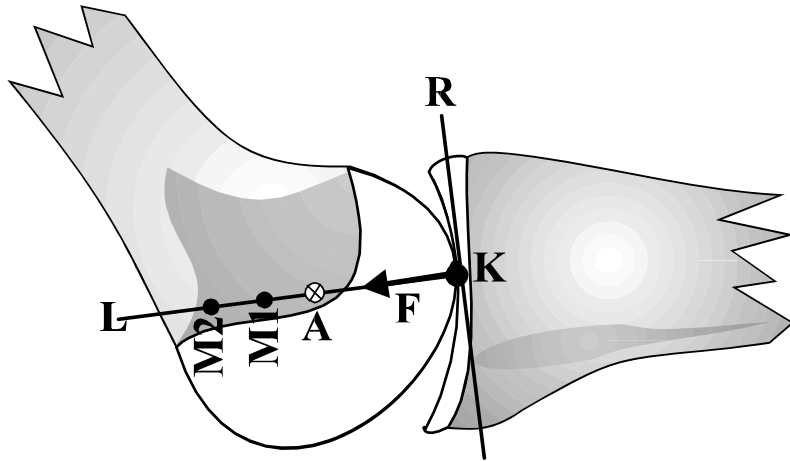
- het kromtemiddelpunt van de kop;
- het kromtemiddelpunt van de kom;
- het rotatiecentrum;
- het contactpunt tussen de gewrichtsprofielen;
- de reactiekracht in het contactpunt

gelegen zijn op de loodlijn op de raaklijn in het contactpunt (figuur 14).

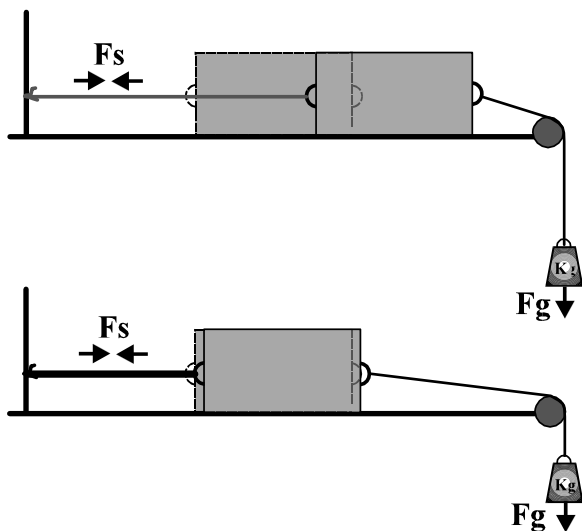
(Er worden in dit artikel steeds 2-dimensionale modellen gebruikt. Dat mag omdat in gewrichten ook zogenaamde "driedimensionale" bewegingen zich momentaan toch steeds in één plat vlak (het rotatievlak) afspelen. Voor een bespreking van twee- en driedimensionale beschrijvingen van gewrichtsbewegingen wordt verwezen naar een eerder in dit tijdschrift verschenen artikel ⁽⁴⁾).

Figuur 14.

De koppeling tussen kinematica en dynamica in het gewricht. In iedere positie en bij iedere belastingssituatie liggen: het kromtemiddelpunt van de kop (M1), het kromtemiddelpunt van de kom (M2), de draaiingsas (A), het contactpunt (K) en de reactiekracht (F) op de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het (momentane) contactpunt.



Uit het voorafgaande blijkt dat de reactiekracht F_n "gericht" wordt door spanningstoename in het getekende ligament. Het andere ligament kan door zijn tegengestelde richting niet aan het richten van de kracht bijdragen. Wel bepalen beide ligamenten het momentane draaipunt (het kruispunt van beide ligamenten). Absolute voorwaarde om dit mechanisme te laten werken is dat de spanning in de banden kan aangroeien (het zijn immers *reactiekrachten*; ligamenten kunnen niet zelf spanning genereren zoals een spier dat kan). De spanning in de band kan alleen aangroeien indien de band wordt verlengd. De band kan alleen verlengen indien het gewrichtsprofiel waar het ligament aan vast zit, verplaatst. De verplaatsing moet echter zo gering mogelijk zijn omdat er anders geen stabiele positie van het gewricht mogelijk is. Deze geringe verplaatsing kan alleen gerealiseerd worden indien de ligamenten buitengewoon "stijf" zijn. Een voorbeeld moge dit verduidelijken (figuur 15). Een blok is bevestigd aan een elastiekje. Via een gewicht aan een katrol wordt er aan dit blokje getrokken. De wrijving met de onderlaag wordt verwaarloosd. Het blok glijdt nu net zo lang naar rechts tot de spankracht in het elastiek gelijk is aan het gewicht. Als we dit vergelijken met hetzelfde blok, doch nu bevestigd aan een stevig touw, zien we dat de verplaatsing zeer veel geringer is. In gewrichten hebben we te maken met hetzelfde principe. Een stijf ligament houdt de gewrichtsprofielen veel beter op hun plaats dan een verslapt ligament.



Figuur 15.

De verplaatsing bij een rekbaar koord (a) is veel groter dan bij toepassing van een niet of nauwelijks te verlengen trekkoord (b)

Gegevens over de precieze grootte van de belastingen van ligamenten onder normale omstandigheden zijn niet bekend. Toch kan er wel een benadering worden gegeven.

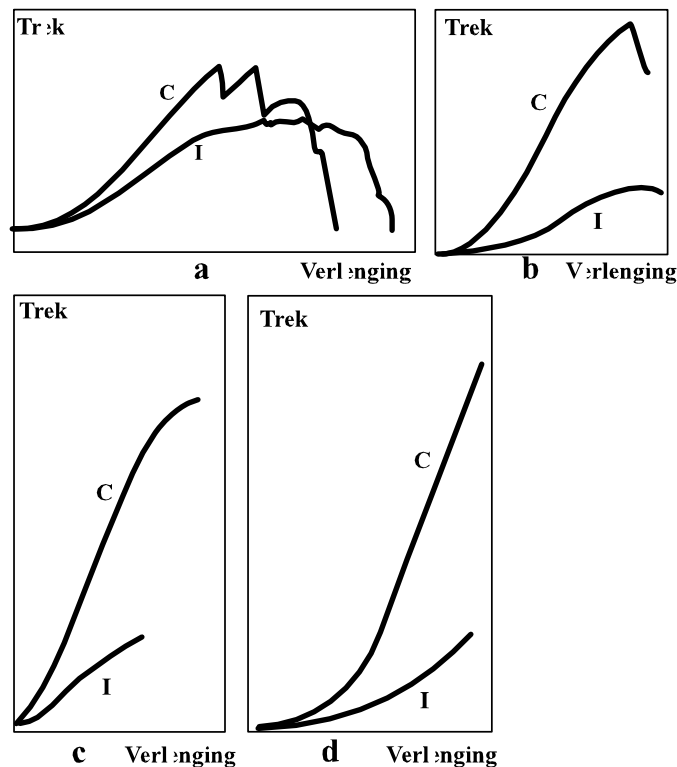
Ligamenten worden onder normale omstandigheden niet veel verder verlengd dan ca. 3%^(5, 18, 19). Dit betekent dat een ligament met vezels van 2 cm lengte normaal gesproken niet veel verder verlengt dan zo'n 0.5 mm. De verplaatsing van een profiel ligt dan, afhankelijk van de precieze richting en de vormgeving van kop en kom, in dezelfde orde van grootte.

Het belang hiervan blijkt bij de beschouwing van het functiegestoorte gewricht.

Functiestoring van het gewricht

Als in een gewricht, om welke reden dan ook, enige tijd niet bewogen wordt, neemt de beweeglijkheid van het gewricht af. In de volksmond spreekt men in dat geval van een "stijf" gewricht. In de kliniek is dit veelvuldig te zien aan de verminderde beweeglijkheid welke ontstaat na een periode van immobilisatie door middel van een gipsverband, een mitella enz. Op voorhand is het nog niet geheel duidelijk *waardoor* de beweeglijkheid vermindert. Veelal wordt dit toegeschreven aan het "schrompelen", "verkorten", "stugger" of "stijver" worden van het periarticulaire bindweefsel.

Uit experimenteel onderzoek blijkt hiervan echter geen sprake te zijn, integendeel: *het bindweefsel wordt juist slapper*. Dit betekent dat bij eenzelfde kracht het bindweefsel meer verlengt dan vóór de



Figuur 16.

Trek-verlengingscurves van ligamenten in en rond niet (C) en wel (I) geïmmobiliseerde gewrichten. Het geïmmobiliseerde bindweefsel is veel slapper dan dat van de controlegroep.

a. Naar Noyes⁽¹⁴⁾. b. Naar Woo⁽²⁰⁾. c. Naar Woo⁽²¹⁾. d. Naar Binkley⁽³⁾. (De grafieken zijn gescand en alleen v.w.b. de vormgeving wat aangepast).

immobilisatie. Het bindweefsel van een "stijf" gewricht is dus juist gemakkelijker te verlengen dan van een onbeperkt gewricht.

In figuur 16 worden de resultaten van enkele onderzoekers weergegeven. De trek-verlengingscurve van het bindweefsel van geïmmobiliseerde gewrichten verloopt aanzienlijk minder steil dan van de niet-geïmmobiliseerde controlegroep en tevens is de maximale treksterkte sterk verminderd (de top ligt lager).

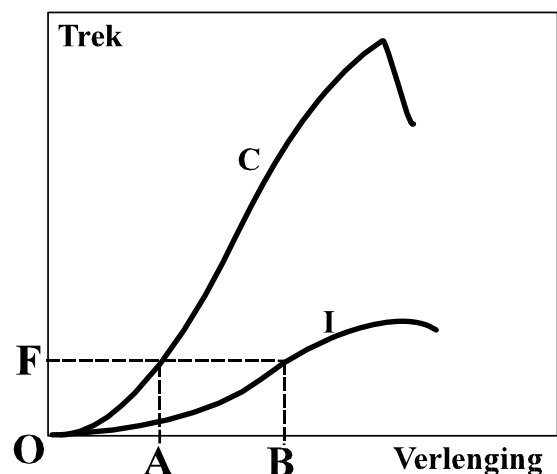
Figuur 17.

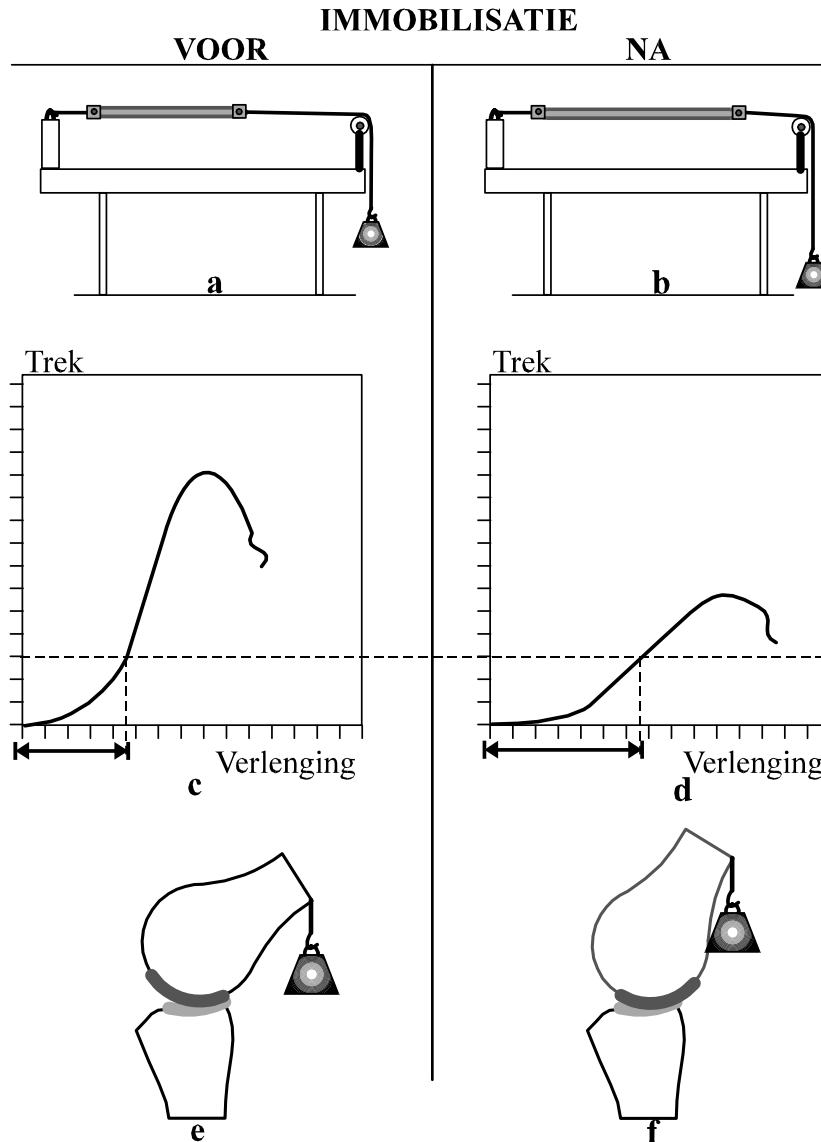
Betekenis van het slapper worden van bindweefsel. Bij eenzelfde kracht (F) is geïmmobiliseerd bindweefsel (I) veel verder te verlengen (B) dan dat van de niet-geïmmobiliseerde controlegroep (A). (Data naar Woo⁽²⁰⁾).

In figuur 17 wordt de betekenis van deze grafieken verduidelijkt. Eenzelfde trekkracht wordt uitgeoefend op een ligament van een niet (C) en wel (I) geïmmobiliseerd gewricht. De verlenging is in het eerste geval (O-A) geringer dan in het tweede (O-B).

Een grafische samenvatting van hetgeen hiervoor is besproken wordt gegeven in figuur 18.

Wij zullen in de rest van dit artikel proberen een aanzet te geven tot de verklaring van het paradoxale verschijnsel dat gewrichten verminderd zijn in hun bewegingsmogelijkheden, terwijl het bindweefsel juist gemakkelijker verlengd kan worden.



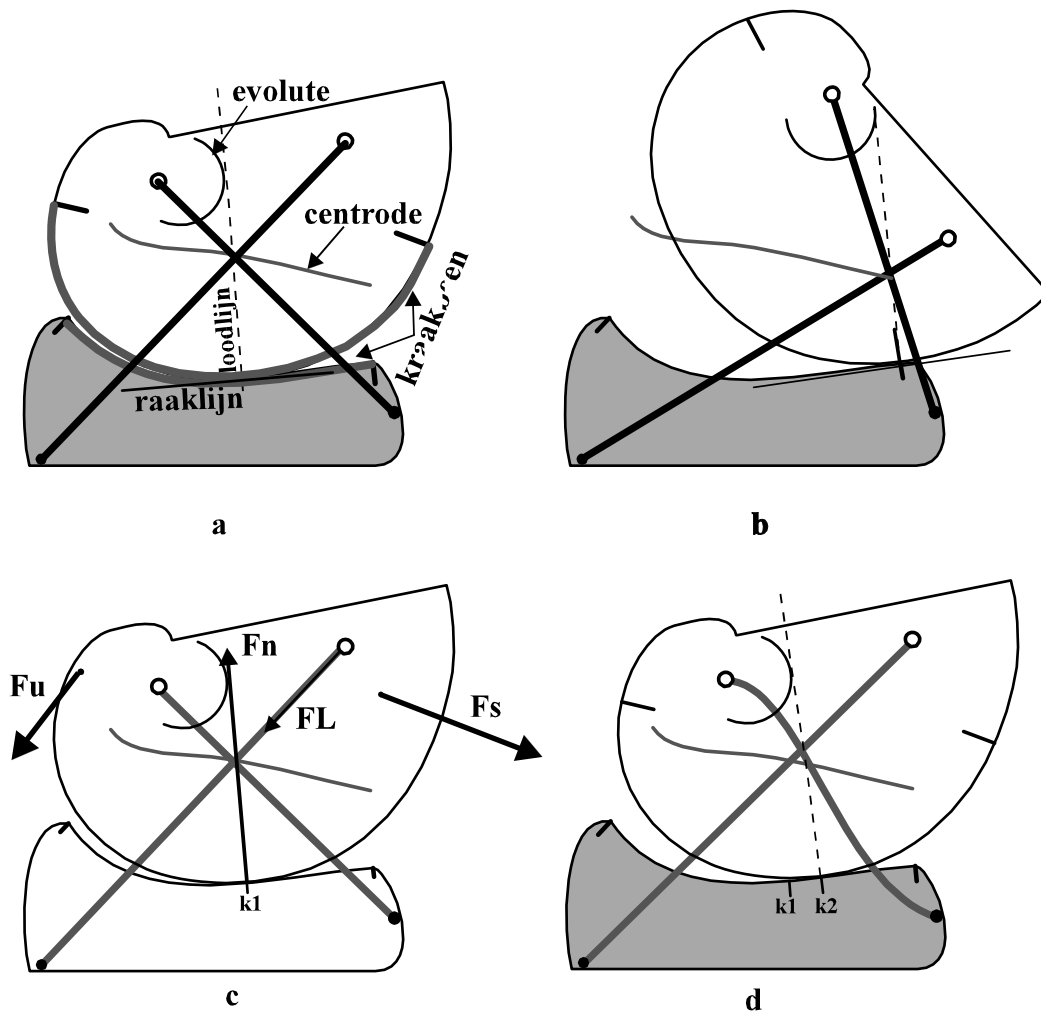
**Figuur 18.**

Grafisch overzicht van bindweefselveranderingen ten gevolge van immobilisatie en het gevolg voor de bewegingsuitslag in het gewricht.

Geïmmobiliseerd bindweefsel (b) is gemakkelijker te verlengen dan niet-geïmmobiliseerd bindweefsel (a). De trek-verlengingscurves voor en na immobilisatie (c en d). De hoekuitslag van het geïmmobiliseerde gewricht (f) is kleiner dan die van de controle-groep (e).

Het mechanisme van de functiestoring

In figuur 19a wordt een gewrichtsmodel getoond. Het betreft hier de weergave van een computer-model. Het convexe profiel heeft de vorm van een evolvente. Een evolvente is een figuur met een verloopende kromtestraal waarvan de evolute (de verzameling kromtemiddelpunten) cirkelvormig is. Door het model te voorzien van een tweetal ligamenten, die als niet verlengbaar worden beschouwd, kan het profiel op een volkomen voorgeschreven manier bewegen. Het model bezit slechts één vrijheidsgraad van bewegen. De bijbehorende kom wordt door de computer gegenereerd op basis van de omhullende van de opeenvolgende kopposities tijdens de beweging. Op deze wijze ontstaan twee profielen die qua lengte en kromming exact bij elkaar passen. Elke andere vormgeving van de kom is onmogelijk. In eerste instantie beschouwen we de ongestoorde functie van het gewricht. De draaipunten van het gewricht worden gedicteerd door het systeem van kruisende banden. Bij een dergelijk systeem wordt het momentane draaipunt gevormd door het kruispunt van de snijdende ligamenten. In figuur 19a is te zien dat dit momentane draaipunt ligt op de momentane loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt. Aangezien het snijpunt van de ligamenten verplaatst bij rotatie van het convexe profiel, is er sprake van een verplaatsend draaipunt (centrode). In elke nieuwe positie



Figuur 19

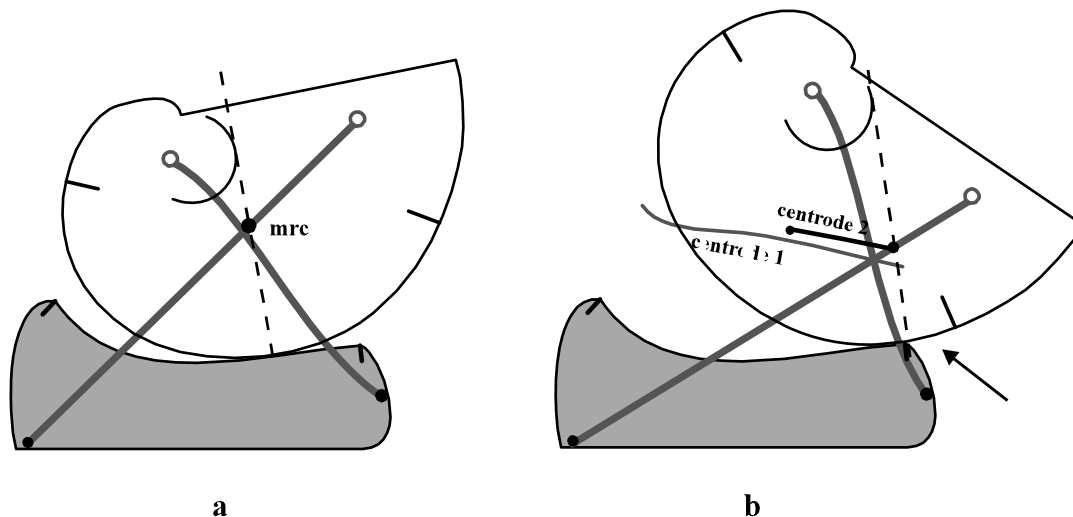
a. en b. Begin en eindstand van het gebruikte computermodel (verdere verklaring in de tekst).
 c. en d. Krachtenspel (a) en "translatie" van de kop (b) bij een afname van de stijfheid van de ligamenten.

dient het snijpunt van de ligamenten opnieuw te liggen op de momentane loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn. Hiermee is duidelijk geworden dat de vormgeving van de kom die past bij de gekozen configuratie van ligamenten volledig vastligt. Elke andere vorm van concaaf zou leiden tot het door elkaar heen of van elkaar af bewegen van de profielen. In figuur 19b wordt de eindstand van het model getoond. De kraakbeengrenzen van kop en kom komen hierbij in contact. Zoals eerder uiteen werd gezet, past bij een bepaalde positie van het draaipunt één bepaalde verhouding van contactareaalverplaatsingen op kop en kom. De draaipunten van dit model bevinden zich tussen het contactpunt en de evolute van convex. Bij een dergelijke positie is de afgelegde weg op de kop groter dan op de kom. In het model is dit te zien aan de verschillen in profiellengten.

In figuur 19c wordt een willekeurige statische belastingssituatie van het ongestoorde gewricht getoond. Voor het handhaven van het evenwicht in het gewricht is een spanning in het ligament (FL) noodzakelijk. Met behulp van deze ligamentaire spanning is een loodrecht gerichte normaalkracht (Fn) gerealiseerd. Onder de ongestoorde omstandigheden van figuur 19c wordt de benodigde trekkracht geleverd door een uiterst stijf ligament. *Zonder noemenswaardige verlenging groeit de spanning tot het gewenste niveau aan.* Het contactpunt (k1) verplaatst hierbij dus niet of nauwelijks. In figuur 19d is schematisch het resultaat te zien van dezelfde bekrachting van het gewricht onder functiegestoorde omstandigheden. Het ligament dat de krachten moet genereren om de kracht in het contactpunt te richten is slapper. De noodzakelijke spanning in het ligament wordt nu pas na een veel grotere verlenging bereikt. Het convexe profiel wordt gedurende deze tijd niet gestuurd door de ligamenten en zal zich op een door de aanwezige krachten gedicteerde wijze verplaatsen over de kom. Voor een nauwkeurige analyse van het verplaatsingsgedrag van de gewrichtskop gedurende deze fase is veel meer informatie noodzakelijk. Afhankelijk van de inwerkende krachten en de ligging van het zwaartepunt van de massa die in beweging wordt gebracht, zal er een bepaalde *combinatie van rotatie en translatie* optreden. Wij hebben het gedrag van de gewrichtskop bij het ontbreken van een

gedicteerd draaipunt ter wille van de eenvoud weergegeven als een zuivere translatie. De "translatie" van het convexe profiel duurt voort totdat de spanning in het ligament de gewenste waarde bereikt. Het contactpunt tussen beide profielen verplaatst tijdens de "translatie" naar rechts. Zonder een hoekstandsverandering te maken verplaatst de gewrichtskop een stukje over de kom en komt weer in evenwicht in het contactpunt k2 (figuur 19d). Ten gevolge van de optredende "translatie" komt een van de ligamenten op spanning maar ontspant het andere ligament. Dit betekent dat het draaipunt van het gewricht na de "translatie" niet langer meer gevormd wordt door het snijpunt van de twee kruisende ligamenten. Een ontspannen structuur kan immers geen sturende invloed uitoefenen. Voor het vervolg van de hoekstandsverandering in het gewricht gelden twee eisen:

- de profielen moeten met elkaar in contact blijven;
- het ligament moet op spanning blijven.



Figuur 20

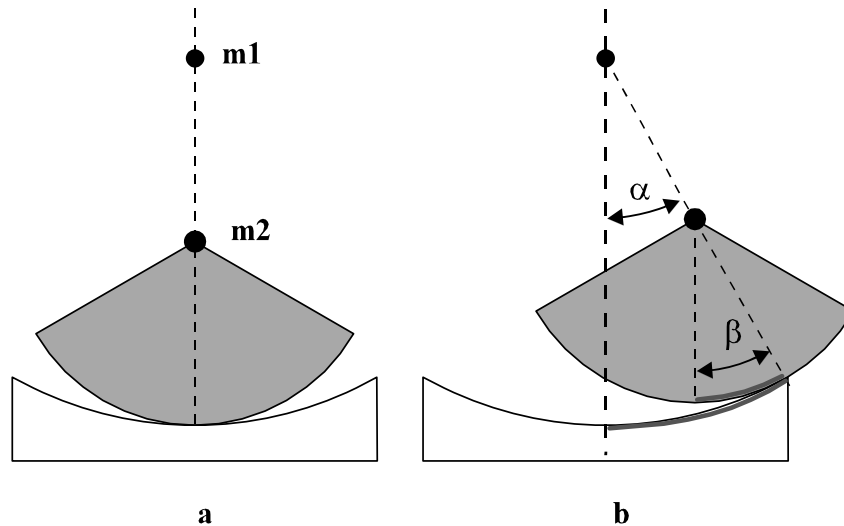
a. Positie van het model na de "translatie".

b. Centrode en (beperkte) hoekuitslag van het model onder de functiegestoorde omstandigheden.

Een draaipuntsligging die aan beide eisen voldoet is weergegeven in figuur 20a. Het draaipunt moet gedurende het vervolg van de beweging liggen op het snijpunt van de loodlijn op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt met het op spanning staande ligament. Op deze wijze bewegen de profielen niet uit- of in elkaar (het draaipunt ligt immers op de loodlijn). Tevens wordt het ligament niet langer of korter. Het draaipunt ligt immers *in* het ligament waardoor de verplaatsing van het uiteinde van dit ligament steeds loodrecht staat op zijn lengterichting. Op deze wijze beweegt het gewricht - na de initiële "translatie" - weer geddicteerd door de invloed van het ligament en de profielvorm - verder.

Op dit punt worden de beperkingen van de door ons gebruikte modellen zichtbaar. In het gebruikte model wordt de sturing van het gewricht verricht door twee gekruiste "ligamenten". In werkelijkheid verloopt de spanning in een ligament gedurende de beweging. De vezels komen *na* elkaar op spanning. Elke vezel stuurt slechts een klein trajectje. In een dergelijk geval zal de invloed van een verlies van stijfheid van het ligament niet beperkt blijven tot een initiële "translatie". Elke volgende vezel in het ligament zal een grotere verlenging dan gebruikelijk vertonen, alvorens deze zijn sturende werk kan doen. Het bewegen van het gewricht zal derhalve in werkelijkheid gekenmerkt worden door een groot aantal van dergelijke - qua sturing onbepaalde - momenten.

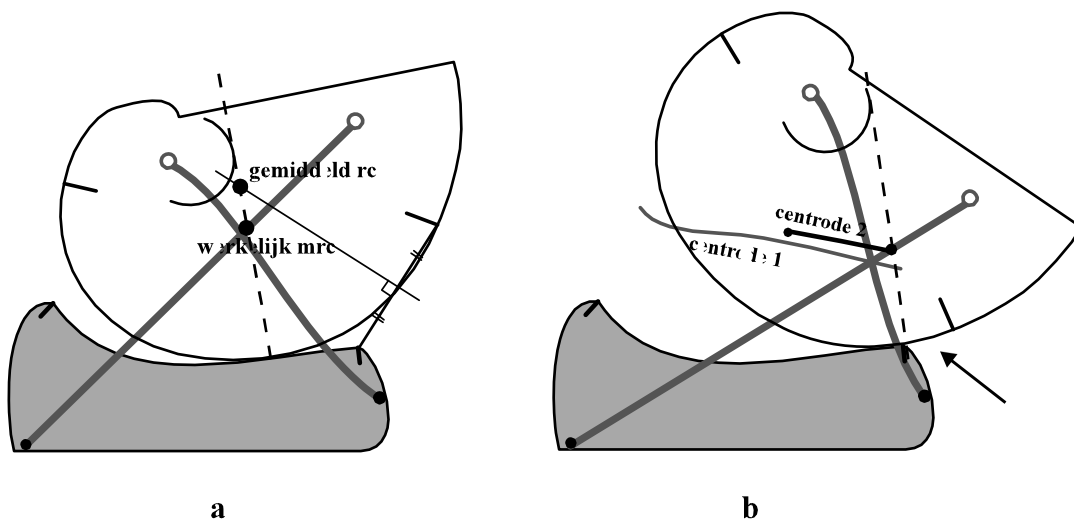
Indien het functiegestoorde model op basis van bovenstaande eisen verder bewogen wordt (figuur 20b), ontstaat een verzameling draaipunten (centrode 2) welke afwijkt van de centrode welke past bij het ongestoorde gedrag van het model (centrode 1). Tevens blijken de profielgrenzen niet meer met elkaar in contact te komen. Het eind van de kom wordt bereikt voordat het profiel op de kop volledig gebruikt is. Daarbij is de optredende hoekstandsverandering kleiner dan onder de ongestoorde omstandigheden (zie figuur 19b). Het gewricht is beperkt. De verklaring voor het optreden van deze problemen ligt in het feit dat de functiegestoorde centrode niet past bij de profiellengten van de nog beschikbare gewrichtsdelens. De "translatie" van het gewricht bij de start van de beweging leidt tot een verplaatsing van het contactpunt (van k1 naar k2 in de figuren 19c en 19d). Aangezien de kop sterker gekromd is dan de kom is de afgelegde weg op de kom bij een "translatie" van de gewrichtsprofielen



Figuur 21

Bij een "translatie" van een sterker gekromd profiel langs een minder sterk gekromd profiel is de afgelegde weg van het kontaktpunt op convex kleiner dan op concaaf. De afgelegde booghoeken (α en β) zijn echter gelijk.

groter dan de afgelegde weg op de kop. In figuur 21 wordt dit verduidelijkt. Figuur 21a toont een convex en een concaaf profiel met gelijke booglengten. De kop is bekleed met kraakbeen over een booghoek van 120° terwijl de kom een booghoek van 60° bezit. Aangezien de straal van het concave profiel (met middelpunt m1) twee maal langer is dan die van het convexe profiel (met middelpunt m2), zijn de booglengten gelijk. Figuur 21b toont de situatie die ontstaat nadat het convexe profiel vanuit de positie van figuur 21a tot de grens van het concave profiel naar rechts "getransleerd" is. Tijdens deze "translatie" wordt de kop in contact met de kom gehouden. Op concaaf is het gehele profiel rechts van de startpositie gebruikt tijdens de "translatie", terwijl op convex pas de helft van het beschikbare deel van het kraakbeen in contact is geweest met de kom. Wel zijn de afgelegde booghoeken (α en β) op kop en kom gelijk. Het feit dat bij een "translatie" de afgelegde weg op de kop kleiner is dan op de kom heeft gevolgen voor de noodzakelijke draaipuntsligging van het gewricht. Alvorens dit te betrekken op het functiegestoorte gewricht illustreren we dit eerst met behulp van figuur 21. Zoals gezegd zijn de profielen van kop en kom van gelijke lengte. Stel dat we dit model zodanig willen laten bewegen dat de beschikbare profiellengten op kop en kom volledig benut worden. De draaipunten die in dit model noodzakelijk zijn om dit te bereiken moeten dus zodanig liggen dat de afgelegde weg op kop en kom gelijk is. Zoals aan het begin van dit artikel uiteen werd gezet, treedt dit op bij het rollen van de profielen over elkaar. De centrode voor deze rollende beweging is de verzameling momentane

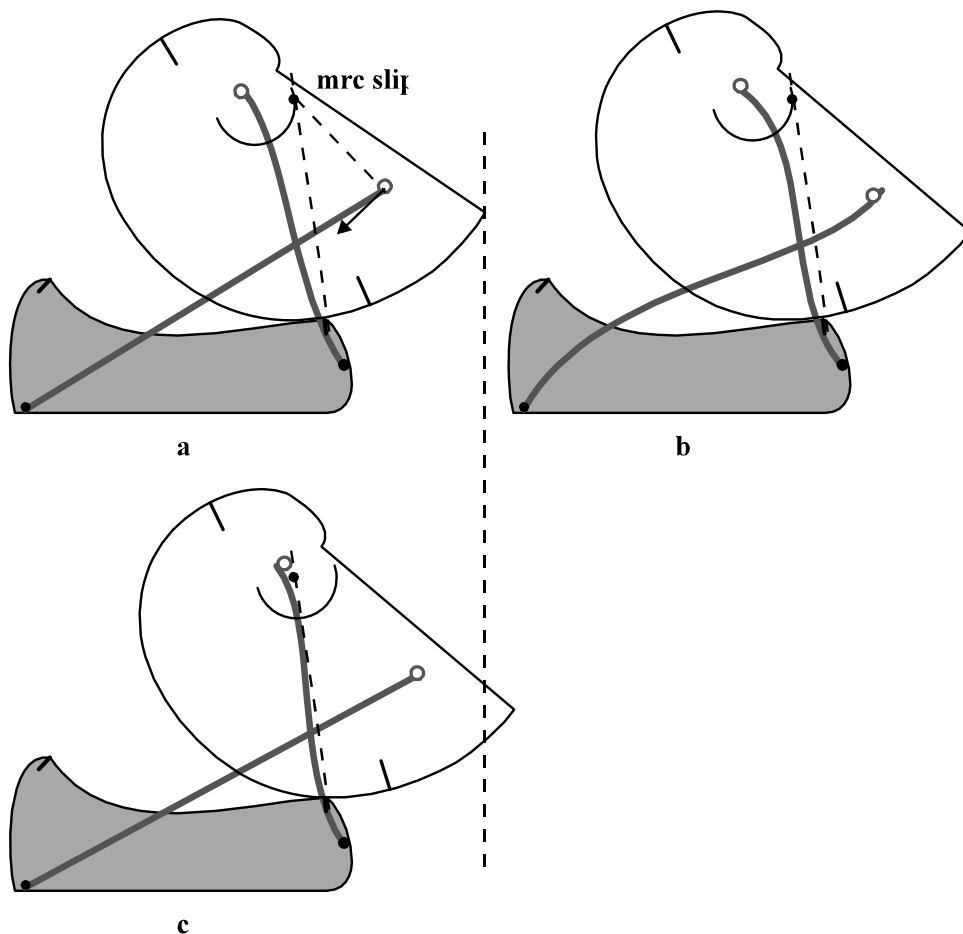


Figuur 22

a. Afschatting van de gemiddelde draaipuntsligging die nodig is om de profielgrenzen met elkaar in contact te brengen.
b. De werkelijke centrode van het functiegestoorte (centrode 2) en het ongestoorte gewricht (centrode 1).

contactpunten. Na de "translatie" echter (figuur 21b) is de verhouding van de beschikbare profiellengten dramatisch veranderd.

Om vanuit deze "getransleerde" startpositie de grens van de kop te bereiken dient het gewricht slippend te bewegen. Het draaipunt moet nu samenvallen met het middelpunt van convex. Voor het functiegestoorte gewricht betekent dit het volgende. Ten gevolge van de optredende "translatie" in het gewricht verandert de verhouding van de beschikbare profiellengten op kop en kom. Het nog resterende profiel op de kom is in verhouding tot het nog resterende deel van het profiel op de kop kleiner geworden dan in de ongestoorde situatie (zonder "translatie"). Indien het gewricht vanuit deze gestoorde startpositie toch tot de volledige hoekuitslag zou willen komen (waarbij de profielgrenzen met elkaar in contact komen), dient het te bewegen om veel hoger gelegen draaipunten dan onder de ongestoorde omstandigheden. In figuur 22 a wordt dit weergegeven met behulp van een bepaling van het gemiddelde draaipunt. In figuur 22a staat het gewricht in de positie waarin het na de "translatie" terecht is gekomen. Met behulp van een middelloodlijn constructie kan worden afgeschat waar het draaipunt gemiddeld gezien moet liggen om de profielgrenzen met elkaar in contact te brengen. Hiertoe wordt de verbindingslijn van de twee kraakbeengrenzen loodrecht middendoor gedeeld. De plaats waar deze middelloodlijn de momentane loodlijn in het contactpunt snijdt geeft een indruk van de hoogte waarop de draaipunten van het gewricht moeten liggen. Zoals te zien is ligt het afgeschatte draaipunt dicht bij de evolute van convex, hetgeen betekent dat het gewricht sterk slippend zou moeten bewegen. In werkelijkheid liggen de draaipunten van het functiegestoorte gewricht echter veel lager. De centrode van het functiegestoorte gewricht is weergegeven in figuur 22b. Zoals is te zien, ligt deze centrode (vanaf het moment dat het ligament op spanning komt) wel iets hoger dan de oorspronkelijke centrode (grijze lijn) maar lang niet hoog genoeg om het gewricht naar een normale eindpositie te leiden. In het ongestoorde geval bestond er een harmonie tussen ligamentaire spanning, draaipuntsligging, profielkromming en profiellengte van het gewricht. In het functiegestoorte gewricht is deze afstemming echter verdwenen. De functiegestoorte centrode ligt te laag om de profielen in de juiste verhouding langs elkaar te bewegen. Het gewricht bereikt daarom voortijdig de grens van het concave profiel en haalt daarbij de onder ongestoorde omstandigheden gebruikelijke hoekstand niet



Figuur 23

- a. en b. Indien het gewricht zou slippen ontspant het sturende ligament.
c. Het gewricht glijdt nog verder uit de kom.

meer.

Bij het bereiken van het laatste contactpunt op de kom vervalt de mogelijkheid om verder te bewegen om draaipunten die zich bevinden op het snijpunt van de loodlijn op het profiel en het op spanning staande ligament. Een dergelijke draaipuntsligging leidt tot het verder naar rechts verplaatsen van het convexe botstuk, hetgeen zou betekenen dat het gewricht dreigt te luxeren. Het totale bandkapsel-apparaat komt hierbij onder spanning te staan hetgeen verdere beweging verhindert. Het gewricht zou, eenmaal aangekomen op de rand van de kom, alsnog tot de gebruikelijke hoekstand kunnen geraken indien er een zuiver slippende beweging mogelijk zou zijn. Het draaipunt bij een dergelijke slippende beweging dient te liggen op de momentane loodlijn in het contactpunt ter hoogte van het momentane kromtemiddelpunt (op de evolute). Uit figuur 23a blijkt echter dat rotatie om dit momentane kromtemiddelpunt zou leiden tot een afname van de lengte van het op spanning staande ligament. Het aanhechtingspunt van het gespannen ligament verplaatst bij een rotatie om dit draaipunt in de richting van de pijl. Dit betekent dat het ligament direkt ontspant (figuur 23b). Opnieuw ontstaat nu een situatie waarin geen ligamentaire spanning beschikbaar is om het gewricht te sturen en zal de kop onder invloed van het krachten spel dat resteert, verglijden in het gewricht (figuur 23c). Ook op deze wijze raakt het gewricht steeds verder "geluxeed". Uiteindelijk loopt de kop dus onvermijdelijk vast op de rand van de kom. Een verdere actief of passief uitgevoerde beweging zou uitsluitend kunnen leiden tot een werkelijke luxatie van het gewricht. De zogenaamde "normale rekkingspijn" is vanuit deze optiek dan ook niet "normaal", doch een teken dat het gewricht bezig is te luxeren.

Het begrip "functiestoring van een gewricht" kan beschouwd worden vanuit een dynamisch (krachten spel) of kinematisch (bewegingsverloop) oogpunt. Vanuit de *dynamica* kan, gezien het voorgaande, de volgende definitie worden opgesteld.

Onder een functiestoring van een gewricht verstaan we de situatie waarin ligamenten de reactiekracht niet meer loodrecht op de gemeenschappelijke raaklijn in het contactpunt kunnen richten.

De gevolgen hiervan voor de *kinematica* van het gewricht kunnen op verschillende wijzen worden verwoord. De *inhoud* van de volgende definities is (uiteraard) wél identiek.

Onder een functiestoring in een gewricht verstaan we een *verandering in de verhouding tussen*:

- hoekstandverandering en verplaatsing in het gewricht;
- rollen en schuiven c.q. schommelen en glijden;
- de gebruikte contactarealen op kop en kom;

ofwel:

een verandering in de positie van de momentane draaiingsassen.

De oorzaak van het ontstaan van een functiestoring wordt gevonden in het gedurende enige tijd *niet* bewegen in dat gewricht. Het doet er hierbij niet toe *waardoor* de beweging verhindert wordt. Een gipsverband, een mitella en een corset hebben hetzelfde effect als een langdurig achtereen ingenomen (werk)houding of een eenzijdige beweging.

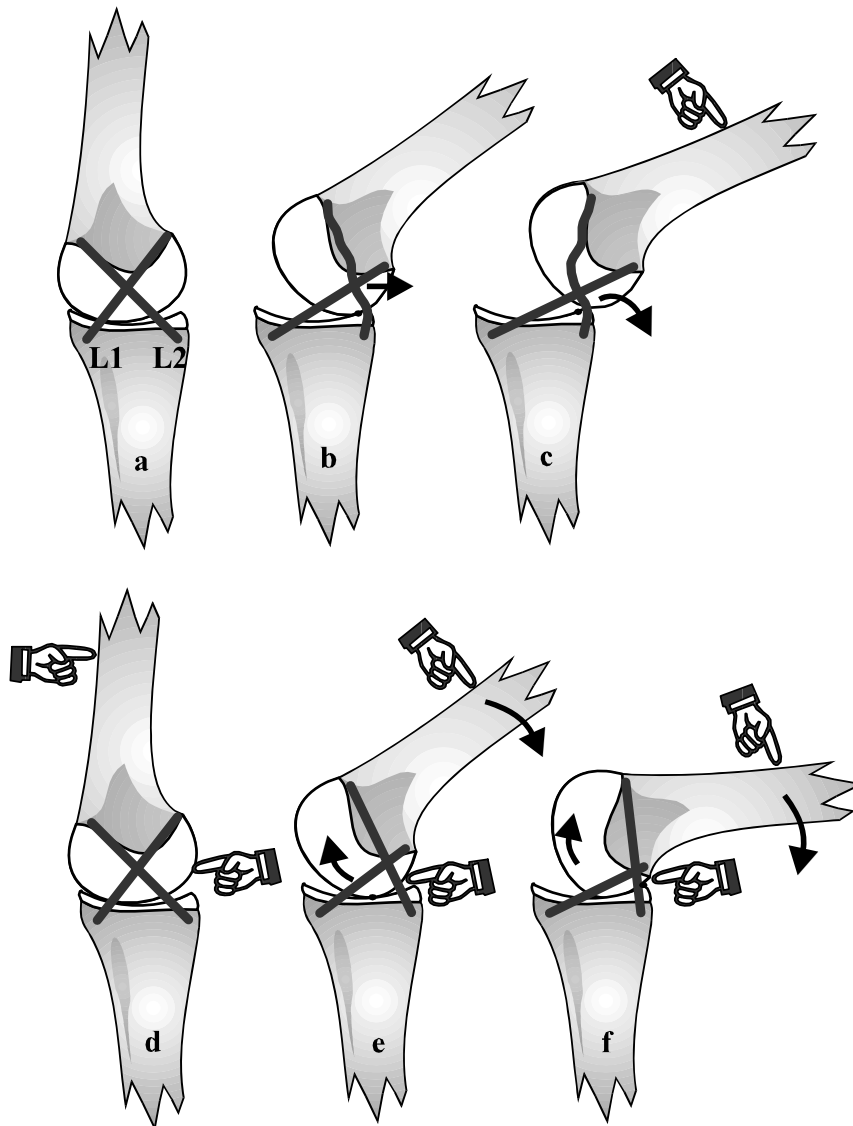
Mobilisatietechnieken

Alle technieken welke gericht zijn op het "rekken", "verlengen", "soepeler maken" enz. van het bindweefsel zijn in onze ogen strijdig met de resultaten van wetenschappelijk onderzoek waaruit blijkt dat het bindweefsel al veel gemakkelijker te verlengen is.

Banden kunnen hun functie juist uitoefenen *doordat* ze zo stijf zijn. Dit geldt zowel voor het bepalen van het momentane draaipunt als voor het "richten van de reactiekrachten". Tevens doen bedoelde technieken op geen enkele wijze recht aan de wijze waarop onder normale omstandigheden de gewrichtsprofielen ten opzichte van elkaar verplaatsen.

Het proberen de bewegingsuitslag te vergroten van een functiegestoord gewricht vanuit de - beperkte - eindstand van dat gewricht, is naar onze mening een kunstfout. Het wezen van een functiestoring in een gewricht is immers een geleidelijk "uit zijn spoor lopen" in plaats van een plotseling stoppen van een overigens "normaal" verlopende beweging. Dit betekent dat een mobilisatietechniek gericht zou moeten zijn op het voordurend "bijsturen" van het ontsporende (uitglijdende) gewricht. Met een uiterst versimpelde voorstelling van zaken in figuur 24 wordt geprobeerd dit te verduidelijken.

In figuur 24a is er sprake van de uitgangspositie van een functiegestoord gewricht. In figuur 24b wordt weergegeven hoe het gewricht tijdens een hoekstandverandering "uitglijdt" en naar de rand van de kom verplaatst. Indien in deze situatie gepoogd zou worden de kanteling van het bovenste botstuk verder door te zetten, zou het gewricht luxeren (figuur 24c). Dit veroorzaakt pijn door rek van het totale band-kapselapparaat en dientengevolge afspannen van spieren (*défense musculaire*). Mobilisatie van het gewricht zou echter moeten betekenen dat geprobeerd wordt tijdens de kanteling een zodanig



Figuur 24.
Verklaring in de tekst.

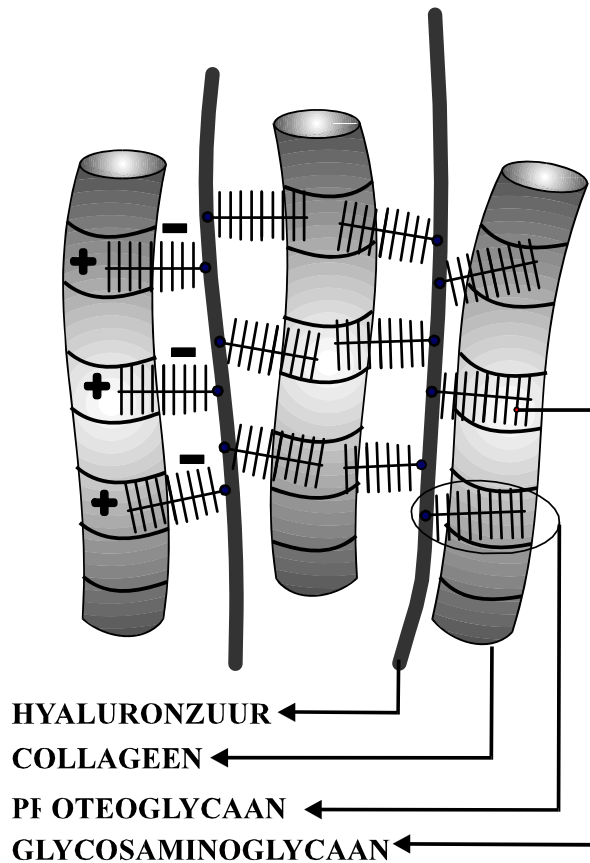
bijsturende kracht aan te brengen in het gewricht, dat het spanningsevenwicht in de banden gehandhaafd blijft. Dit betekent dat *de mobilisatie over het gehele bewegingstraject zal moeten plaatsvinden* (figuur 24d,e en f) in plaats van in de eindstand. Te weinig druk hierbij gaat de vergrote verplaatsing over de kom in onvoldoende mate tegen, maar teveel druk veroorzaakt uitglijden naar de andere zijde en een vergrote spanningstoename in ligament L2. In feite komt de mobilisatie neer op het beïnvloeden van de spanningsverhouding in de ligamenten en daarmee van de ligging van de momentane draaiingsassen in het gewricht. Behalve kennis over vorm en functie van het gewricht is hierbij tevens een hoge mate van "fingerspitzengefühl" noodzakelijk.

Bij een juist uitgevoerde mobilisatie is het effect direct na de behandeling merkbaar. De bewegingsmogelijkheid in het gewricht neemt toe en daarmee de pijn af. De vraag is hierbij welk mechanisme hieraan ten grondslag ligt. Hierover bestaat geen zekerheid maar we stellen de volgende hypothese voor.

Bindweefsel bestaat uit twee componenten: collagene vezels en de matrix (we laten de cellen (fibroblasten) hier buiten beschouwing). De collagene vezels zijn opgebouwd uit tropocollageenmoleculen. De matrix bestaat uit een conglomeraat van proteoglycanen en glycoproteïnen. Deze bestaan op hun beurt weer uit eiwitten en glycosaminoglycanen. Voorbeelden van laatstgenoemde zijn: hyaluronzuur, chondroïtine-4-sulfaat, chondroïtine-6-sulfaat, dermatansulfaat enz.

Aangenomen wordt dat de negatieve ladingen van de matrixmoleculen (SO_4^- groepen) elektrostatische interacties aangaan met positieve ladingen op de tropocollageen moleculen ^(6, 9). Dit

wordt weergegeven in figuur 25 (naar Hukins ⁽⁹⁾). De matrix is hierdoor verantwoordelijk voor de stabiliteit, de sterkte en stijfheid van het bindweefsel. Dat wordt bijzonder duidelijk wanneer de matrix experimenteel uit het bindweefsel wordt verwijderd. De sterkte en stijfheid van het bindweefsel verminderen hierdoor in hoge mate ^(13, 16). *Bij immobilisatie treedt eveneens een afname op van de hoeveelheid aan collageen gebonden matrix-moleculen.* Vooral het gehalte aan hyaluronzuur en chondroïtine-sulfaat vermindert sterk ^(1, 2). Dit verklaart dan ook de uitkomsten zoals eerder gegeven in figuur 16.



Bindweefsel bezit, net als botweefsel en kraakbeen, piezo-elektrische eigenschappen ^(7, 8, 12). Het is aannemelijk dat de koppeling tussen matrixmoleculen en collageen vezels geschiedt op geleide van de optredende piezo-elektrische spanningen c.q. vervormingen in het bindweefsel tijdens bewegen. Bij het mobiliseren wordt geprobeerd deze spanning c.q. vervorming zodanig te beïnvloeden dat de elektrostatische binding tussen matrix en collageen hersteld wordt. Hierbij speelt een rol dat weliswaar de hoeveelheid aan collageen gebonden matrix afneemt tijdens een immobilisatieperiode, doch de hoeveelheid vrije matrix juist stijgt. Immers, er wordt niet bewogen, dus ontbreken de normale piezo-elektrische spanningsveranderingen en dus is er geen "informatie" beschikbaar over de plaats waar deze moleculen moeten koppelen met het collageen. De fibroblast produceert echter nog steeds matrixmoleculen (in eerste instantie waarschijnlijk zelfs in verhoogde mate) en deze bevinden zich dus "vrij" in het bindweefsel. De informatie over "waar de binding moet optreden" wordt gegeven door de mobilisatietechniek van de behandelaar.

Figuur 25.
Elektro-statische interacties tussen matrix en collageen. Naar Hukins ⁽⁹⁾.

(Omdat matrixmoleculen hydrofiel zijn, zien we tijdens de immobilisatieperiode vaak een verdikking van het bindweefsel. Dit wordt veroorzaakt doordat de vrije moleculen wel water aanzuigen, doch dat de hierdoor ontstane hydrostatische druk in het bindweefsel, door het ontbreken van stabilisatie door de afgenomen hoeveelheid gebonden matrix, minder kan worden tegengewerkt: het bindweefsel zwelt op).

Discussie

De in dit artikel ontwikkelde theorie over functiestoringen van gewrichten pretendeert nadrukkelijk niet "de waarheid" te zijn. Daarvoor bestaat over het ontstaansmechanisme c.q. het "wezen" van een functiestoring (bewegingsbeperking) in een gewricht nog te veel onzekerheid. Dit betekent overigens dat ook de "beste" behandeling ervan niet duidelijk is.

Aan de basis van deze onzekerheid ligt het gegeven dat wij nog nauwelijks begrijpen hoe een gewricht *in het algemeen* functioneert. Over de interactie tussen de vorm van gewrichtsprofielen en de bouw van de ligamenten (de bepaling van de momentane draaiingsassen) alsmede het samenspel tussen spier- en ligamentkrachten (het richten van de reactiekracht) zijn weinig "harde", "algemene" gegevens bekend.

Studies naar eigenschappen van afzonderlijke gewrichten, "het kniegewricht", "het polsgewricht", "de schouder" enz. worden wel veelvuldig gedaan en zijn uiteraard belangrijk. Het nadeel van en dergelijke aanpak is echter dat veel te veel gedacht wordt in "specifieke", "detaillistische" oplossingen in en rond een bepaald gewricht. Het gevaar van het ontwikkelen van "ad hoc" hypothesen en theorieën is hierbij groot.

Wij prefereren een deductieve benadering (uit het algemene het bijzondere afleiden) boven een inductieve benadering (uit het bijzondere het algemene afleiden).

Een voorbeeld moge dit verduidelijken. Er bestaan allerlei theoriën over de functie van de menisci in het kniegewricht. Verminderen van de compressiekrachten op het kraakbeen, verminderen van de randbelasting, het verdelen van de synovia over het kraakbeenoppervlak en dus een smeringsfunctie, het vergroten van de congruentie van de ("slecht passende") kop en kom, worden veel genoemd. Het probleem is hierbij dat deze theoriën niets verduidelijken. In elk gewricht bestaan immers de genoemde eisen, alleen hebben die niet allemaal menisci. De menisci in de knie leiden alleen maar af. Een diepgaande kennis van de knie leert ons niets over de schouder en omgekeerd. Een diepgaand inzicht in de algemene principes van "het gewricht" leert ons naar onze mening zowel de knie als de schouder enz. beter begrijpen. En dat betekent dat we zowel de problemen van de patiënt met een kruisbandlesie als die van iemand met een phs meer "in de vingers krijgen" en dus optimaler kunnen behandelen. Dat is ook steeds de bedoeling van deze rubriek: *Theoretisch* Bezien, maar wel omwille der *praktijk*.

Bij zo'n "algemene" benadering kan niet in eerste instantie gebruik gemaakt worden van experimenteel, empirisch onderzoek. Er bestaat immers niet zoiets als "een algemeen gewricht". In die gevallen moet gebruik gemaakt worden van modellen, waaruit toetsbare hypothesen zijn af te leiden.

Het bouwen van gewrichtsmodellen, bijvoorbeeld in de vorm van computersimulaties, staat nog in de kinderschoenen. Een grote stap voorwaarts zou zijn wanneer we konden beschikken over een gewrichtsmodel waarin de beweging gestuurd wordt door een groot aantal na elkaar op spanning komende ligamentvezels, zoals ook in werkelijkheid het geval is, in plaats van het gebruik van slechts twee ligamenten zoals in dit artikel is toegepast. (Een eerste versie van een dergelijk computermodel is inmiddels ontwikkeld, doch verkeert nog in een te prematuur stadium om hier te presenteren). Daarnaast bestaat behoefte aan nadere histologische, biochemische en biomechanische data omtrent de veranderingen welke optreden bij immobilisatie van gewrichten.

Om te verifiëren of falsificeren of werkelijk het slapper worden van ligamenten ten grondslag ligt aan een bewegingsbeperking zou het volgende experiment moeten worden verricht. Bij proefdieren wordt experimenteel de matrix uit het periarticulaire bindweefsel van een willekeurig gewricht verwijderd (bijvoorbeeld met hyaluronidase of EDTA). Indien hierdoor inderdaad een bewegingsbeperking ontstaat, zou dit de hier voorgestelde hypothese in hoge mate ondersteunen. Indien dit niet het geval mocht zijn, moeten we iets anders bedenken. Er lijkt nog een lange weg te gaan, maar het weer is goed en het uitzicht prachtig.

LITERATUUR

1. Akeson W., Woo S., Amiel D., Coutts R., Daniel D.
The connective tissue response to immobility: Biochemical changes in periarticular connective tissue of the immobilized rabbit knee.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 93: pp. 356-362 (1973).
2. Akeson W., Woo S., Amiel D., Matthews J.
Biomechanical and biochemical changes in the periarticular connective tissue during contracture development in the immobilized rabbit knee.
Connective Tissue Research, vol.2, 4: pp.315-332 (1974).
3. Binkley J., Peat M.
The effects of immobilization on the ultrastructure and mechanical properties of the medial collateral ligament of rats.
Clinical Orthopaedics and Related Research, no. 203 (1986), pp. 301 - 309.
4. Faber H., Lagerberg A.
Het rotatievlak: een platte oplossing voor een ruimtelijk probleem.
Versus, Tijdschrift voor Fysiotherapie, 13e jrg., no. 6 (1995), pp. 329 - 355.
5. Frisen M., Sonnerup I., Viidik A.
Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part I, Part II.
J. Biomechanics, vol. 2: 13-20, 21-28 (1969).
6. Ghosh P., Bushell G., Taylor T., Akeson W.
Collagens, elastin and non collagenous protein of the intervertebral disc.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 129: pp. 124-132 (1977).
7. Gillard G., Merrilees M., Bell-Booth P., Reilly C., Flint M.
The proteoglycan content and the axial periodicity of collagen in tendon.
Biochem.J., 163: pp.145-151 (1977).
8. Hirsch G.
Tensile properties during tendon healing.
Acta Orthopaedica Scandinavica, Supplementum No.153 (1974).

9. Hukins D.
Shock-absorbing biopolymers.
New Scientist, 18: pp. 636-639 (1975).
10. Keizer G. de
Over synoviale vloeistof, gewrichtssmering en arthrosis deformans.
(diss.) (1976) Rijksuniversiteit Utrecht.
11. McCarty D. (editor)
Arthritis and allied conditions.
(9th edition) Lea & Febiger (1979).
12. Mc. Gilvery R.
Biochemistry
W. B. Saunders Company (1970).
13. Minns R., Soden P., Jackson D.
The role of the fibrous components and groundsubstance in the mechanical properties of biological tissues: A preliminary investigation.
J. Biomechanics, 6: pp.153-165 (1973).
14. Noyes F.
Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization.
Clinical Orthopaedics and Related Research, no. 123 (1977), pp. 210 - 243.
15. Oonk H.
Osteo- en arthrokinematica.
uitgeverij henric graaff van ijssel (1988).
16. Partington F., Wood G.
The role of non-collagen components in the mechanical behaviour of tendon fibres.
Biochim. Biophys. Acta, 69: pp.485-495 (1963).
17. Riezebos C., Lagerberg A., Koes E., Krijgsman F.
De non-validiteit van de manuele weerstandstest.
Versus, Tijdschrift voor Fysiotherapie, 10e jrg. (1992), no. 3, pp. 129 -158.
18. Viidik A.
Biomechanics and functional adaptation of tendons and joint ligaments.
In: Studies on the anatomy and function of bone and joints. Edited by F.G. Evans. Springer Verlag (1966).
19. Viidik A.
Functional properties of collagenous tissues.
Int. Rev. of Conn. Tissue, no. 6: 127-215 (1973).
20. Woo S., Gomez M., Woo Y., Akeson W.
Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling.
Biorheology, 19, (1982), pp.397 - 408.
21. Woo S.
Functional adaptation and homeostasis of bone, tendons and ligaments.
San Diego Veterans Administration Medical Center and University of California San Diego, La Jolla, CA, USA. (Verdere gegevens ontbreken).