

# Een drie-dimensionaal model van het menselijk kniegewricht

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

Wismans, J. S. H. M. (1978). *Een drie-dimensionaal model van het menselijk kniegewricht*. (DCT rapporten; Vol. 1979.001). Technische Hogeschool Eindhoven.

**Document status and date:**

Gepubliceerd: 01/01/1978

**Document Version:**

Uitgevers PDF, ook bekend als Version of Record

**Please check the document version of this publication:**

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

[Link to publication](#)

**General rights**

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

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

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

[www.tue.nl/taverne](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.

Een drie-dimensionaal model van het menselijk kniegewricht<sup>\*)</sup>

J.S.H.M. Wismans<sup>†)</sup>

juli 1978

WE 7901

<sup>\*)</sup> Dit onderzoek is tot stand gekomen dankzij een financiële bijdrage van de Nederlandse Organisatie voor Zuiver Wetenschappelijk Onderzoek (Z.W.O.).

<sup>†)</sup> Momenteel werkzaam bij TNO, Instituut voor Wegtransportmiddelen  
Postbus 237, Delft.

## Voorwoord

Dit rapport bevat de eindrapportage van het door Z.W.O. gesubsidiëerde knieprojekt. Het onderzoek heeft grotendeels plaatsgevonden in de werkgroep Technische Mechanica, werkeenheid biomechanika, van de afdeling Werktuigbouwkunde, Technische Hogeschool Eindhoven onder supervisie van prof.dr.ir. J.D. Janssen en dr.ir. F.E. Veldpaus.

Het onderzoek werd uitgevoerd in samenwerking met prof.dr. A. Huson van het anatomisch embryologisch laboratorium in Leiden en prof.dr. Th. J.G. van Rens en ir. R. Huiskes van de orthopaedische kliniek van het St. Radboudziekenhuis in Nijmegen.

De geometrie bepaling van een aantal preparaten werd uitgevoerd in het anatomisch embryologisch laboratorium in Leiden door drs. P.J. Struben. De heer de Gilde (Technische Hogeschool Eindhoven) heeft t.a.v. deze metingen waardevolle meettechnische adviezen gegeven.

Bij de ontwikkeling van de rekenprogramma's is dankbaar gebruik gemaakt van de adviezen en programmatuur van M. Sluiter van de vakgroep Technische Mechanika.

A. Brouwer ben ik zeer erkentelijk voor zijn steun en de belangrijke bijdrage die hij geleverd heeft voor een kontinuering van het knieprojekt.

A.J. Manders en J. Tinkelenberg hebben de figuren in dit rapport verzorgd en E. Jandras-Holthaus en R. Fa-Si-Oen het typewerk.

## Inhoudsopgave.

Symbolenlijst

Samenvatting.

### 1. Inleiding.

- 1.1. Algemeen.
- 1.2. Modelvorming.
- 1.3. Onderzoekstrategie.
- 1.4. De bewegingen in het kniegewricht.
- 1.5. Historisch overzicht.

### 2. Probleemstelling.

- 2.1. Inleiding.
- 2.2. Probleemafbakening.
- 2.3. Systeembeschouwing.
- 2.4. Veronderstellingen en vereenvoudigingen.
  - 2.4.1. Femur en tibia.
  - 2.4.2. Ligamenten en kapsel.
  - 2.4.3. Het kontaktsysteem.
- 2.5. Technische probleemformulering.

### 3. Koördinatenstelsels en enige kinematische aspecten.

- 3.1. Inleiding.
- 3.2. Koördinatenstelsels.
- 3.3. De relatieve beweging.
- 3.4. Een ruimtelijk oppervlak.
- 3.5. Het contact tussen twee lichamen.

### 4. De geometrie van een menselijk kniegewricht.

- 4.1. Inleiding.
- 4.2. De meetmethode.
  - 4.2.1. Inleiding.
  - 4.2.2. De positie van femur t.o.v. tibia.
  - 4.2.3. Deformatie in het meetoppervlak van de gewrichtsvlakken.
  - 4.2.4. De hoek tussen meetstift en meetoppervlak.
  - 4.2.5. Tasterdiametercorrectie.



- 4.2.6. Nauwkeurigheid van de meetmethode.
- 4.3. Wiskundige beschrijving van de gewrichtsvlakken.
  - 4.3.1. Algemeen.
  - 4.3.2. Een ruimtelijk polynoom.
- 4.4. De geometrie van twee gewrichtspreparaten.
  
- 5. Modelvorming van de banden en kapsel.
  - 5.1. Inleiding.
  - 5.2. Schematisering van banden en kapsel tot lijnelementen.
  - 5.3. De parameters van een lijnelement.
    - 5.3.1. Algemene beschouwing.
    - 5.3.2. De bevestigingspunten van een lijnelement.
    - 5.3.3. De ongespannen lengte  $l_{oi}$
    - 5.3.4. De konstitutieve vergelijking.
  
- 6. Het drie-dimensionale kniemodel.
  - 6.1. Inleiding.
  - 6.2. Kinematische randvoorwaarden.
  - 6.3. Dynamische randvoorwaarden.
  - 6.4. Het principe van virtuele arbeid.
  - 6.5. Oplossingsproces en rekenprogramma.
  
- 7. Resultaten van berekeningen aan één kniegewricht: de referentieknie.
  - 7.1. Inleiding.
  - 7.2. Nadere afspraken voor de primaire bewegingen en de keuze van de invoergrootheden.
  - 7.3. Systemparameters.
  - 7.4. Berekeningsresultaten en confrontatie met literatuurgegevens.
    - 7.4.1. Inleiding.
    - 7.4.2. De neutrale flexie-extensiebeweging.
      - 7.4.2.1. De schoevingslijnen.
      - 7.4.2.2. De slotrotatie.
      - 7.4.2.3. De baan der kontaktpunten.
      - 7.4.2.4. De contactkrachten.
      - 7.4.2.5. Het reaktiemoment.
      - 7.4.2.6. De rekken in de lijnelementen.
    - 7.4.3. Primaire bewegingen als functie van de flexie-extensiehoek.

- 7.4.3.1. De primaire beweging in voor- en achterwaartse richting.
- 7.4.3.2. De primaire beweging in medio-laterale richting.
- 7.4.3.3. De rotatiemogelijkheid om de lengte-as van de tibia.

## 8. Enige parameterstudies.

- 8.1. Inleiding.
- 8.2. De invloed van de uitwendig voorgeschreven belasting.
  - 8.2.1. Inleiding.
  - 8.2.2. De bewegingsmogelijkheid in voor-achterwaartse richting
  - 8.2.3. De bewegingsmogelijkheid om de tibia-as.
  - 8.2.4. De invloed van een axiale belasting op de bewegingsmogelijkheden.
- 8.3. De invloed van de parameters der lijnelementen.
  - 8.3.1. Inleiding.
  - 8.3.2. De konstante  $k_i$ .
  - 8.3.3. De beginrek  $\varepsilon_{ri}$ .
  - 8.3.4. De femorale en tibiale bevestigingspunten.
- 8.4. De vorm van de tibiale gewrichtsvlakken.
- 8.5. De functie van ligamenten en kapsel.
  - 8.5.1. Inleiding.
  - 8.5.2. De opgenomen energie in de lijnelementen.
  - 8.5.3. Het weglaten van een of meerdere lijnelementen.
  - 8.5.4. De functie van ligamenten en kapsel.
- 8.6. Konklusies uit de parameterstudies.
  - 8.6.1. Inleiding.
  - 8.6.2. De werkelijkheidswaarde.
  - 8.6.3. Functie van de elementen in het model.
  - 8.6.4. Gevoeligheidsanalyses.

## 9. Evaluatie, implementatie en generalisatie van het kniemodel.

- 9.1. Inleiding.
- 9.2. Evaluatie.
- 9.3. Toepassingen.
- 9.4. Generalisatie.

- Bijlage A           Subsidieaanvraag knieprojekt bij Z.W.O.  
Bijlage B           Beknopte medische woordenlijst.  
Bijlage C           Een beknopte medische beschrijving van het kniegewricht.  
Bijlage D           Enkele algemene gegevens van knie 1.

Literatuur.

### Beknopte symbolenlijst.

$x, y, z.$	orthogonaal coördinatenstelsel (beweegbaar)
$\alpha, \beta, \gamma.$	orthogonaal coördinatenstelsel (vast)
$\underline{e}_x, \underline{e}_y, \underline{e}_z$	eenheidsvectoren in (x,y,z)-stelsel.
$\underline{\varepsilon}_\alpha, \underline{\varepsilon}_\beta, \underline{\varepsilon}_\gamma$	eenheidsvectoren in ( $\alpha, \beta, \gamma$ )-stelsel
$\underline{a}$	positievektor oorsprong ( $\alpha, \beta, \gamma$ )-stelsel.
T	rotatiematrix.
$\phi_1, \phi_2, \phi_3$	hoeken die de rotatie van het ( $\alpha, \beta, \gamma$ )-stelsel t.o.v. het (x,y,z)-stelsel bepalen.
$\Phi$	flexie-extensiehoek
$\theta$	rotatie van ( $\alpha, \beta, \gamma$ )-stelsel om de y-as.
$\psi$	bewegingsmogelijkheid van femur om de y-as.
$\underline{c}, \underline{\dot{y}}$	positievektoren van punten op de gewrichtsvlakken.
$u, v, p, v$	parameters in de geometrische beschrijving van de gewrichtsvlakken.
$\underline{t}_u, \underline{t}_v, \underline{\tau}_u, \underline{\tau}_v$	raakvectoren aan de gewrichtsvlakken.
$\underline{n}, \underline{\eta}$	normalen op een gewrichtsvlak.
$\underline{f}$	kracht in een lijnelement.
$l$	lengte van een lijnelement.
$l_{oi}$	ongespannen lengte van lijnelement i.
$l_{ri}$	lengte van lijnelement i in de referentiestand.
$\underline{r}$	positievektor van het bevestigingspunt van een lijnelement op de tibia.
$\underline{\rho}$	positievektor van het bevestigingspunt van een lijnelement op het femur.
$\underline{v}$	eenheidsvektor van femurale naar tibiale bevestiging.
$\varepsilon$	rek in een lijnelement.
k	konstante in de konstitutieve vergelijking van een lijnelement.
$\underline{x}_p$	primaire variabele.
$\underline{x}_s$	secundaire variabelen.
$\underline{F}_e$	uitwendig voorgeschreven kracht.
$\underline{M}_e$	uitwendig voorgeschreven moment.
$\underline{F}_r$	reaktiekracht t.g.v. voorgeschreven rotatie.
$\underline{M}_r$	reaktiemoment t.g.v. voorgeschreven rotatie.

$P_1, P_2$	kontaktkrachten.
$v_x$	bewegingsmogelijkheid in x-richting.
$v_z$	bewegingsmogelijkheid in z-richting.
LC	lateraal collateraal ligament.
AC	voorste kruisband.
PC	achterste kruisband.
AMC	voorste deel van het mediale collaterale ligament.
PMC	achterste deel van het mediale collaterale ligament.
MC	mediaal collateraal ligament.
CL	lateraal deel van het dorsale gewrichtskapsel.
CM	mediaal deel van het dorsale gewrichtskapsel.

## Samenvatting.

Dit rapport beschrijft een model voor de analyse van de drie-dimensionale bewegingen en krachten in een menselijk kniegewricht. Het model bestaat uit twee starre lichamen, die het femur en de tibia voorstellen en een aantal elastische lijnelementen, ligamenten en kapsel voorstellend. De geometrische parameters in het model zijn d.m.v. metingen aan gewrichtspreparaten verkregen. De materiaalkarakteristieken van ligamenten en kapsel, zoals beginrekken en stijfheidsgrootheden zijn gebaseerd op literatuurgegevens. De gewrichtsvlakken van femur en tibia worden voorgesteld door ruimtelijke polynomen. Op het femur kan een konstante uitwendige belasting worden voorgeschreven, afkomstig van b.v. spierwerking of zwaartekracht. Met het model kan als functie van deze voorgeschreven belasting de positie van het femur t.o.v. de tibia bij verschillende flexie-extensiehoeken berekend worden. De wrijving tussen de gewrichtsvlakken van femur en tibia wordt in het model buiten beschouwing gelaten. Ligging van kontaktpunten, kontaktkrachten en rekken in ligamenten en kapsel zijn grootheden die eveneens met het model bepaald worden. Door achtereenvolgens verschillende belastingssituaties te beschouwen kan inzicht worden verkregen in de diverse bewegingen die in een gewricht mogelijk zijn.

Van de geometrische gegevens van één der gemeten gewrichtspreparaten wordt gebruik gemaakt in de berekeningen, die in dit rapport besproken worden. Bij vergelijking van de resultaten van deze modelberekeningen met in de literatuur beschreven experimenten, blijkt dat veel grootheden een goede overeenkomst vertonen. Genoemd kunnen worden de ligging der kontaktpunten, de slotrotatie, de rek in een aantal lijnelementen, de voorachterwaartse beweging, de exo-endorotatie en de invloed van een axiale belasting op de beweging. Omdat de meeste in de literatuur vermelde experimentele grootheden onderling nogal afwijken, kan hier uiteraard slechts sprake zijn van een globale overeenstemming tussen model en experiment. Gekonkludeerd kan worden dat het model een realistische benadering levert voor een groot aantal aspecten van het mechanisch gedrag van een kniegewricht.

Door parameterstudies met het model inzicht verkregen in de functie van een aantal elementen in het model. Er blijkt dat de beide kruisbanden in het bijzonder de voor-achterwaartse beweging beperken. De medio-late-

rale beweging blijkt o.a. sterk afhankelijk te zijn van de vorm van de tibiale gewrichtsvlakken. Bij afwezigheid van de eminentia intercondylaris neemt deze beweging sterk toe. De exo-endorotatie wordt door zowel de ligamenten als het kapsel beperkt, waarbij vooral het mediale collaterale ligament een belangrijke functie vervult.

Uit gevoeligheidsanalyses volgt dat de stijfheid van ligamenten en kapsel minder invloed op het mechanisch gedrag heeft, dan de ligging van de insertiegebieden van deze structuren en de gekozen beginrek. Andere konklusies uit het onderzoek zijn dat de bewegingen in een kniegewricht duidelijk drie-dimensionaal van aard zijn, zodat het karakteriseren van de beweging d.m.v. 2 dimensionale kinematische grootheden (poloden) zeer kritisch beschouwd moet worden. Verder kan gekonkludeerd worden dat de slotrotatie sterk afhankelijk is van de op het gewricht werkende belasting, hetgeen een gedeeltelijke verklaring kan zijn voor de grote afwijkingen in experimentele resultaten.

Om meer inzicht in de waarde van het model te krijgen wordt voorgesteld een verifikatie experiment aan een of meerdere preparaten op te zetten en de geometrische gegevens van deze preparaten als systeemparameters in het model te hanteren.

Als mogelijke toepassingen van het model wordt gedacht aan evaluatie van gewrichtsprothesen, operatieve technieken en diagnosemethoden.

Generalisatie van het model naar andere gewrichten is in principe mogelijk en kan onderwerp van verder onderzoek zijn.

## 1. Inleiding.

### 1.1. Algemeen.

De bestudering van het menselijk bewegingsapparaat vormt een belangrijk onderzoekgebied binnen de biomechanika. Methoden uit de Technische Mechanika kunnen een belangrijk hulpmiddel zijn bij het verkrijgen van inzicht in de bewegingsmogelijkheden van en het krachtspel in dit bewegingsapparaat. In vergelijking met technische structuren zijn biologische structuren zowel wat geometrie als wat materiaalgedrag betreft in het algemeen veel gekompliceerder.

Uit globale analyses van het gehele bewegingsapparaat kan informatie verkregen worden over de belasting op de samenstellende elementen. Indien deze belasting bekend is kan gepoogd worden de elementen afzonderlijk te analyseren. Globaal kunnen hierbij drie groepen elementen onderscheiden worden die samen het bewegingsapparaat vormen:

- de relatief stijve delen, botten genaamd.
- de passieve verbindingen tussen de botten, gewrichten genaamd.  
Hiertoe behoren o.a. de ligamenten en het gewrichtskapsel.
- de actieve elementen of krachtselementen, bestaande uit spieren met bijbehorende pezen.

Sinds 1970 is in een werkgroep, bestaande uit leden van de vakgroep Technische Mechanica afdeling Werktuigbouwkunde THE en de afdeling Orthopaedie KUN, de bestudering van botten, in het bijzonder femora, onderwerp van studie geweest [5] [20] [79] [80]. Over het mechanisch gedrag van gewrichten ontbreekt nog veel inzicht en informatie. Dit was aanleiding bij de Nederlandse Organisatie voor Zuiver Wetenschappelijk Onderzoek (Z.W.O) een subsidie aan te vragen om, gebruikmakend van de methoden der technische mechanika, te trachten dit inzicht te vergroten. In bijlage A is de betreffende subsidieaanvraag opgenomen. Na toekenning van het subsidie is het onderzoek in 1974 gestart. Tijdens dit onderzoek is eerder bedoelde werkgroep uitgebreid met medewerkers van het anatomisch-embryologisch laboratorium van de Rijks-Universiteit Leiden (RUL). Aan de subsidieaanvraag bij Z.W.O. kan als doelstelling van het onderzoek ontleend worden:

Ontwikkeling van een gereedschap voor de analyse van de bewegingsmogelijkheden en het krachtspel in gewrichten. Het gereedschap moet de mogelijkheid bieden iedere voorkomende geometrie, belasting



en beschrijving van het materiaalgedrag in rekening te brengen. Dit analyse-gereedschap moet zodanig opgezet worden dat het effect van parameterwijzigingen eenvoudig kan worden nagegaan, waardoor de mogelijkheid bestaat aan te geven welke factoren een relatief grote en welke een relatief geringe invloed op het mechanisch gedrag hebben.

In principe betekent dit, dat een dergelijk gereedschap voor allerlei gewrichten ingezet moet kunnen worden. Het kniegewricht is als onderwerp gekozen, omdat dit gewricht wat betreft beweging bouw en functie zeer gekompliceerd is. Wanneer voor een dergelijk gekompliceerd gewricht bruikbare modellen ontwikkeld kunnen worden, dan zal dit voor eenvoudigere gewrichten geen principiële moeilijkheden meer opleveren. Is eenmaal het stadium van realistische modellen bereikt dan kunnen deze een hulpmiddel bieden bij de beoordeling van endoprothesen, de evaluatie van orthopaedische ingrepen en diagnosemethoden.

Voor degene die niet vertrouwd zijn met de medische terminologie en de anatomie is in bijlage B een woordenlijst en in bijlage C een korte anatomische beschrijving van het kniegewricht opgenomen. In het volgende hoofdstuk (1.2) zal nader ingegaan worden op een aantal aspecten van het gebruik van mathematische modellen, waarna in 1.3 de bij het onderhavige onderzoek gevolgde onderzoekstrategie besproken wordt.

Een belangrijk facet in het mechanisch gedrag van een gewricht wordt gevormd door de bewegingsmogelijkheden. In 1.4 zullen de bewegingsmogelijkheden van een kniegewricht globaal behandeld worden. In 1.5 volgt een historisch overzicht van onderzoeken naar het mechanisch gedrag van het menselijk kniegewricht, waarbij de aandacht vooral gericht zal zijn op de gehanteerde onderzoeksmethoden. Daarbij zullen tevens enige kwalitatieve resultaten met betrekking tot de bewegingsmogelijkheden gegeven worden.

## 1.2. Modelvorming.

Bestudering van het kniegewricht kan plaatsvinden aan het systeem zelf of aan modellen van het systeem. Nauwkeurigere metingen naar de relatieve bewegingen van een kniegewricht in vivo zijn niet of slechts

met zeer veel moeite te realiseren. De wijze waarop Levens [32] de relatieve bewegingen in het kniegewricht in vivo trachtte te meten door een aantal pennen aan femur en tibia te bevestigen lijkt alleen al om ethische redenen onaanvaardbaar. Hoopvolle perspectieven in deze zijn te verwachten van de röntgen-stereofotogrammetische meetmethode zoals die door Seluik [55][81] ontwikkeld is. Hierbij worden zeer kleine kogeltjes in de botdelen geplaatst. Experimentele resultaten van dergelijke metingen aan kniegewrichten zijn echter nog niet beschikbaar. Ook het meten van krachten spanningen en deformaties in de verschillende elementen van een gewricht in vivo, is voorlopig zowel om technische redenen als om ethische redenen onuitvoerbaar. Een uitzondering hierop wordt gevormd door metingen, uitgevoerd aan geïmplanteerde prothesen (Rydell [49]).

Noodgedwongen zal men zich daarom vaak moeten beperken tot bestudering van een systeem met behulp van modellen. Hierbij kan onderscheid gemaakt worden in fysische en mathematische modellen. Het overgrote deel van de onderzoeken, die in 1.5 besproken worden, zijn verricht aan fysische modellen en wel aan gewrichtspreparaten. Echter ook aan gewrichtspreparaten kunnen de bedoelde metingen veelal niet of slechts moeizaam verricht worden. Zo werd bij rekstrookmetingen aan het femur [20] op een honderd-tal plaatsen aan de oppervlakte van een femurpreparaat de rek als functie van een op het femur werkende belasting bepaald. Dergelijke metingen leveren geen informatie over de inwendig optredende rekken en de spanningen in het femur. Vaak moet daarom van mathematische modellen gebruik gemaakt worden om de gewenste informatie over het mechanisch gedrag te verkrijgen. Ook is het uitvoeren van experimenten aan gewrichtspreparaten vaak een kostbare aangelegenheid terwijl bovendien gewrichtspreparaten meestal beperkt beschikbaar zijn. Een groot voordeel van mathematische modellen ten opzichte van fysische modellen en t.o.v. de realiteit is, dat op zeer eenvoudige wijze systeemparameters gewijzigd kunnen worden, zodat aangegeven kan worden welke parameters een grote en welke een geringe invloed hebben op het mechanisch gedrag van het systeem.

Er zijn dus een aantal redenen van zowel ethische, technische als financiële aard die kunnen leiden tot het gebruik van mathematische modellen in plaats van bestudering aan het systeem zelf of aan de hand van fysische modellen. De beperkt beschikbare gewrichtsprepara-

ten kunnen dan gebruikt worden ter verifikatie van de mathematische modellen.

Een gebruikelijke weg bij de konstruktie van een model is weergegeven in fig.1.1. De gekompliceerde werkelijkheid wordt, uitgaande van de doelstelling van het onderzoek en rekening houdend met beschikbare methoden, vereenvoudigd tot het beschrijvend systeemmodel. Bij dit abstraktieproces worden factoren en details, die van minder belang geacht worden, buiten beschouwing gelaten. Aangegeven worden de verschillende elementen in het systeem en de eventuele relaties die er tussen de elementen bestaan. Waar nodig kan worden aangegeven of nader onderzoek naar de diverse elementen noodzakelijk is.

Het beschrijvend systeemmodel wordt overgevoerd in een mathematisch model, d.w.z. geformuleerd in grootheden en relaties tussen deze grootheden. Resultaten van dit wiskundig model moeten op twee aspecten getoetst worden:

- de oplossing moet wiskundig korrekt zijn. Dit kan nagegaan worden door een systeem waarvan de exakte oplossing bekend is, te konfronteren met de resultaten van het model.
- de werkelijkheidswaarde, d.w.z. nagegaan moet worden of het mathematisch model de relevante aspecten van de werkelijkheid voldoende nauwkeurig beschrijft. De expliciet te formuleren criteria voor deze toetsing moeten ontleend worden aan de vraagstelling. Zonodig kunnen verifikatie experimenten opgezet worden. Voldoet het model niet dan zal aanpassing moeten plaatsvinden.

Gevoeligheidsanalyses vormen de volgende stap in de modelvormingscyclus. Door het op systematische wijze variëren van systeemparameters kan een beter inzicht in het functioneren van het systeem worden verkregen. Tenslotte zal het belang van het model ook volgen uit de voorspellende waarde die het heeft, m.a.w. de mogelijkheden die het model bezit om een aantal praktische problemen te analyseren.

Hoofdstuk:

1

2,4,5

2,4,5

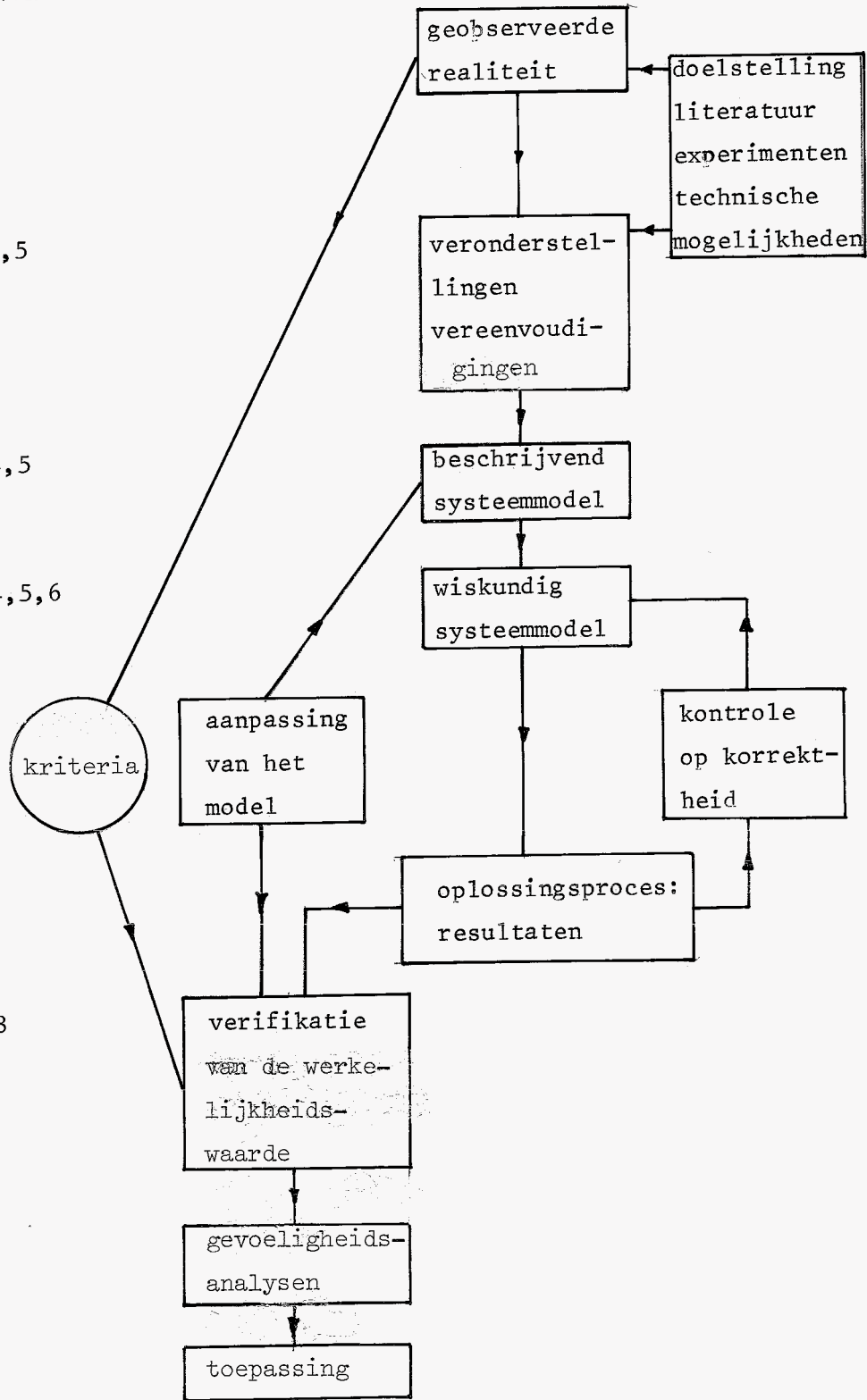
3,4,5,6

7

7,8

8

9



hfdst. 6

Fig.1.1. Modelvormingscyclus.

### 1.3. Onderzoekstrategie.

In het schema van fig.1.1 staat aangegeven in welke hoofdstukken de verschillende stappen van de modelvormingscyclus van het kniegewricht beschreven worden.

Allereerst wordt in de deelhoofdstukken 1.4 en 1.5, voornamelijk gebruikmaken van literatuurgegevens, een beschrijving gegeven van het kniegewricht. In hoofdstuk 2 wordt gemotiveerd dat de aandacht gericht wordt op de globale bewegingen en globale krachten in het kniegewricht. Met globale bewegingen in het kniegewricht wordt hier bedoeld de relatieve beweging van het femur t.o.v. de tibia waarbij de deformaties in de gewrichtsvlakken verwaarloosd worden. De globale krachten zijn de krachten in de ligamenten en de kontaktkrachten; spanningen in de condyli worden in de analyses buiten beschouwing gelaten. Het gevolg hiervan is dat bepaalde vereenvoudigingen geïntroduceerd kunnen worden en dat het systeem geschematiseerd kan worden tot een samenstel van ligamenten, kapsel en gewrichtsvlakken.

Omdat over de geometrie van de gewrichtsvlakken weinig gegevens te vinden zijn in de literatuur worden van een aantal preparaten de ruimtelijke afmetingen bepaald (hoofdstuk 4). De ligamenten en het kapsel worden vereenvoudigd tot een aantal niet-lineaire elastische lijnelementen (hoofdstuk 5).

Het beschijvend systeemmodel is daarmee gereed. Het overvoeren van dit systeem in wiskundige vorm komt in de hoofdstukken 3 t/m 6 aan de orde, waarbij in de hoofdstukken 4 en 5 aandacht wordt besteed aan de wiskundige beschrijving van de gewrichtsvlakken, resp. van ligamenten en kapsel. De wiskundige beschrijving van het complete model, komt in hoofdstuk 6 aan de orde, waarbij een mogelijke oplossingsroutine van het verkregen stelsel vergelijkingen wordt voorgesteld.

De werkelijkheidswaarde van het ontwikkelde model kan voorlopig niet aan de realiteit in vivo getoetst worden, volstaan wordt daarom met toetsing aan gewrichtspreparaten. In hoofdstuk 7 worden daartoe de resultaten van de berekeningen aan één gewricht gepresenteerd en gekonfronteerd met de in literatuur beschreven experimenten. Hierbij worden o.a. de bewegingsmogelijkheden (stijfheid) van een gewricht in diverse standen beschouwd. De konfrontatie zal vrij globaal zijn,

omdat de gehanteerde experimentele methoden onderling sterk verschillend kunnen zijn.

De gevoeligheids-analysen die in hoofdstuk 8 besproken worden, zijn vooral bedoeld om een aantal gebruiksmogelijkheden van het model te demonstreren. Uit de resultaten kunnen enige konklusies over de functie van de ligamenten getrokken worden.

In hoofdstuk 9 zullen beknopt een aantal mogelijkheden voor toepassing van het model geschetst worden.

#### 1.4. De bewegingen in het kniegewricht.

De primaire taak van een synoviaal gewricht bestaat uit het mogelijk maken van bewegingen tussen twee of meerdere botdelen. Ter beschrijving van deze bewegingen wordt een der botdelen als onbeweegbaar beschouwd. De bewegingen in een gewricht kunnen dan gedefinieerd worden als verplaatsingen van een beweegbaar botdeel ten opzichte van het stilstaande botdeel. Welk der botdelen als stilstaand beschouwd wordt, is onbelangrijk, omdat deze keuze geen gevolgen heeft voor de relatieve bewegingen in het gewricht. Bij de bewegingen van het kniegewricht zijn drie botdelen betrokken, namelijk het femur, de tibia en de patella. De patella zal hier verder buiten beschouwing worden geplaatst. In de literatuur komt men zowel beschouwingen tegen waarbij het femur, als beschouwingen waarbij de tibia stilstaand genomen wordt. In het onderhavige onderzoek is hiervoor de tibia genomen.

Met de tibia wordt een koördinatenstelsel  $x,y,z$  verbonden gedacht waarvan de  $y$ -as samenvalt met de (niet éénduidig te bepalen) tibialengteas, de  $z$ -as in een frontaal vlak ligt en de  $x$ -as in een sagittaal vlak (fig.1.2). Het frontale en het sagittale vlak zijn hierbij gedefinieerd voor een rechtopstaand persoon (bijlage B). De positieve  $y$ -as wijst in proximale richting, de positieve  $z$ -as in laterale richting en de positieve  $x$ -as in dorsale richting. Bij een linker knie is het op bovenstaande wijze gedefinieerde koördinatenstelsel  $x,y,z$  rechtsdraaiend. In hoofdstuk 3 wordt nog nader op de positionering van het koördinatenstelsel  $x,y,z$  ingegaan en wordt de positionering van een met het femur verbonden koördinatenstelsel  $\alpha,\beta,\gamma$  besproken.



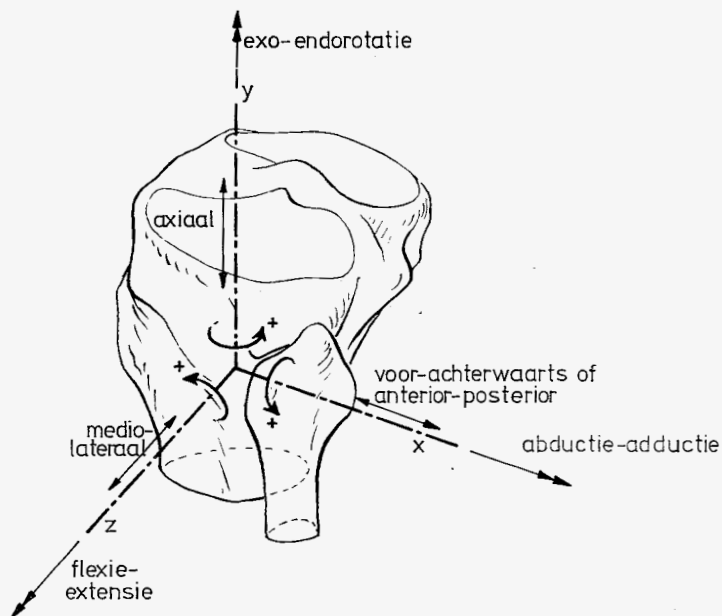


Fig.1.2. Tibia van linkerknie met assenstelsel (x,y,z).

Het is zinvol onderscheid te maken tussen bewegingen van het gewricht, die kunnen optreden bij afwezigheid van uitwendige belasting en bewegingen die het gevolg zijn van een op het gewricht uitgeoefende belasting. De eerste categorie zal aangeduid worden door de term *primaire* bewegingen, de tweede met de term *sekundaire* bewegingen. De grootte van de relatieve beweging, die het gewricht in een bepaalde richting toelaat, zal *bewegingsmogelijkheid* genoemd worden. Deze begrippen zullen in het volgende eenvoudige voorbeeld toegelicht en nader gespecificeerd worden (fig.1.3).

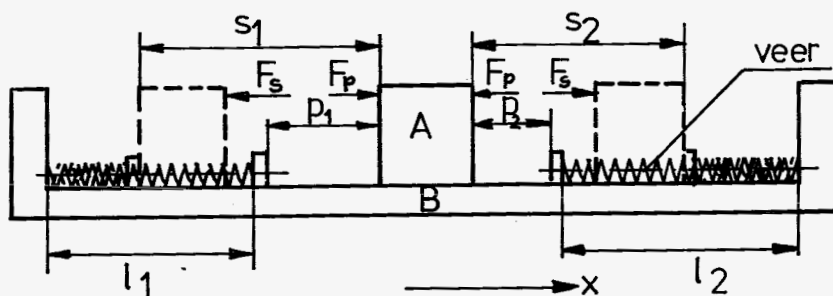


Fig.1.3. Voorbeeld ter toelichting op het begrip bewegingsmogelijkheid.

Lichaam A kan t.o.v. lichaam B wrijvingsloos in x-richting bewegen. Met lichaam B zijn twee veren met ongespannen lengten  $l_1$  resp.  $l_2$  verbonden. Lichaam A ondervindt tengevolge van een verwaarloosbaar kleine positieve kracht  $F_p$  een primaire beweging  $p_2$  in positieve x-richting en tengevolge van een relatief grote positieve kracht  $F_s$  een secundaire beweging  $s_2$  in positieve x-richting. In negatieve x-richting kan lichaam A over een afstand  $p_1$  tengevolge van een negatieve kracht  $F_p$  een primaire beweging ondergaan en tengevolge van een negatieve kracht  $F_s$  over een afstand  $s_2$  een secundaire beweging. De afstanden  $p_2$  en  $s_2$  worden de primaire, resp. secundaire bewegingsmogelijkheden in positieve x-richting genoemd. De sommen  $(p_1+p_2)$  en  $(s_1+s_2)$  worden de primaire, resp. secundaire bewegingsmogelijkheden in x-richting genoemd.

In principe zijn er in het kniegewricht 6 onafhankelijke secundaire bewegingen mogelijk en wel de verplaatsing, in resp. x-, y- en z-richting en de rotaties, om resp. de x-, y- en de z-as, van het femur t.o.v. het koördinatenstelsel x,y,z. De medische benaming voor de bewegingen in een gewricht zijn allerminst eenduidig, enerzijds tengevolge van verschillen in de keuze van het "stilstaande" botdeel, anderzijds door het ontbreken van voldoende scherp begrensde en goed toeganke-lijke anatomische herkenningspunten waardoor het niet mogelijk is de positie van het (x,y,z)-stelsel eenduidig vast te leggen. De drie verplaatsingen en drie rotaties van het femur kunnen globaal als volgt in de medische terminologie geïnterpreteerd worden (fig.1.2):

- Translatie in x-richting:

Anterior-posterior beweging van het femur, waarbij de anterior beweging een translatie in negatieve x-richting voorstelt en de posterior beweging een translatie in positieve x-richting.

- Translatie in y-richting:

Een axiale of longitudinale verplaatsing van het femur.

- Translatie in z-richting:

Een medio-laterale beweging van het femur, waarbij de mediale beweging een translatie in negatieve z-richting voorstelt en de laterale beweging een translatie in positieve z-richting.

- Rotatie om de x-as:

De abductie-adductie beweging, die meestal gedefinieerd wordt als abductie-adductie van de tibia t.o.v. het femur, terwijl hier ab-



ductie een negatieve en adductie een positieve hoekverdraaiing van het femur om de x-as voorstelt.

- Rotatie om de y-as:

De exo-endorotatie, die meestal gedefinieerd wordt als de rotatie van de tibia om zijn eigen lengte-as, terwijl hier exorotatie en endorotatie van de tibia een negatieve, resp. positieve hoekverdraaiing van het femur om de y-as voorstellen.

- Rotatie om de z-as:

De flexie-extensie beweging, waarbij de flexie-beweging een negatieve en de extensie-beweging een positieve verdraaiing van het femur om de z-as voorstelt.

Het aantal onafhankelijke primaire bewegingen dat in een normaal kniegewricht mogelijk is, ook wel vrijheidsgraden genoemd, zal tengevolge van de aanwezigheid van het band- en kapselsysteem kleiner dan zes zijn. Meestal worden aan een menselijk kniegewricht twee graden van vrijheid toegekend, namelijk een beweging waarvan de belangrijkste komponent een rotatie om de z-as is (de flexie-extensie beweging) en een beweging waarvan de belangrijkste komponent een rotatie om de y-as is (de exo-endorotatie).

### 1.5. Historisch overzicht.

In dit overzicht wordt het onderzoek besproken dat gericht is op het verkrijgen van inzicht in de bewegingsmogelijkheden van en de krachten in het menselijk kniegewricht. Onderzoek dat gericht is op speciale aspecten zoals geometrie of materiaalgedrag zal, voor zover hier relevant, in latere hoofdstukken ter sprake komen.

Sinds het begin van de 19e eeuw hebben een groot aantal onderzoekers het menselijk kniegewricht bestudeerd. De eerste studies droegen vooral een fenomenologisch karakter: door nauwkeurige observaties van preparaten trachtte men inzicht te verkrijgen in de bewegingsmogelijkheden en de rol van de diverse structuren. De gebroeders Weber [73] konstateerden in 1836 dat het menselijk kniegewricht, althans in vitro, twee vrijheidsgraden bezit, namelijk de flexie-extensie beweging en de exo-endorotatie. In de extensiestand kan geen exo-endorotatie optreden, hetgeen werd verklaard uit het gedrag van de ligamenten: de beide collaterale banden zijn in extensie gespannen en verhinderen zodoende exo-endorotatie. Bij flexie van het gewricht verslappen deze

banden waardoor exo-endorotatie mogelijk wordt. Inzicht omtrent de functie van de banden met betrekking tot de bewegingsmogelijkheden werd o.a. verkregen door de banden door te snijden en de invloed hiervan op de bewegingen na te gaan. Deze techniek is later bij vele experimenten toegepast. Weber [73] konstateerde dat bij de flexie-extensie beweging sprake is van rollen en glijden van de femorale over de tibiale condyli. Zuppinger [78] onderzocht dit verschijnsel nader door röntgenopnamen te maken van een gewricht in diverse flexie-extensie-standen. Gekonstateerd werd dat van extensie tot ongeveer  $15^{\circ}$  flexie voornamelijk rollen plaatsvindt, terwijl bij verdere flexie vooral sprake is van glijden.

Een uitgebreid overzicht van de literatuur tot 1940 betreffende de bewegingsmogelijkheden en de invloed van de verschillende structuren wordt gegeven door Brantigan en Voshell [3]. Zij vermelden o.a. een groot aantal tegenstrijdigheden in de onderzoekresultaten van de diverse studies. Een en ander kan o.a. verklaard worden uit de natuurlijke verschillen in de bestudeerde preparaten, de gehanteerde preparatietechnieken en de vaak gebrekkige experimentele opstellingen. Zelf onderzochten zij aan een hondertal preparaten op systematische wijze de invloed van menisci en ligamenten op de bewegingsmogelijkheden. De door hen gehanteerde experimentele opstelling moet als vrij primitief beschouwd worden, o.a. omdat de relatieve verplaatsingen in het gewricht m.b.v. gradenboog en lineaal bepaald werden en omdat de belastingen die gehanteerd werden om een verplaatsing te realiseren niet nauwkeurig bekend zijn. Ook de onderzoekresultaten van soortgelijke studies van recente datum, b.v. Warren [72], Shaw [56], Girgis [18] en Furman [16], moeten om deze reden kritisch beschouwd worden.

De eerste van belang zijnde experimenten aan gewrichtspreparaten stammen van Braune en Fischer [4]. Bij deze metingen, die tot doel hebben inzicht te verschaffen in de flexie-extensiebeweging, werd het femur horizontaal op een houder bevestigd, terwijl de tibia m.b.v. draden in een vertikaal vlak bewogen werd. De positie van de tibia als functie van de flexie-extensiehoek werd vastgelegd door de coördinaten van de uiteinden van drie vast met de tibia verbonden staven te meten. Via een derde draad kon een axiale belasting op het gewricht uitgeoefend worden zodat het femur tegen de tibia aangedrukt werd. Gekonsta-

teerd werd dat bij afwezigheid van een axiale belasting bij herhaling van het experiment door de tibia niet dezelfde baan doorlopen werd. De verklaring hiervoor moet vooral gezocht worden in de exo-endorotatie mogelijkheid van het gewricht.

Meyer [38] ontdekte in 1853 de z.g. slotrotatie: een negatieve hoekverdraaiing van het femur om de y-as bij strekking van het been. Uit studies van o.a. Hallen [19] en de Lint [33] blijkt dat de omvang van de slotrotatie bij gewrichtspreparaten sterk afhangt van een eventuele externe belasting. De meeste experimenten om de slotrotatie te bepalen zijn verricht zonder uitwendige belasting, zodat het niet verwonderlijk is dat de verschillende onderzoekers grote verschillen vonden. Hallen [19] vond bij buiging van een gewricht van extensie tot  $20^{\circ}$  flexie een slotrotatie, die bij 11 preparaten varieerde van 1 tot  $14^{\circ}$ . De gemiddelde slotrotatie gemeten door Trent [64] aan 7 preparaten bedroeg  $37^{\circ}$ , waarvan ongeveer de helft van extensie tot  $15^{\circ}$  flexie plaatsvond. De resultaten van de metingen van Markolf [35] staan in fig.1.4. In deze figuur staat de gemeten binnenwaartse rotatie van de tibia t.o.v. het femur, hetgeen identiek is aan een negatieve hoekverdraaiing van het femur om de y-as, gemiddeld over 35 preparaten, weergegeven als functie van de flexie-extensiehoek.

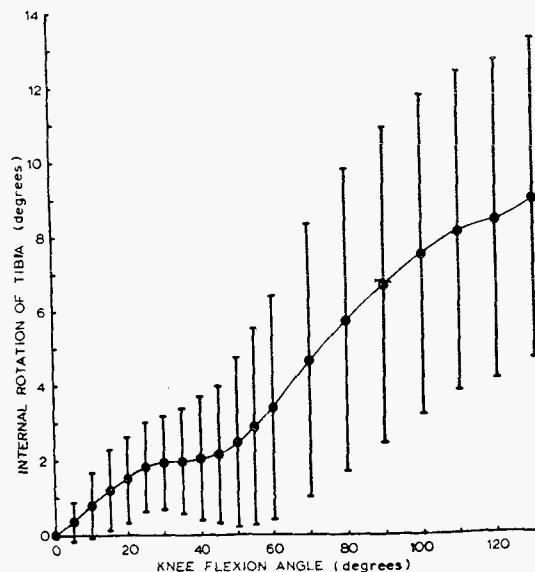


Fig.1.4. De slotrotatie, gemiddeld over 35 preparaten volgens Markolf [35]. De verticale lijnen geven de standaardafwijking weer.

De verticale lijnen geven de standaardafwijking weer. De experimenten van Hallen [19] en Markolf [35] werden verricht aan verse intacte preparaten, bij de experimenten van Trent [64] was de huid en de vetlaag van de preparaten verwijderd.

Naast de studies naar de omvang van de slotrotatie worden in de literatuur experimenten naar de bewegingsmogelijkheden vermeld. Tabel 1.1 geeft een overzicht van een aantal studies waarbij zowel de verplaatsing als de uitgeoefende belasting opgemeten werden. De diverse bewegingsmogelijkheden werden bepaald bij één of meerdere flexie-extensiehoeken. De uitgeoefende belastingen hadden een richting overeenkomend met die van de gemeten verplaatsingen.

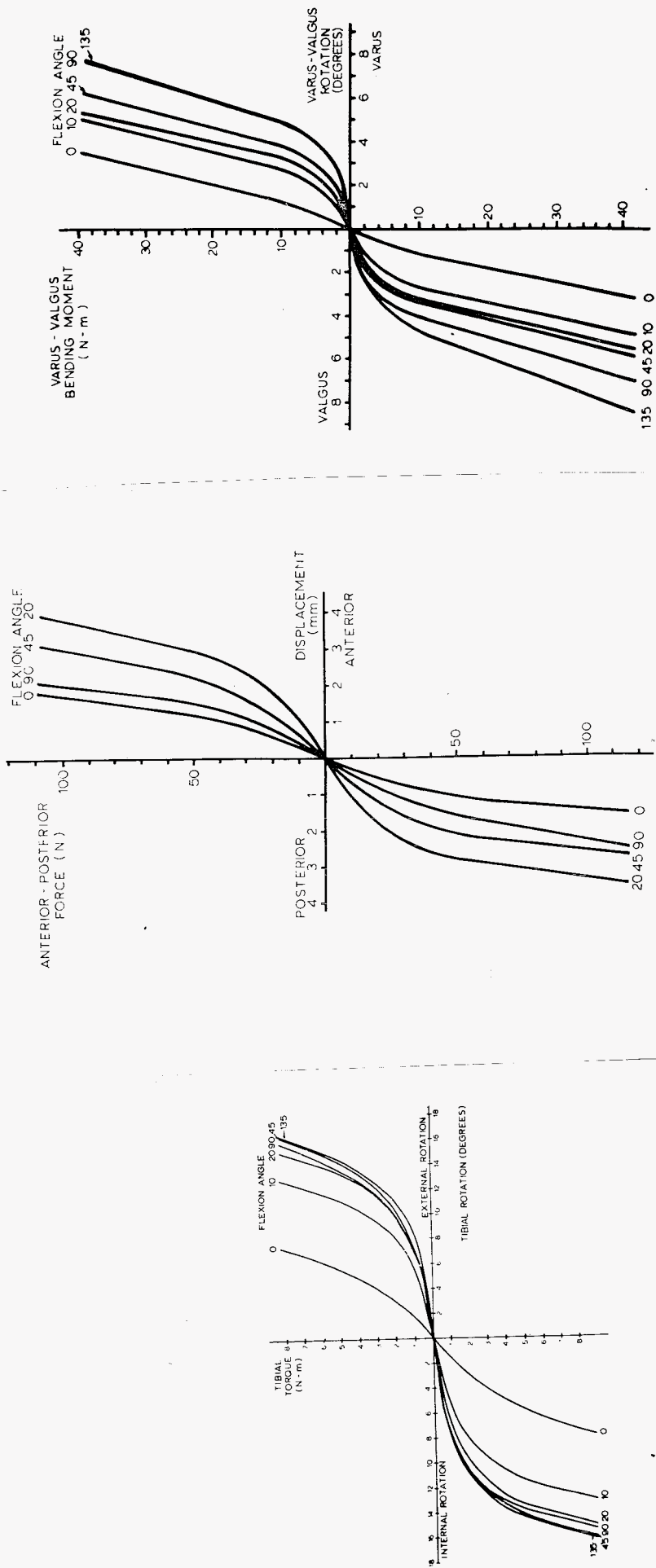
	aantal preparaten	flexie-extensiehoek	verplaatsingen					Opmerkingen
			exo-endorotatie	voor-achterwaarts	medio-lareraal	abductie-adductie	axiaal	
Walker [69]	3	div					x	intakt preparaat, belasting: 1500 N, menisci verwijderd,
Wang [77]	13	25°	x					ligamenten, kapsel en musculus quadriceps intact, cyclische belasting: + 5Nm, hoeksnelh. 3.2°/sec.
Hsieh [21]	4	0° 30°	x	x				exo-endorotatie identiek met Wang, voor-achterwaarts: cyclische belasting + 100 N, snelheid 3.3 mm/sec.
Markolf [35]	35	div	x	x		x		intakt preparaat-"goniometer"-raksnelheid onbekend- verschillende belastingen.
Piziali [45]	1	div			x	x		geen gegevens over preparaat bekend-geavanceerde experimentele opstelling.

Tabel 1.1. Overzicht van een aantal studies naar de bewegingsmogelijkheden van een menselijk kniegewricht. De richting van de belasting is gelijk aan de richting waarin de verplaatsing gemeten wordt.

Bij de experimenten van Walker [69] werden femur en tibia d.m.v. een kracht van 1500 N in de richting van de tibia-lengte-as tegen elkaar gedrukt. In de extensiestand van het gewricht was de verplaatsing van het femur, gemeten ter plaatse van de femurschacht, na 1 sec ongeveer 1 mm en na 30 min. ongeveer 2 mm. In andere flexie-extensiestanden bedroeg de afwijking op deze waarnemingen niet meer dan 20 %. Uit dit experiment blijkt het visco-elastisch niet lineaire gedrag van een kniegewricht. Eveneens volgt dit uit de experimenten van Wang [71] en Hsieh [21] naar de exo-endorotatie en de voor-achterwaartse verplaatsing. De door hen gevonden karakteristieken worden o.a. beïnvloed door de reksnelheid en de axiale belasting op het gewricht.

Markolf [35] konstrueerde een instrument, een z.g. "goniometer" waarmee de verplaatsing van femur t.o.v. tibia in een intact gewricht als functie van de uitgeoefende belasting bepaald kan worden. Met dit instrument werden 35 preparaten onderzocht op exo-endorotatie, abductie-adductie en de anterior-posterior bewegingsmogelijkheid. De resultaten van deze experimenten staan weergegeven in fig.1.5. Vermeld zijn de gemiddelde meetresultaten van 35 preparaten. De standaardafwijkingen bedroegen ongeveer  $2^{\circ}$  voor abductie-adductie,  $5^{\circ}$  voor exo-endorotatie en 2 mm bij de voor-achterwaartse beweging. Uit de grafiek voor de exo-endorotatie blijkt dat, behoudens in extensie, exo-endorotatie met een relatief geringe belasting gerealiseerd kan worden. De resultaten van deze experimenten blijken goed overeen te stemmen met de waarnemingen van Wang [71] en Hsieh [21].

De door Piziali [45] ontwikkelde apparatuur biedt de mogelijkheid een of meerdere verplaatsingen (translaties zowel als rotaties) voor te schrijven en de hiervoor benodigde belasting te registreren. Uit de door Piziali uitgevoerde experimenten aan één preparaat blijkt weer het niet-lineaire karakter van de belasting-verplaatsingskarakteristieken en verder dat de reaktiekrachten in richtingen niet overeenkomend met de voorgeschreven verplaatsing(en), relatief klein zijn. Een nadeel van de opstelling van Piziali is dat een aantal experimenten (nog) niet uitgevoerd kunnen worden. Zo kan de exo-endorotatie en de voor-achterwaartse verplaatsing niet bij verschillende flexie-extensiehoeken bepaald worden. Omtrent de grootte van de bewegings-



exo-endorotatie

voor-achterwaartse verplaatsing

abductie-adductie

Fig.1.5. Drie bewegingsmogelijkheden van het menselijk kniegewricht volgens Markolf [35] •  
 De metingen werden verricht aan 35 intakte preparaten. Weergegeven staat de gemiddelde bewegingsmogelijkheid van deze 35 preparaten.

mogelijkheid in medio-laterale richting, waarover uit andere experimentele onderzoeken geen gegevens bekend zijn, kan uit de experimenten van Piziali gekonstateerd worden dat deze niet veel afwijkt van de grootte van de voor-achtewaartse bewegingsmogelijkheid.

In navolging van Brantigan en Vosshell [3] werd bij de studies van Wang [71], Hsieh [21] en Markolf [35] de invloed van ligamenten, kapsel en menisci op de diverse bewegingsmogelijkheden nagegaan. In hoofdstuk 2 wordt op een aantal kwantitatieve resultaten van deze experimenten nader ingegaan.

Naast de experimenten aan gewrichtspreparaten zijn diverse studies verricht naar de bewegingen van een kniegewricht in vivo. De grote moeilijkheid bij dergelijke metingen wordt gevormd door de ontoegankelijkheid van de botten voor rechtstreekse waarnemingen. Levens [32] plaatste bij 26 proefpersonen, onder lokale anaesthesie, pennen in heup, femur en tibia. De op deze wijze verkregen informatie over de relatieve bewegingen is echter onvoldoende. Bovendien bleek dat veel waarnemingen onbruikbaar waren tengevolge van buigende, trillende of zelfs gebroken pennen. Bij metingen in vivo beperkt met zich dan ook, vooral op ethische gronden, tot registratie van punten (verder markers genoemd) op de huid van bovenbeen en onderbeen of men neemt zijn toevlucht tot röntgentechnieken.

Braune en Fischer [4] voerden als eersten een drie-dimensionale bewegingsstudie uit aan de kniegewrichten van twee proefpersonen door aan het onderbeen m.b.v. gips drie pennen te bevestigen. De positie van de uiteinden van deze pennen als functie van de flexie-extensiehoek werd fotografisch geregistreerd (fig.1.6). Tengevolge van deformaties in de weefsels tussen gips en bot, wordt echter géén exakte informatie over de beweging van het femur t.o.v. de tibia verkregen. Wel kan met een dergelijke methode bij de bestudering van de loopbeweging een globale indruk verkregen worden omtrent de grootte van de versnellingen in boven- en onderbeen. Uit deze informatie kunnen dan, zoals Fisher [12] reeds in het begin van deze eeuw aantoonde, de op het gewricht werkende krachten en momenten bij benadering bepaald worden. Beperkten de analyses van Fisher zich nog tot de bewegingen in het sagittale vlak, in recentere

studies zoals die van Morrison [39], worden de drie-dimensionale beweging van heup, bovenbeen en onderbeen en de krachten door de voeten op de grond uitgeoefend, geregistreerd. Bij het onderzoek van Morrison werden markers op de relevante lichaamsdelen geplakt. De beweging van bovenbeen t.o.v. onderbeen kan ook rechtstreeks geregistreerd worden door gebruik te maken van een z.g. goniometer (Townsend [63]).

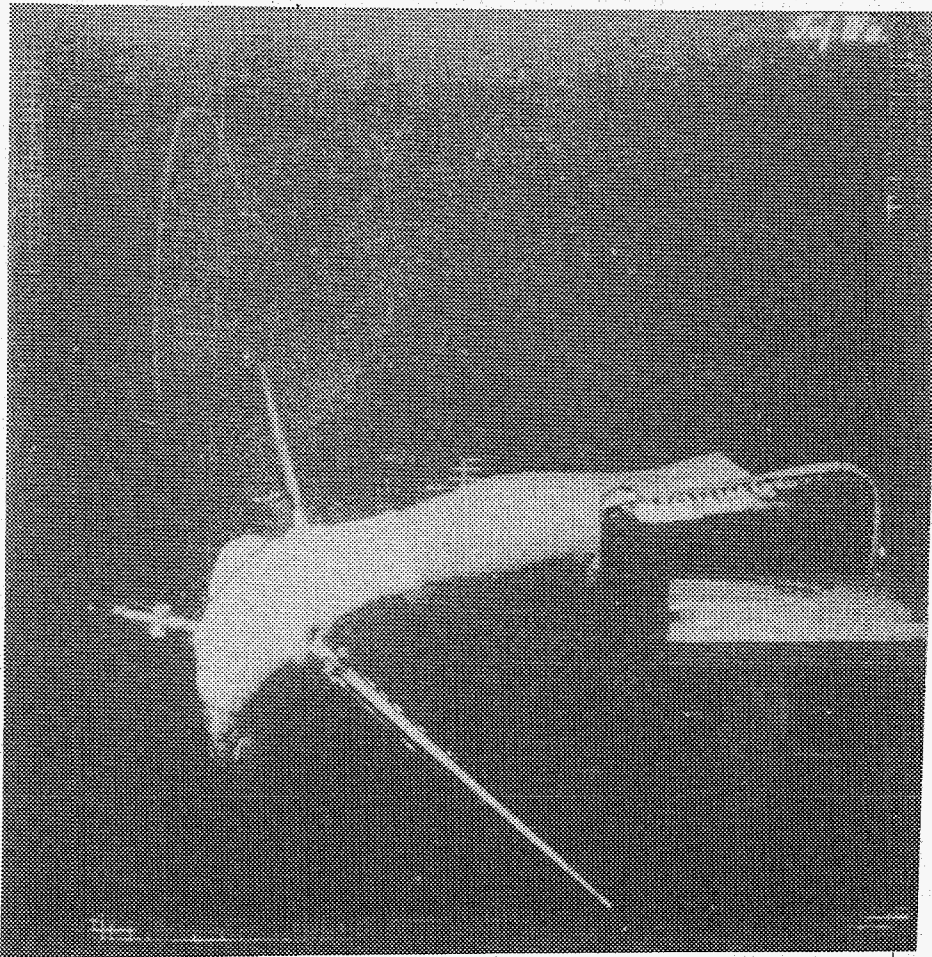


Fig.1.6. Bewegingsexperiment van Braune en Fisher [4].

De pogingen om m.b.v. röntgenfotografie de beweging van femur t.o.v. tibia te bepalen bleven tot voor kort beperkt tot een twee-dimensionale registratie van de beweging in het sagittale vlak met het doel de ligging van de draaiings-as van de flexie-extensiebeweging te bepalen. Ten-



gevolge van het ontbreken van duidelijk nauwkeurig bepaalde anatomische herkenningspunten in een gewricht en omdat de bewegingen in een gewricht in feite drie-dimensionaal zijn, moeten de resultaten van dergelijke studies zeer kritisch beschouwd worden. De banen van de momentane draaiings-assen die Nietert [41] op deze wijze voor een 80-tal gewrichten vond, vertoonden dan ook grote verschillen. Gedeeltelijk zijn deze verschillen ook te verklaren uit de anatomische verschillen van de gewrichten.

De bewegingsmogelijkheid van een gewricht in vivo in anterior-posterior richting en bij abductie-adductie werd gemeten door Jacobsen [23]. Hierbij werd van apparatuur gebruik gemaakt, waarmee een bekende kracht of bekend moment op het gewricht kon worden uitgeoefend en waarbij de optredende verplaatsing m.b.v. röntgenfoto's bepaald werd. Tussen diverse proefpersonen onderling werden grote verschillen gevonden. Verder was bij een belasting in anterior-posterior richting de verplaatsing aan laterale zijde aanmerkelijk groter dan aan de mediale zijde.

Recent ontwikkelde meettechnieken (o.a. Selvik [55] en v.Dijk [81]), waarbij markers in botdelen geplaatst worden en waarbij de positie van deze markers met drie-dimensionale röntgentechnieken bepaald worden, bieden hoopvolle perspectieven voor een nauwkeurige bepaling van de relatieve bewegingen in een gewricht.

Het dynamisch gedrag van een kniegewricht in vivo werd bestudeerd door Pope [46] en Crowninshield [7]. Op basis van meetgegevens werd een mathematisch model, bestaande uit o.a. veren en dempers, ontwikkeld dat het dynamisch gedrag bij exo-endorotatie en bij abductie-adductie beschrijft.

Bij de studies naar het mechanisch gedrag van een menselijk kniegewricht, waarbij gebruik gemaakt wordt van andere modellen dan preparaten, kan onderscheid gemaakt worden in kinematische modellen en modellen die de globale krachtwerking in een gewricht beschrijven.

Kinematische modellen beperken zich tot de beschrijving van de bewegingsmogelijkheden van een gewricht bij afwezigheid van externe belastingen. Eventuele deformaties in de diverse structuren worden buiten beschouwing gelaten. Zuppinger [78] en Strasser [62] verklaarden de relatieve beweging van het kniegewricht m.b.v. een vier-stangen mechanisme.

Twee stangen in dit mechanisme stellen de kruisbanden voor terwijl de overige stangen femur en tibia representeren (fig.1.7).

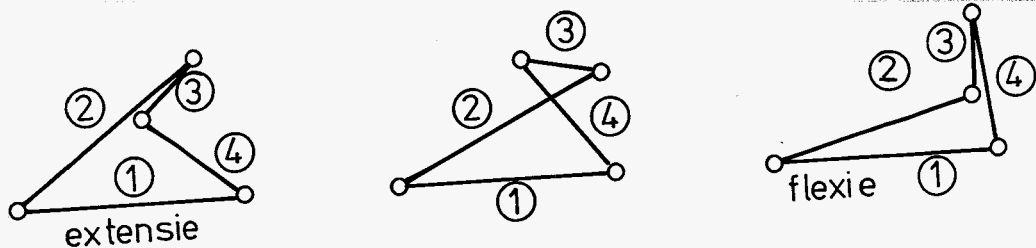


Fig.1.7. Vier stangen mechanisme volgens Strasser [62].

1 = tibia, 2 = voorste kruisband, 3 = femur,  
4 = achterste kruisband.

Menschik [36] en Huson [22] konstrueerden op basis van het vier-stangen mechanisme en de aanname dat de relatieve beweging van het gewricht in één vlak plaats vindt, uit de "sagittale contour" van de femorale condyli, de bijbehorende "contour" van de tibia condyli. Uitgaande van de beweging zoals die gerealiseerd wordt door een vier-stangen mechanisme bepaalde Menschik [37] de mogelijke inserties van de kollaterale banden. Op basis van bij experimenten gevonden momentane draaiings-assen (poloden) in het sagittale vlak, konstrueerde Freudenstein [13] diverse twee-dimensionale mechanismen die equivalente poloden realiseren. Knese [28] bouwde een materieel model zonder ligamenten waarbij de condyli uit twee-dimensionale ellipsen bestonden. Het materieel model van Huson [22] dat een aantal aspecten van de ruimtelijke beweging beschrijft, werd gekonstrueerd door het twee-dimensionale vier-stangen mechanisme uit te breiden tot een drie-dimensionaal model (fig.1.8).



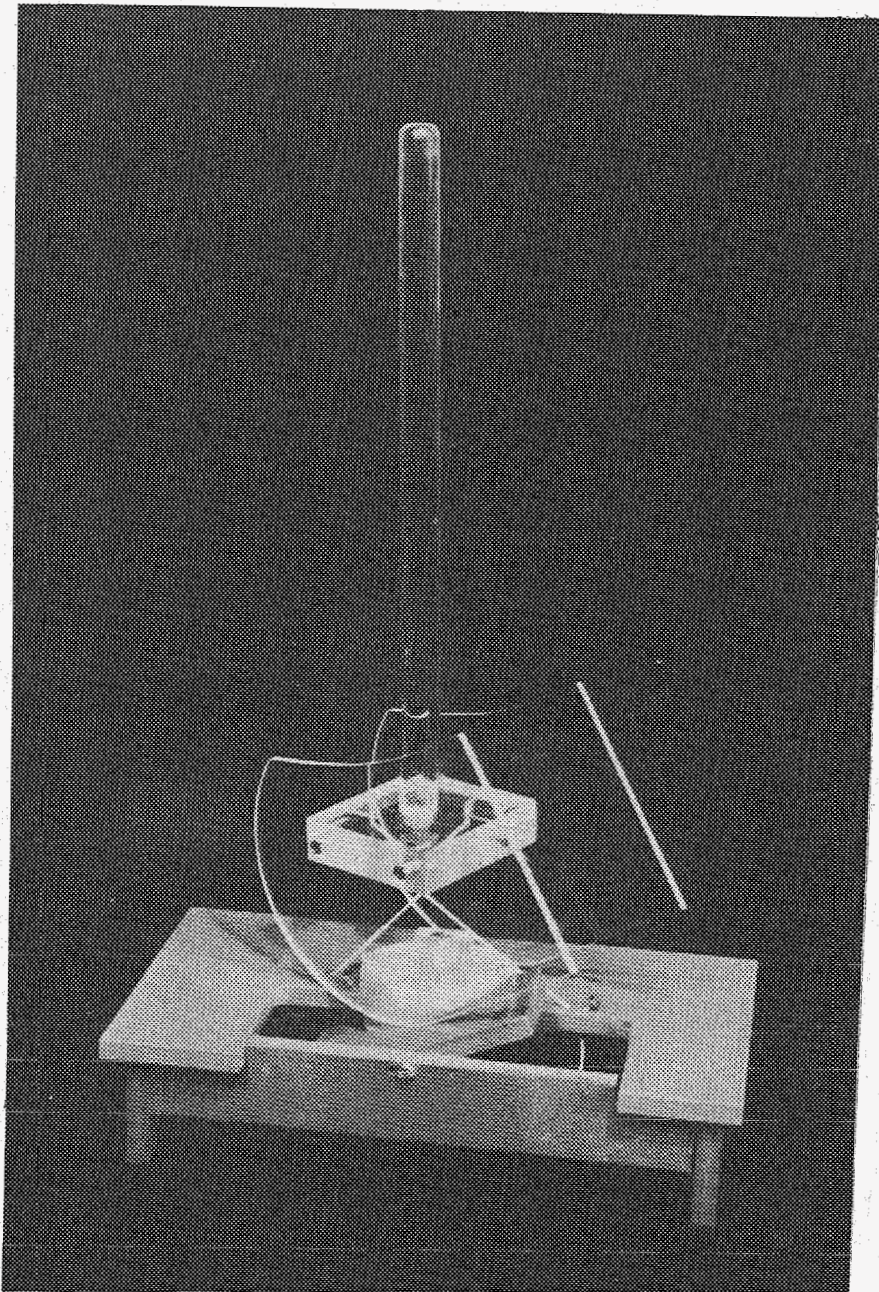


Fig. 1.8. Ruimtelijk kniemodel van Huson |22|.

Kettelkamp |25| en v. Rens |48| beschouwden het evenwicht van het kniegewricht in een frontaal vlak om contactkrachten en ligamentkrachten bij varus-valgus afwijkingen te bepalen. Smidt |60|, Perry |43| en Seedhom |51| beschouwden het evenwicht in een saggitaal vlak om spier- en contactkrachten bij de flexie-extensie beweging te bepalen. Hierbij werd de invloed van de ligamenten verwaarloosd.

Het drie-dimensionale model van Edwards [10] is gebaseerd op literatuurgegevens over de positie van het femur t.o.v. de tibia bij verschillende flexie-extensiehoeken. Deze gegevens zijn echter onvolledig en onderling tegenstrijdig. Aan preparaten bepaalde Edwards de insertiepunten van de ligamenten waarna m.b.v. de literatuurgegevens de "lengte" van de diverse ligamenten in verschillende flexie-extensie-standen berekend werd. Uit de verkregen "lengten" kunnen dan eenvoudig de lengteveranderingen bij de verschillende standen bepaald worden. Bij confrontatie van deze berekeningen met rekstrookmetingen aan de ligamenten bleek er een goede overeenkomst te zijn. In feite beperkt het model van Edwards zich tot het gedrag van de ligamenten bij de flexie-extensie beweging. Crowninshield [8] breidde dit model uit door ligamenten en kapsel door een aantal veren voor te stellen en de krachten in deze veren te berekenen m.b.v. literatuurgegevens over de posities van het femur bij anterior-posterior verplaatsing, abductie-adductie en exo-endorotatie. Op deze wijze kan, mits de literatuurgegevens voldoende betrouwbaar zijn, inzicht verkregen worden in de stijfheid van het gewricht tegen verplaatsing. De invloed van de vorm van de gewrichtsvlakken op deze stijfheid wordt in deze benaderingswijze buiten beschouwing gelaten.



## 2. Probleemstelling.

### 2.1. Inleiding.

In het vorige hoofdstuk is een globaal overzicht van het onderzoek naar het mechanisch gedrag van het menselijk kniegewricht gegeven. In dit hoofdstuk worden de eerste stappen gezet t.b.v. de constructie van een mathematisch model. Hiertoe wordt in 2.2. een probleemafbraking gegeven: het te ontwikkelen model beperkt zich tot de globale bewegingen van en de globale krachten in het femoro-tibiale gewricht waarbij visco-elastische aspecten buiten beschouwing worden gelaten. Verder zal het model zich beperken tot een quasi-statische situatie. In 2.3. wordt een korte systeembeschouwing gegeven, waarbij invoergrootheden, uitvoergrootheden en systeemparameters onderscheiden zullen worden.

Een belangrijke en noodzakelijke stap in de modelvormingscyclus wordt gevormd door het vereenvoudigen van het werkelijke systeem tot een vervangend systeem. Als redenen voor de noodzaak van deze stap kunnen genoemd worden:

- een volledige beschrijving van het systeem is zinloos, omdat een dergelijke beschrijving minstens even gekompliceerd is als de werkelijkheid.
- omtrent een aantal aspecten van het te bestuderen systeem is nog veel informatie onbekend, zodat men gedwongen is veronderstellingen te maken.
- tengevolge van de beperkt beschikbare tijd en de technische mogelijkheden is men gedwongen op een aantal plaatsen sterke vereenvoudigingen in te voeren.

Bij het ontwikkelen van het model worden daarom enerzijds allerlei factoren en details, die naar verwachting geen of slechts geringe invloed hebben op het globale mechanische gedrag van het systeem buiten beschouwing gelaten, anderzijds zal gestreefd moeten worden naar een zo realistisch mogelijke weergave van de van belang geachte aspecten in het systeem. In 2.4. zal dit proces van vereenvoudigingen en veronderstellingen behandeld worden.

De systeemelementen waarvan verwacht wordt dat ze grote invloed uitoefenen op het globale bewegingsgedrag, namelijk ligamenten, kapsel en gewrichtsvlakken zullen in de hoofdstukken 4 en 5 in detail behandeld worden. Van het aldus geschematiseerde systeem wordt in 2.5. de technische probleemstelling geformuleerd.

## 2.2. Probleemafbraking.

In het mechanisch gedrag van het menselijk kniegewricht kunnen verschillende aspecten onderscheiden worden. Genoemd kunnen o.a. worden:

- deformatie en slijtage van de gewrichtsvlakken.
- het smeringsmechanisme.
- mechanische eigenschappen van ligamenten en kapsel.
- belasting op het gewricht bij diverse loopbewegingen.
- letsel aan b.v. banden en patella.
- de relatieve bewegingen in het gewricht, etc.....

Sommige van deze aspecten kunnen zeer goed afzonderlijk bestudeerd worden. Andere aspecten daarentegen vertonen een nauwe onderlinge samenhang. De doelstelling van het onderhavige onderzoek is een gereedschap te ontwikkelen voor de analyse v.d. bewegingsmogelijkheden en het krachtenspel in gewrichten waarmee iedere voorkomende geometrie, belasting en beschrijving van het materiaalgedrag in rekening kan worden gebracht. Op basis van deze doelstelling ligt het voor de hand onze aandacht in eerste instantie niet te richten op fenomenen die vooral lokaal van betekenis zijn, zoals deformatie van de gewrichtsvlakken, maar op het complete gewricht. In een dergelijke globale beschouwing zullen de interactie tussen de gewrichtsdelen, ligamenten, spieren, etc., een zeer belangrijke rol spelen.

Omtrent het globale mechanische gedrag ontbreekt nog veel informatie. De literatuur hierover bevat veel tegenstrijdigheden. Vragen als hoe beweegt het femur t.o.v. de tibia, wat is de functie van de diverse ligamenten en de gewrichtsvlakken, hoe groot zijn de contactkrachten en de krachten in de ligamenten, zijn nog maar ten dele beantwoord.

Ook ten aanzien van diagnose van bepaalde knieafwijkingen, orthopaedische ingrepen en criteria t.b.v. het gebruik van endo-prothesen bestaan een groot aantal sterk van elkaar afwijkende opvattingen. Verwacht wordt dat hier op een aantal plaatsen m.b.v. globale beschouwingen zinvolle uitspraken gedaan kunnen worden.

In het globale mechanische gedrag van het kniegewricht zijn twee belangrijke aspecten te onderscheiden namelijk de globale bewegingen (de bewegingen van de gewrichtsdelen t.o.v. elkaar) en de globale of resulterende krachten op de condyli en in verbindende structuren zoals ligamenten en kapsel. Bij de verdere analyse van het globale mechanische gedrag zullen dynamische en visco-elastische aspecten buiten beschouwing worden gelaten. Verder zal alleen het femoro-tibiale gewricht beschouwd worden. Gezien de eis van generaliseerbaarheid van het te ontwikkelen gereedschap is de verwachting gerechtvaardigd dat op equivalente wijze modelvorming van het femoro-patellaire gewricht kan plaatsvinden.

Omdat uit diverse experimenten blijkt dat de bewegingen in een kniegewricht drie-dimensionaal zijn, is besloten het te ontwikkelen gereedschap eveneens drie-dimensionaal te maken.

Samenvattend kan gesteld worden dat het onderzoek zich zal beperken tot een quasi statische beschouwing van het globale drie-dimensionale mechanische gedrag van het femoro-tibiale gewricht.

### 2.3. Systeembeschouwing.

Het te bestuderen systeem is het femoro-tibiale gewricht. Er wordt een zodanige systeembegrenzing aangebracht, dat de volgende elementen tot het systeem behoren:

- De relatief starre botten: femur en tibia. Interessant voor de verdere analyse is het gedeelte dat ligt tussen ongeveer 10 cm distaal en 10 cm proximale van de gewrichtsspleet.
- De bindweefsels die het femur en de tibia verbinden: de ligamenten en het kapsel.
- De elementen via welke het contact tussen femur en tibia plaats vindt, namelijk het kraakbeen van de condylaire gewrichtsvlakken, de menisci en de synovia. Deze elementen samen vormen het z.g. kontaktsysteem.

Naast deze systeemelementen kan een onderscheid gemaakt worden in grootheden die op het systeem inwerken en grootheden die bepaald moeten worden. De eerste katagorie grootheden wordt input of invoer genoemd, terwijl de tweede katagorie aangeduid wordt met output of uitvoergrootheden. De uitvoergrootheden karakteriseren de toestand waarin het systeem verkeert. De relatie tussen invoer en uitvoer wordt bepaald door de sys-

teempareters (fig.2.1).

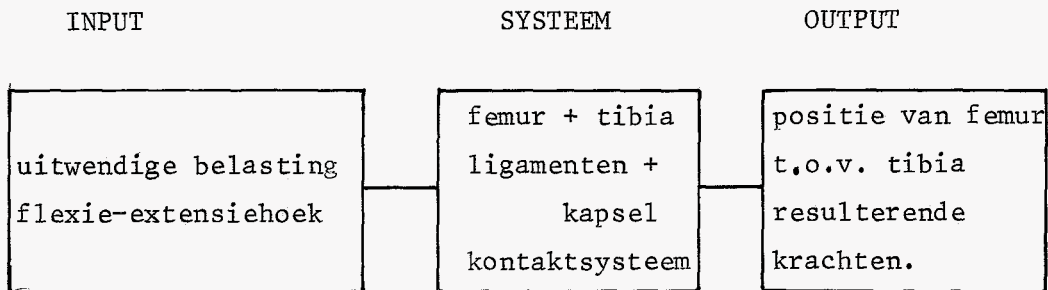


Fig.2.1. Schematische weergave van het systeem.

Spieren, patella en andere structuren uit het menselijk lichaam behoren niet tot het te beschouwen systeem. Zij oefenen op dit systeem krachten en of momenten uit en hun invloed kan in rekening worden gebracht door deze krachten en momenten als invoergrootheden van het systeem op te vatten. Ook traagheidskrachten en andere op het systeem werkende belastingen kunnen beschouwd worden als invoergrootheden.

Bij experimenten aan gewrichtspreparaten is het gebruikelijk het mechanisch gedrag van het betreffende preparaat te bepalen als functie van de flexie-extensiestand. Besloten is daarom een grootheid die de flexie-extensiestand karakteriseert als invoer grootheid te kiezen. In hoofdstuk 3 zal hierover een nadere afspraak gemaakt worden.

Op de systeemparameters zal in het volgende deelhoofdstuk uitgebreid worden ingegaan. De keuze van de verschillende uitvoergrootheden zal mede bepaald worden door de wijze waarop de verschillende systeemparameters in het model in rekening worden gebracht. Omdat het te ontwikkelen model betrekking zal hebben op het globale mechanische gedrag zullen in ieder geval de grootheden die de globale bewegingen van het gewricht karakteriseren, resulterende krachten in ligamenten en kontaktkrachten in de gewrichtsvlakken, tot de uitvoergrootheden moeten behoren.



#### 2.4. Veronderstellingen en vereenvoudigingen.

Achtereenvolgens zal aandacht worden geschonken aan de drie te onderscheiden subsystemen namelijk het femur en de tibia, de ligamenten met het gewrichtskapsel en het kontaktsysteem.

##### 2.4.1. Femur en tibia.

De deformaties in de botweefsels van het relevante gedeelte van femur en tibia tengevolge van de op deze botten werkende belasting zijn te verwaarlozen t.o.v. deformaties in het kraakbeen van de gewrichtsvlakken. De invloed van deze deformaties op de globale bewegingsmogelijkheden van het gewricht worden daarom verwaarloosd. De materiaaleigenschappen van deze harde botweefsels zijn dan niet interessant. Wel van belang zijn de geometrie van die delen van femur en tibia waar contact tussen de botten kan plaatsvinden en de plaats van de insertiegebieden van ligamenten en kapsel aan femur en tibia. Het contact tussen femur en tibia vindt plaats via de gewrichtsvlakken. Deformaties in deze uit kraakbeen bestaande vlakken zullen bij de bespreking van het kontaktsysteem aan de orde komen. Bij de tibia verschilt de vorm van de gewrichtsvlakken aan mediale zijde, zowel in het frontale als het sagittale vlak, sterk van die aan de laterale zijde. Experimenten naar de invloed van deze vorm op de globale bewegingen zijn voor zover bekend niet uitgevoerd. Ook zijn in de literatuur geen gedetailleerde gegevens te vinden over afmetingen van deze gekromde vlakken. In hoofdstuk 4 zal worden besproken op welke wijze deze afmetingen aan een aantal preparaten gemeten zijn en op welke wijze deze vlakken wiskundig gerepresenteerd zijn. Bij deze metingen is tevens de globale ligging van de insertiegebieden van ligamenten en kapsel bepaald.

##### 2.4.2. Ligamenten en kapsel.

Naar de invloed van de ligamenten en het kapsel op de globale bewegingsmogelijkheden is uitgebreid onderzoek verricht. De in dit verband bestudeerde bewegingsmogelijkheden zijn de abductie-adductie de exo-endorotatie en de voor-achterwaartse verplaatsing. Om een indruk te geven van de invloed van de diverse structuren, staan in tabel 2.1 de experimentele resultaten van Markolf |35| vermeld. Als maat voor

de invloed van een bepaalde structuur wordt gebruikt, de verhouding van de bewegingsmogelijkheid na een bepaalde doorsnijding (of verwijdering) tot de bewegingsmogelijkheid van het intacte gewricht. De uitgeoefende belasting tijdens de experimenten bedroeg ongeveer 50 N in voor-achterwaartse richting, 5 Nm bij abductie-adductie en 2 Nm bij exo-endorotatie. Opgemerkt moet worden dat de resultaten gemiddelden zijn van een aantal preparaten en dat onderling grote verschillen optraden. Afwijkingen t.o.v. intacte gewrichten kleiner dan 20 %, zijn omdat de meetnauwkeurigheid in de zelfde grootte-orde lag, niet opgenomen. Wang [71] konstateerde bij een flexie-extensiehoek van 25° bij metingen aan vier preparaten met een belasting van 5 Nm om de y-as een toename van de exo-endorotatie van gemiddeld 23 % bij doorsneden kruisbanden en van 49 % bij doorsneden collaterale ligamenten. Duidelijk blijkt dat, in overeenstemming met verschillende studies van meer fenomenologische aard, de kruisbanden vooral de voor-achterwaartse beweging en de mediale collaterale band vooral de exo-endorotatie beïnvloeden. Ook *in vivo* kan duidelijk gekonstateerd worden dat bij beschadiging van een of meerdere ligamenten de bewegingsmogelijkheid in een gewricht aanzienlijk toeneemt. Het in rekening brengen van de invloed van ligamenten en van het gewrichtskapsel is, gezien de complexe geometrieën en de eveneens gekomplieerde materiaaleigenschappen, geen eenvoudige zaak. In hoofdstuk 5 wordt dit nader besproken.

#### 2.4.3. Het kontaktsysteem.

Kontakt tussen femur en tibia vindt plaats via de uit kraakbeen bestaande gewrichtsvlakken. De holte tussen de gewrichtsvlakken van femur en tibia wordt opgevuld door menisci en synovia. Allereerst zullen het kraakbeen, de synovia en de menisci aan een afzonderlijke beschouwing worden onderworpen.

Gewrichtskraakbeen is een weefsel zonder bloedvaten of zenuwen opgebouwd uit een beperkt aantal cellen die ingebed zijn in een grondmassa met een hoog gehalte aan mucopolysacchariden versterkt met collagene vezels. Over de precieze structuur van het kraakbeen is volgens Mow [40] nog veel onbekend. Kenmerkend voor het kraakbeen is zijn poreuziteit, de permeabiliteit, de geringe stijfheid en het visco-elastische gedrag.

	aan- tal pre- par.	de bewegingsmogelijkheid.					
		voor-achterwaartse	exo-endorotatie			abductie-adductie	
		0° 20° 45° 90°	0° 20° 45° 90°	0° 20° 45° 90°	0° 20° 45° 90°	0° 20° 45° 90°	0° 20° 45° 90°
flexie-extensiehoek		0° 20° 45° 90°	0° 20° 45° 90°				
menisci verwijderd	6	1.4 - 1.5 1.8	1.3 - - -			- 1.2 1.2 1.4	
voorste kruisband	3	2.7 1.8 1.5 1.5	1.4 - - -			1.7 - - -	
achterste kruisband	3	1.4 - 2 2.3	- - - -			1.3 - - 1.3	
beide kruisbanden	5	4 1.8 2.3 3.4	1.5 - - -			2.2 1.3 - 1.4	
mediaal collateraal lig.	6	1.7 - - -	2 1.4 1.4 1.4			3.3 2.2 2 1.5	
lateraal collateraal 1.	6	1.4 - - -	1.3 - - -			2 1.3 1.3 -	
voorste kruisband + mediaal collateraal 1.	3	5.5 2.9 2.1 2.5	2.8 1.8 1.7 1.7			3.8 1.8 2.1 1.6	
voorste kruisband + lateraal collateraal 1.	3	3.9 3 2.4 2	1.7 - - -			3.1 1.5 1.4 -	
dorsaal kapsel + mediaal collateraal 1.	3	3.9 1.5 1.7 2.4	2.1 1.7 1.6 1.7			4.6 2.6 2.6 1.8	
dorsaal kapsel + lateraal collateraal 1.	3	1.8 - - -	1.9 1.3 1.3 -			3.7 1.5 1.6 -	

tabel 2.1. Invloed van de diverse structuren op de bewegingsmogelijkheden van een kniegewricht volgens Markolf [35]. Weergegeven staat de verhouding van de bewegingsmogelijkheid na uitschakeling van de verschillende elementen tot de bewegingsmogelijkheid van het intakte preparaat.

De uitgeoefende belasting tijdens de experimenten bedroeg 50 N in voor-achterwaartse richting, 5 Nm bij abductie-adductie en 2 Nm bij exo-endorotatie.

De dikte van de kraakbeenlaag varieert afhankelijk van de plaats op de gewrichtsvlakken tussen 2 en 3 mm. (Walker [69]).

Uit experimenten aan gewrichtspreparaten blijkt dat bij een drukbelasting van 1500 N in de richting van de tibia-lengteas de totale deformatie in het kraakbeen niet meer dan 1 mm. bedraagt (Walker [69]). Deze deformatie werd in extensie gemeten door de verplaatsing van de femurschacht t.o.v. de tibia na 1 sec. te registreren. Ook Seedhom [52] vond deformaties van dezelfde grootte orde.

Synovia kan beschouwd worden als een ultrafiltraat van bloedplasma met een hoog gehalte aan hyaluron zuur. De afmetingen van de hyaluronzuur moleculen zijn zodanig dat ze niet in het poreuze kraakbeen kunnen binnendringen (Radin [47]). De vloeistof heeft thixotrope eigenschappen: bij lage stroomsnelheid is de viscositeit groter dan bij hoge snelheden. De functie van de synovia is smering van gewrichtsvlakken en gewrichtskapsel, voeding van diverse weefsels en het leveren van een bijdrage aan de schok-absorptie in het gewricht. Bij vergelijking van een synoviaal gewricht met normale technische lagers, blijkt een dergelijk gewricht in diverse opzichten superieur te zijn. Zo ligt volgens Radin [47] de wrijvingscoëfficiënt van kraakbeen glijdend over kraakbeen met als tussenstof synovia in de orde van 0.001. Een overzicht van de diverse theoriën over dit smeringsmechanisme wordt gegeven door Radin [47] en Dinar [9]. Gekonkludeerd kan worden dat hierover nog veel onduidelijkheid bestaat.

De menisci zijn twee uit vezelig kraakbeen bestaande structuren die de ruimte tussen femorale- en tibiale gewrichtsvlakken gedeeltelijk opvullen (fig.2.2).

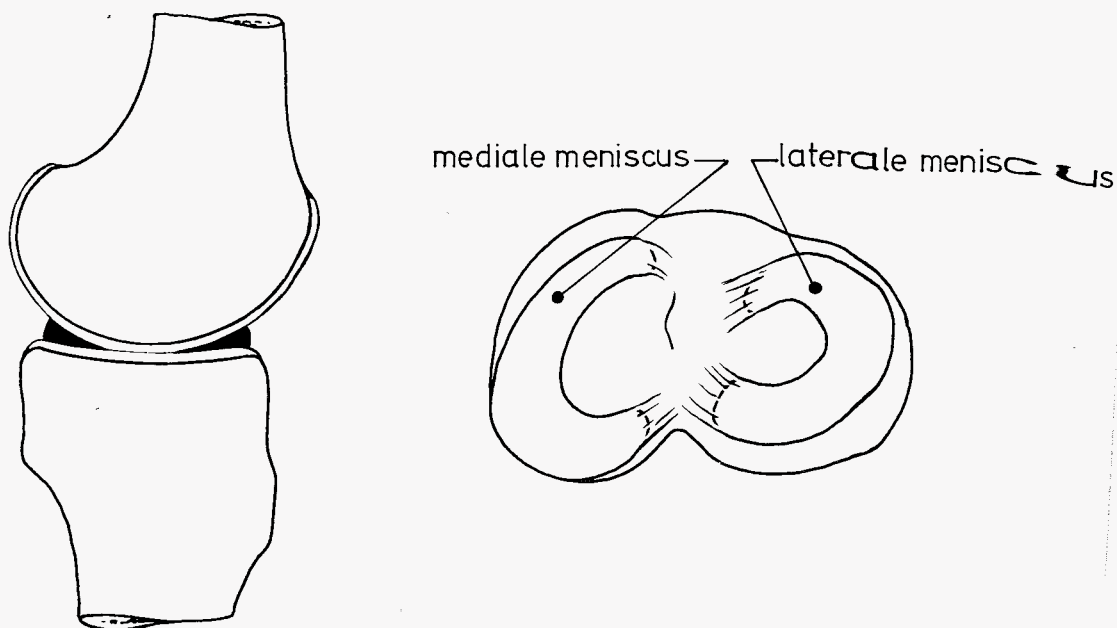


Fig.2.2. meniscus. Links: sagittale doorsnede.

Rechts: bovenaanzicht tibiaplateau van rechterknie.

De uiteinden van de menisci zijn aan het tibiaplateau bevestigd, terwijl er bovendien verbindingen van de menisci met het gewrichtskapsel bestaan. Over de juiste functie van de menisci heerst nog veel onduidelijkheid. Het is niet duidelijk hoe ernstig de gevolgen van een meniscectomie zijn. Uit een onderzoek van Schuster [50] blijkt dat bij 300 meniscusverwijderingen de helft van de behandelde na 1 of 2 jaar geen klachten heeft en dat de bewegingsmogelijkheden in het gewricht normaal zijn. Bij de overigen variëren de afwijkingen van een lichte vermindering van de bewegingsmogelijkheid tot ernstige arthrosen en zeer instabiele gewrichten. De belangrijkste functie van de menisci zou kunnen zijn de vergroting van het contactoppervlak tussen femur en tibia, met het gevolg dat de in het kraakbeen optredende spanningen verminderen. Deze gewichtsdragende functie van de menisci wordt o.a. aannemelijk gemaakt door de experimenten van Seedhom [52], Walker [68] en Krause [29]. Seedhom en Krause registreerden bij preparaten voor en na verwijdering van de menisci de axiale verplaatsing van het femur t.o.v. de tibia als functie van een axiale belasting. Duidelijk blijkt dat deze axiale verplaatsingen bij aanwezigheid van de menisci beduidend lager zijn. Walker, die vooral geïnteresseerd was in de grootte en de ligging van de contactoppervlakken, konstateerde experimenteel dat bij

afwezigheid van een axiale belasting het contact tussen femur en tibia slechts via de menisci plaats vindt (fig.2.3).

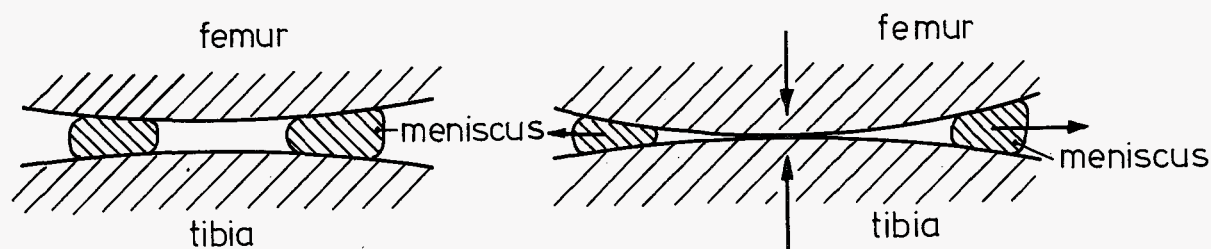


Fig.2.3. Kontakt tussen femur en tibia volgens Walker [68].

links: zonder axiale belasting, rechts: met axiale belasting.

Slechts bij belastingen van 500 N of meer is er sprake van direkt kontakt tussen de condyli. Kettelkamp [26] daarentegen vond bij lage axiale belasting (80 N) wel direkt kontakt tussen de condyli. Het kontaktoppervlak werd bij dit experiment röntgenologisch bepaald aan intacte preparaten na inspuiting van een contrastmiddel. Het door de menisci omsloten oppervlak (fig.2.4.) bleek in grootte ongeveer gelijk

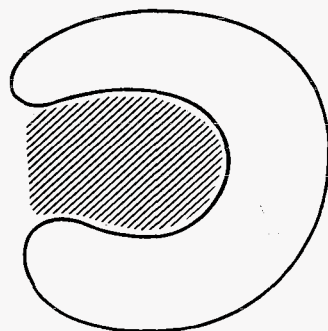


Fig.2.4. Door menisci omsloten oppervlak (gearceerd)

te zijn aan de grootte van het kontaktoppervlak. Kettelkamp konkludeerde hieruit dat er bij lage belasting nauwelijks sprake is van krachtoverdracht tussen femur en tibia via de menisci.

Bij de ontwikkeling van een model van het menselijk kniegewricht is vooral de invloed van de menisci op de bewegingsmogelijkheden interessant. Uit het onderzoek van Markolf [35] (zie tabel 2.1.) blijkt dat vooral de voor-achterwaartse verplaatsingen toenemen bij verwijdering van de menisci. Een mogelijke verklaring hiervoor kan gelegen

zijn in het feit dat de menisci, omdat ze met de uiteinden aan de tibia verbonden zijn, als een soort wig gaan werken. Hsieh |21| vond bij meting aan één preparaat geen duidelijke verandering in deze bewegingsmogelijkheid. Wang |71| vond evenals Markolf |35| gemiddeld geen grote verandering in de exo-endorotatie na meniscectomie, alhoewel van preparaat tot preparaat sprake was van aanzienlijke verschillen.

De invloed van de verschillende elementen die tesamen het kontaktsysteem vormen op het globale mechanische gedrag van het menselijk kniegewricht in aanmerking nemend, is besloten het kontaktsysteem als volgt te schematiseren:

- Deformaties in de gewrichtsvlakken van femur en tibia worden verwaarloosd, m.a.w. de gewrichtsvlakken worden star verondersteld. De verwachting is dat (althans bij lage axiale belastingen) de invloed van deze veronderstelling op het globale mechanische gedrag gering is. Een gevolg van deze veronderstelling is dat abductie-adductie, voor zover die veroorzaakt wordt door deformatie in het kraakbeen, met dit model niet beschreven kan worden.
- In overeenstemming met de experimentele resultaten van Kettelkamp |26|, wordt verondersteld dat ook bij lage axiale belastingen direkt contact tussen femur en tibia optreedt. Omdat de gewrichtsvlakken star verondersteld zijn zullen de menisci geen rol spelen. Zij worden dan ook niet in het model opgenomen. Een eventuele wigwerking van de menisci, bijvoorbeeld in het geval van grote voor- of achterwaartse verplaatsingen van het femur t.o.v. de tibia, kan met dit model dus niet beschreven worden. Bij een eventuele uitbreiding van het model door deformaties in de gewrichtsvlakken op te nemen, zal de invloed van de menisci zeker niet verwaarloosd mogen worden.
- Omdat de gewrichtsvlakken star verondersteld zijn zal het kontaktoppervlak tussen femur en tibia reduceren tot een punt (in speciale gevallen tot enige punten). Tengevolge van de efficiënte smering door de synovia mogen eventuele wrijvingskrachten tussen femur en tibia verwaarloosd worden, zodat de kontaktkracht



tussen femur en tibia loodrecht staat op het gewrichtsvlak ter plaatse van het kontaktpunt.

Een belangrijke aanname in het model is dat zowel aan mediale als aan laterale zijde er steeds contact zal zijn tussen de femorale en tibi-ale gewrichtsvlakken. Abductie-adductie, kan in het model met starre gewrichtsvlakken niet optreden.

#### 2.5. Technische probleemformulering.

Het hierboven aangestipte modelvormingsproces resulteert in een systeem, bestaande uit twee lichamen die steeds op 2 plaatsen met elkaar in contact zijn. Deze lichamen kunnen wrijvingsloos t.o.v. elkaar bewegen. Zij zijn onderling verbonden door ligamenten en kapsel en onderworpen aan een uitwendige belasting tengevolge van spieren, lichaamsgewicht, e.d. en een belasting die vereist is om de voorgescreven flexie-extensiestand te realiseren.

De technische probleemstelling van dit systeem kan nu als volgt geformuleerd worden:

Beschrijf het statische gedrag van dit systeem in wiskundige vorm, zodanig dat de relatieve positie van de lichamen als functie van de op het systeem werkende invloeden bepaald kan worden. Invoergrootheden zijn de flexie-extensiehoek en de uitwendige belasting. Uitvoergrootheden zijn o.a. de belasting door ligamenten en kapsel op het systeem uitgeoefend, contactkrachten en grootheden die de positie van de gewrichtsdelen karakteriseren.



### 3. Koördinatenstelsels en enige kinematische aspecten.

#### 3.1. Inleiding.

Op basis van de probleemstelling, zoals deze geformuleerd is in hoofdstuk 2, worden in dit hoofdstuk de eerste stappen voor de wiskundige formulering van een model voor het kniegewricht gezet. Aan de orde komen enkele algemene mathematische aspecten die ook bij de formulering van equivalente modellen voor andere gewrichten van belang kunnen zijn.

In 3.2. wordt aan beide botten in een gewricht een koördinatenstelsel toegevoegd. De relatieve beweging van twee starre lichamen is dan bepaald door de translatie en de rotatie van het assenstelsel verbonden aan een van die lichamen ten opzichte van het assenstelsel dat verbonden is aan het andere lichaam. De rotatie wordt gekarakteriseerd door de rotatiematrix. De negen componenten van deze (3x3)-matrix zijn onderling afhankelijk en kunnen worden uitgedrukt in drie onafhankelijke variabelen. De keuze van deze drie variabelen zal in 3.3. besproken worden.

De geometrie van botten is erg grillig. In het op te stellen wiskundige model is het noodzakelijk een gedeelte van deze grillige geometrie wiskundig te beschrijven. In 3.4. zal hier nader op worden ingegaan.

In 3.5. volgt tenslotte een wiskundige beschrijving van het puntcontact tussen twee lichamen.

#### 3.2. Koördinatenstelsels.

Om de positie van het femur ten opzichte van de tibia te beschrijven en om de geometrie van femur en tibia vast te leggen wordt gebruik gemaakt van twee assenstelsels. Met de tibia wordt verbonden gedacht het assenstelsel  $(x, y, z)$  en met het femur het assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$ , zie fig.3.1. Beide assenstelsels zijn orthogonaal met basisvectoren  $(\underline{e}_x, \underline{e}_y, \underline{e}_z)$  resp.  $(\underline{e}_\alpha, \underline{e}_\beta, \underline{e}_\gamma)$ . Waar in het vervolg gesproken wordt over een kniegewricht zal steeds een linkerknie bedoeld worden. Beide assenstelsels zijn dan rechtsdraaiend.

Aangezien in het onderhavige onderzoek slechts de beweging van de gewrichtsdelen t.o.v. elkaar van belang is, kan een der gewrichtsde-

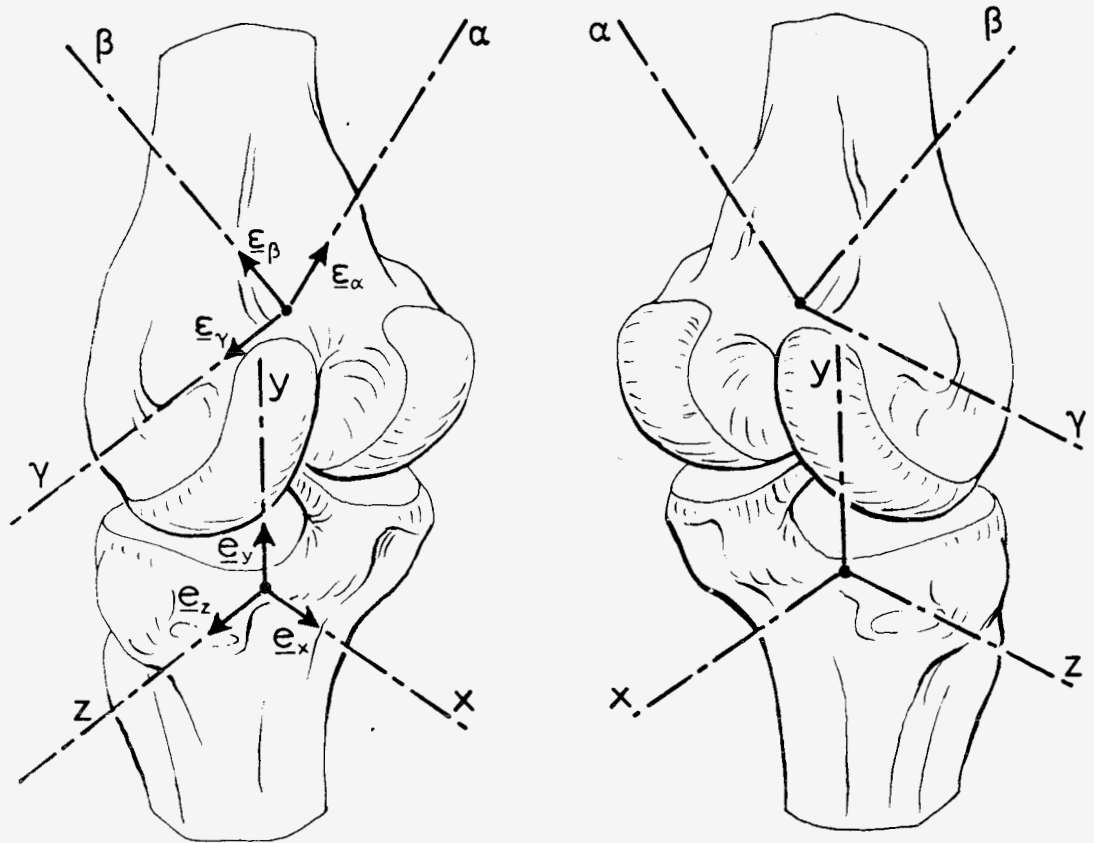


Fig.3.1. Een linkeraanzicht van een linkerknie (links) en een rechts-achteraanzicht van een rechterknie (rechts) met assenstelsels  $(x,y,z)$  en  $(\alpha, \beta, \gamma)$ .

len als stilstaand beschouwd worden. In de verdere beschouwing zal hier voor steeds de tibia genomen worden. De beweging van het femur kan dan worden beschouwd als een translatie en een rotatie van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel t.o.v. het stilstaande  $(x,y,z)$ -stelsel.

De keuze van de oorsprong van beide assenstelsels en van de richting van de koördinaat-assen is in principe geheel vrij. Het verdient de voorkeur deze assenstelsels te verbinden met bepaalde herkenningspunten van een bot. Door het ontbreken van voldoende scherp begrensde punten is dit slechts in beperkte mate mogelijk. De  $y$ -as wordt gekozen

langs de niet precies te definiëren tibia-lengte-as. De positieve y-as is naar het femur gericht (zie ook hoofdstuk 2).

De x-as staat uiteraard loodrecht op de y-as en is gericht van de voorzijde naar de achterzijde van de knie. Omdat het (x,y,z)-stelsel rechtsdraaiend is zal de positieve z-as naar de zijkant van het lichaam wijzen. De oorsprong van assenstelsel (x,y,z) wordt voorlopig vrij gelaten.

Ter definiëring van assenstelsel ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) wordt de extensiestand van het gewricht beschouwd. De  $\gamma$ -as wordt evenwijdig aan de z-as gekozen, waarbij de positieve richting overeenkomt met de positieve richting van de z-as. De  $\beta$ -as die uiteraard loodrecht op de  $\gamma$ -as staat, maakt in de extensiestand van het gewricht een positieve hoek van  $50^\circ$  á  $60^\circ$  met de y-as. Deze enigzins vreemde keuze wordt in hoofdstuk 4 nader toegelicht en heeft te maken met de wiskundige beschrijving van de gewrichtsvlakken. De oorsprong van assenstelsel ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) wordt zodanig gekozen dat deze in de extensiestand in het door x- en y-as opgespannen vlak ligt.

### 3.3. De relatieve beweging.

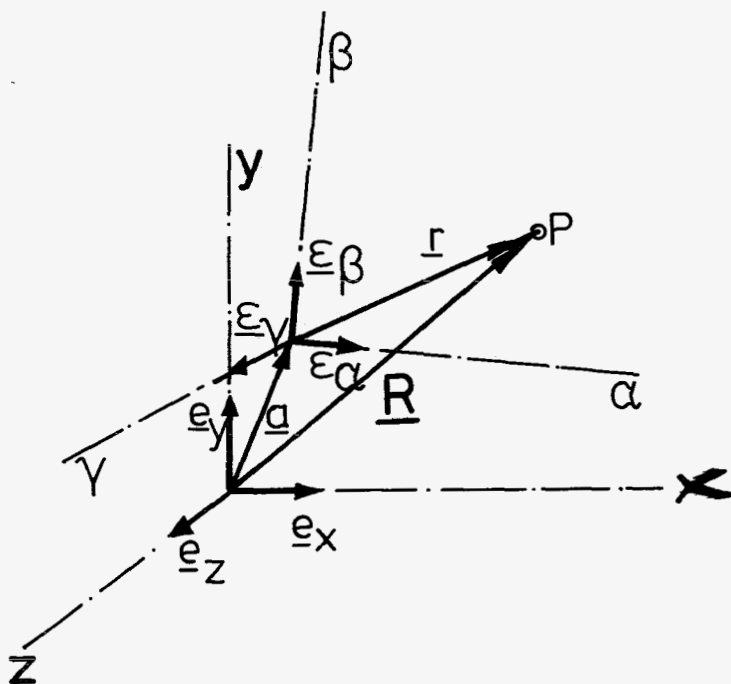


Fig.3.2. Transformatie van een met het femur verbonden punt P.

Laat P een punt van het femur zijn (fig.3.2). De positievector  $\underline{r}$  van de oorsprong van het assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$  naar P kan op twee manieren genoteerd worden:

$$\underline{r} = r_x \cdot \underline{e}_x + r_y \cdot \underline{e}_y + r_z \cdot \underline{e}_z \quad (3.1)$$

$$\underline{r} = \rho_\alpha \cdot \underline{e}_\alpha + \rho_\beta \cdot \underline{e}_\beta + \rho_\gamma \cdot \underline{e}_\gamma \quad (3.2)$$

De grootheden  $\rho_\alpha$ ,  $\rho_\beta$  en  $\rho_\gamma$  kunnen geïnterpreteerd worden als de coördinaten van P in het assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$ . Omdat het femur star verondersteld is en het assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$  star verbonden is met het femur zijn deze coördinaten steeds hetzelfde.

De grootheden  $r_x, r_y$  en  $r_z$  zijn de componenten van  $\underline{r}$  in het assenstelsel  $(x, y, z)$ .

De eenheidsvectoren  $\underline{e}_\alpha, \underline{e}_\beta$  en  $\underline{e}_\gamma$  kunnen worden uitgedrukt in de eenheidsvectoren  $\underline{e}_x, \underline{e}_y$  en  $\underline{e}_z$ . Er geldt:

$$\begin{aligned} \underline{e}_\alpha &= T_{11} \cdot \underline{e}_x + T_{21} \cdot \underline{e}_y + T_{31} \cdot \underline{e}_z \\ \underline{e}_\beta &= T_{12} \cdot \underline{e}_x + T_{22} \cdot \underline{e}_y + T_{32} \cdot \underline{e}_z \\ \underline{e}_\gamma &= T_{13} \cdot \underline{e}_x + T_{23} \cdot \underline{e}_y + T_{33} \cdot \underline{e}_z \end{aligned} \quad (3.3)$$

waarbij de getallen  $T_{11}, T_{12} \dots$  kunnen worden opgevat als de componenten van de zogenaamde rotatiematrix T:

$$T = \begin{vmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} \end{vmatrix} \quad (3.4)$$

Wordt de vektor  $\underline{\rho}$  geschreven als

$$\underline{\rho} = [\rho_\alpha \quad \rho_\beta \quad \rho_\gamma] \quad (3.5)$$

en de vektor  $\underline{r}$  als

$$\underline{r} = [r_x \quad r_y \quad r_z] \quad (3.5.a)$$

dan kan eenvoudig bewezen worden dat het verband tussen  $\underline{r}$  en  $\underline{\rho}$  gegeven wordt door:

$$\underline{r} = T \cdot \underline{\rho} \quad (3.6)$$

In het vaste assenstelsel  $(x,y,z)$  kan de positie van het eerder genoemde punt P aangegeven worden met een vektor  $\underline{R}$  (fig.3.2), waarvoor geldt:

$$\underline{R} = \underline{a} + T \cdot \underline{\rho} \quad (3.7)$$

Hierin is  $\underline{a}$  de vektor die de positie van de oorsprong van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel vastlegt t.o.v. het assenstelsel  $(x,y,z)$ . De vektor wordt de translatievector genoemd. Er geldt:

$$\underline{a} = a_x \cdot \underline{e}_x + a_y \cdot \underline{e}_y + a_z \cdot \underline{e}_z \quad (3.8)$$

Bij gegeven translatievector  $\underline{a}$  en gegeven rotatiematrix T kunnen de x-, y- en z-koördinaten van een willekeurig punt P van het femur m.b.v. (3.7) worden uitgedrukt in de  $\alpha$ -,  $\beta$ - en  $\gamma$ -koördinaten van dat punt P. De transformatie van het bewegend naar het stilstaand assenstelsel wordt geheel gekarakteriseerd door de vektor  $\underline{a}$  en de matrix T. Eenvoudig kan aangetoond worden dat de rotatiematrix T orthonormaal is, zodat de negen componenten van T uitgedrukt kunnen worden in een drietal onafhankelijke variabelen  $\phi_1, \phi_2, \phi_3$ :

$$T = T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \quad (3.9)$$

Het is noodzakelijk voor  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$  een keuze te maken en vervolgens na te gaan hoe de componenten van de rotatiematrix T samenhangen met de gekozen grootheden. Hierbij zijn vele keuzen mogelijk. Voorbeelden zijn te vinden bij o.a. Kinzel [27], Gellert [17] en Beyer [2]. Bij de probleemstelling van het knieproject is reeds gebleken dat de flexie-extensiehoek een belangrijke rol speelt. Het ligt voor de hand deze hoek te kiezen als een van de eerder bedoelde variabelen  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$ . Voor een eenduidige definitie van de flexie-extensiehoek wordt fig.3.3. beschouwd. In die figuur zijn het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -

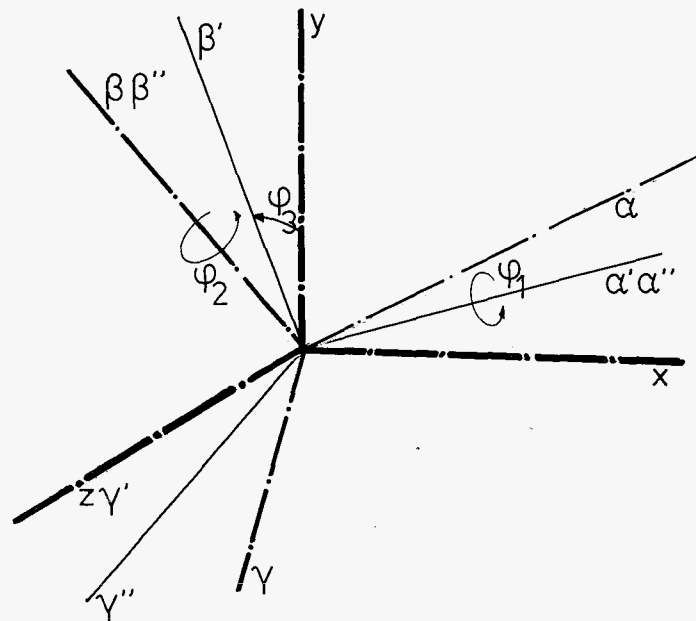


Fig.3.3. Transformatie van het assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$ .

stelsel en het  $(x, y, z)$ -stelsel getekend waarbij de translatie-vektor voor de eenvoud nul genomen is. De hoek tussen vaste y-as en de projectie van de bewegende  $\beta$ -as op het  $(x, y)$ -vlak wordt de flexie-extensiehoek genoemd en aangegeven met  $\phi_3$ . De op deze wijze gedefinieerde flexie-extensiehoek komt niet helemaal overeen met de in de medische wereld gebruikelijke grootte flexie-extensiehoek  $\phi$  (zie 1.4). In de extensiestand van het gewricht maakt de  $\beta$ -as immers een hoek  $\phi_0$  van  $50^\circ$  à  $60^\circ$  met de y-as. Verder zijn het teken van  $\phi_3$  en van  $\phi$  tegengesteld. Er geldt:  $\phi_3 = \phi_0 - \phi$ . Als in het vervolg gesproken wordt over flexie-extensiehoek zal daarmee steeds de hoek  $\phi$  bedoeld worden.

De rotatie van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel ten opzichte van het  $(x, y, z)$ -stelsel wordt nu opgebouwd gedacht uit een rotatie  $\phi_3$  om de z-as, gevolgd door een tweetal rotaties  $\phi_1$  en  $\phi_2$  waarbij de hoek tussen de y-as en de projectie van de  $\beta$ -as op het  $(x, y)$ -vlak niet meer gewijzigd wordt. In fig. 3.3. is het effect van de rotatie  $\phi_3$  weergegeven. De assen van het bewegend assenstelsel gaan door deze rotatie over in de getekende assen  $\alpha', \beta', \gamma'$ . De rotaties  $\phi_1$  en  $\phi_2$  kunnen nu voorgesteld worden als een rotatie  $\phi_1$  om de  $\alpha'$ -as waarbij de  $\alpha', \beta'$  en  $\gamma'$ -as overgaan in de assen  $\alpha'', \beta'', \gamma''$ , gevolgd door een rotatie  $\phi_2$  om de  $\beta''$ -as, waarbij de door de  $\alpha, \beta$  en  $\gamma$ -as aangegeven positie ingenomen wordt. Na enig rekenwerk ( zie Veldpaus [66] ) ontstaat dan de volgende rotatiematrix T:

$$T = T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) =$$

$$\begin{vmatrix} \cos\phi_2 \cos\phi_3 - \sin\phi_1 \sin\phi_2 \sin\phi_3 & -\cos\phi_1 \sin\phi_3 & \sin\phi_2 \cos\phi_3 + \sin\phi_1 \cos\phi_2 \sin\phi_3 \\ \cos\phi_2 \sin\phi_3 + \sin\phi_1 \sin\phi_2 \cos\phi_3 & \cos\phi_1 \cos\phi_3 & \sin\phi_2 \sin\phi_3 - \sin\phi_1 \cos\phi_2 \cos\phi_3 \\ -\cos\phi_1 \sin\phi_2 & \sin\phi_1 & \cos\phi_1 \cos\phi_3 \end{vmatrix} \quad (3.10)$$

### 3.4. Een ruimtelijk oppervlak.

Een bot zoals femur en tibia is een drie-dimensionaal lichaam met een enkelvoudig samenhangend gesloten buitenoppervlak  $S_0$ . Primair van belang zijn de gewrichtsvlakken die opgevat kunnen worden als een gedeelte S van dit oppervlak  $S_0$  met rand r (fig. 3.4). Met dit lichaam wordt verbonden gedacht een orthogonaal rechtsdraaiend assenstelsel  $(x, y, z)$  met bijbehorende eenheidsvectoren  $\underline{e}_x$ ,  $\underline{e}_y$  en  $\underline{e}_z$ . De positie van een willekeurig punt P op S wordt vastgelegd door de positie vektor  $\underline{c}$ :

$$\underline{c} = x \cdot \underline{e}_x + y \cdot \underline{e}_y + z \cdot \underline{e}_z \quad (3.11)$$

De drie componenten van  $\underline{c}$  zijn niet onafhankelijk maar zijn uit te drukken in twee onafhankelijke variabelen u en v. Bij een geschikte keuze van u en v geldt:

$$x = x(u,v) \quad y = y(u,v) \quad z = z(u,v) \quad (3.12)$$

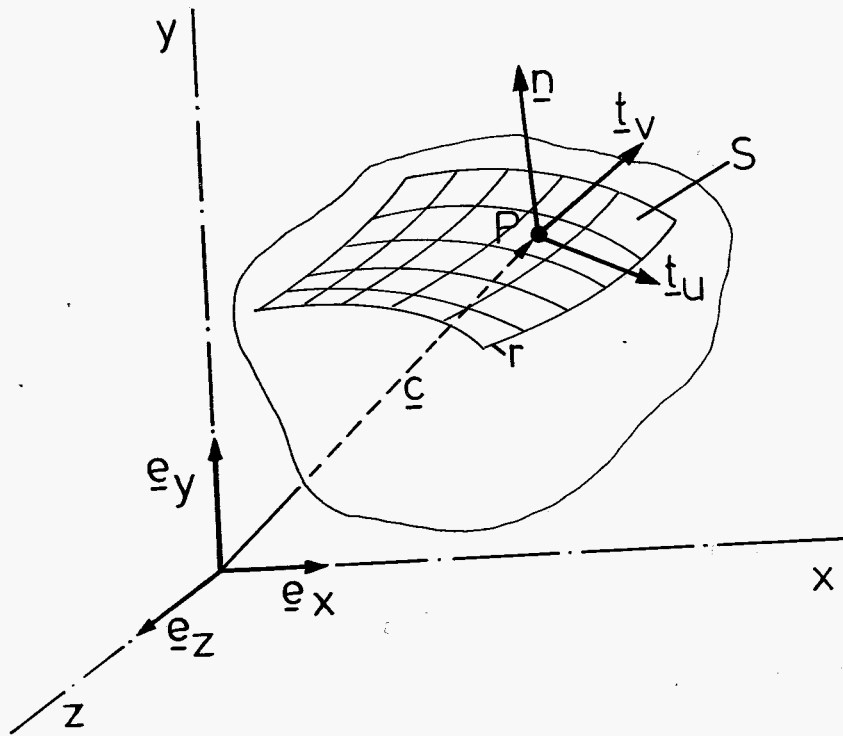


Fig.3.4. Een lichaam met buitenoppervlak S.

In plaats van (3.11) kan hiermee geschreven worden:

$$\underline{c} = \underline{c}(u,v) \quad (3.13)$$

Het raakoppervlak in P aan S wordt opgespannen door twee raakvektoren  $\underline{t}_u$  en  $\underline{t}_v$ , die gedefinieerd zijn door:

$$\underline{t}_u = \frac{\partial \underline{c}}{\partial u} \quad \underline{t}_v = \frac{\partial \underline{c}}{\partial v} \quad (3.14)$$

Deze vectoren zijn steeds onafhankelijk, zodat het vektorproduct  $\underline{t}_u \times \underline{t}_v$  van nul zal verschillen. De normaal in P op S,  $\underline{n}$ , is evenwijdig met  $\underline{t}_u \times \underline{t}_v$  en wordt gedefinieerd als:



$$\underline{n} = s( \underline{t}_u \times \underline{t}_v ) ; s^2 = 1 \tag{3.15}$$

De grootheid  $s$  is  $\pm 1$  en wordt zo gekozen dat  $\underline{n}$  vanuit het lichaam ~~aan~~ gezien naar buiten gericht is.

3.5. Het kontakt tussen twee lichamen.

De positievektor  $\underline{c}$  van een punt P op buitenoppervlak S is volgens (3.13) een functie van twee parameters  $u$  en  $v$ . De raakvectoren  $\underline{t}_u$  en  $\underline{t}_v$  in resp.  $u$ - en  $v$ -richting en de naar buiten gerichte normaal  $\underline{n}$  op S ter plaatse van P worden gegeven door (3.14) en (3.15).

Op analoge wijze kan een tweede lichaam met buitenoppervlak  $\Gamma$  en rand  $\rho$  beschouwd worden (fig.3.5).

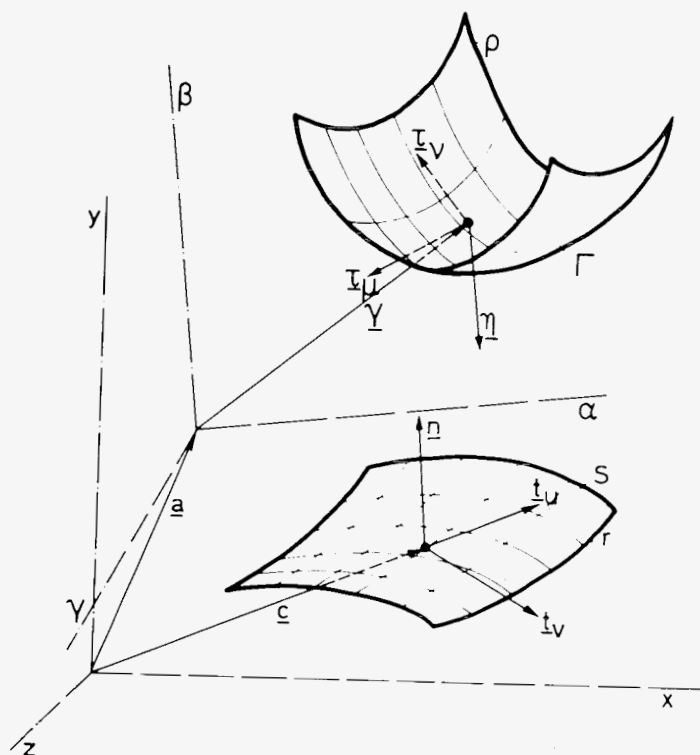


Fig.3.5. Kontakt tussen twee lichamen met kontaktvlakken S en  $\Gamma$ .

Met dit lichaam wordt verbonden gedacht een assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$ .  
 Voor de positie van een punt op  $\Gamma$  geldt:

$$\underline{\gamma} = \underline{\gamma}(\mu, \nu) = \gamma_1(\mu, \nu)\underline{\varepsilon}_\alpha + \gamma_2(\mu, \nu)\underline{\varepsilon}_\beta + \gamma_3(\mu, \nu)\underline{\varepsilon}_\gamma \quad (3.16)$$

waarbij  $\mu$  en  $\nu$  twee onafhankelijke variabelen zijn.

In analogie met de definities bij het oppervlak  $S$  kunnen in ieder punt van  $\Gamma$  twee raakvectoren  $\underline{\tau}_\mu$  en  $\underline{\tau}_\nu$  en een naar buiten gerichte normaal  $\underline{n}$  gedefinieerd worden:

$$\underline{\tau}_\mu = \frac{\partial \underline{\gamma}}{\partial \mu} \quad \underline{\tau}_\nu = \frac{\partial \underline{\gamma}}{\partial \nu} \quad (3.17)$$

$$\underline{n} = \sigma \cdot (\underline{\tau}_\mu \times \underline{\tau}_\nu) \quad ; \quad \sigma^2 = 1 \quad (3.18)$$

Beschouwd wordt nu de situatie dat beide lichamen ter plaatse van de vlakken  $S$  en  $\Gamma$  kontakt met elkaar maken. Volgens 2.4 wordt aangenomen dat tussen de star veronderstelde gewrichtsvlakken van femur en tibia slechts puntkontakt kan optreden. Voor puntkontakt tussen twee starre oppervlakken  $S$  en  $\Gamma$  kunnen twee voorwaarden geformuleerd worden:

- Voor de positievektoren van het kontaktpunt op  $S$  en  $\Gamma$  geldt:

$$\underline{c}(u, v) = \underline{a} + T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{\gamma}(\mu, \nu) \quad (3.19)$$

waarin  $\underline{a}$  de positievektor van de oorsprong van assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$  is en  $T(\phi_1, \phi_2, \phi_3)$  de rotatiematrix.

- De normaal op  $S$  in het kontaktpunt, aangegeven met  $\underline{n}(u, v)$ , heeft dezelfde als, maar is tegengesteld aan de normaal  $T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{n}(\mu, \nu)$  ter plaatse van het kontaktpunt van  $\Gamma$ , dus:

$$\underline{n}(u, v) = -\lambda \cdot T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{n}(\mu, \nu) \quad ; \quad \lambda > 0 \quad (3.20)$$

Hierin is  $\lambda$  een positief getal dat in rekening brengt dat de normalen  $\underline{n}$  en  $\underline{n}$  niet evenlang zullen zijn. De eis dat  $\underline{n}$  en  $\underline{n}$  dezelfde richting hebben kan wiskundig vertaald worden in de eis dat het vektorprodukt  $\underline{n} \times T \cdot \underline{n}$  gelijk is aan nul. Met (3.18) volgt hieruit eenvoudig:

$$\begin{aligned}(\underline{n}(u, v), (T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{\tau}_\mu(u, v))) &= 0 \\(\underline{n}(u, v), (T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{\tau}_\nu(u, v))) &= 0\end{aligned}\tag{3.21}$$

Formulering (3.21) is niet volledig equivalent met (3.20), omdat in (3.21) wel in rekening is gebracht dat  $\underline{n}$  en  $T \cdot \underline{n}$  dezelfde richting hebben maar niet dat zij tegengesteld zijn. In het algemeen en ook in het kniemodel zal dit geen enkel probleem opleveren. Wel zal een en ander steeds gecontroleerd moeten worden.

#### 4. De geometrie van een menselijk kniegewricht.

##### 4.1. Inleiding.

Het kniegewricht is in hoofdstuk 2 geschematiseerd tot een systeem bestaande uit twee starre lichamen (femur en tibia), die verbonden zijn door een aantal deformeerbare structuren (ligamenten en kapsel). In dit hoofdstuk wordt nader ingegaan op de geometrie van femur en tibia. Voor het mechanisch gedrag zijn de geometrie van de gewrichtsvlakken op femur en tibia en de ligging der insertiegebieden van ligamenten en kapsel op femur en tibia van belang.

In de literatuur is weinig kwantitatieve informatie over de geometrie van een kniegewricht te vinden. De meeste studies op dit gebied beperken zich tot het bepalen van een aantal globale afmetingen aan de hand van röntgenfoto's (|11|, |53|). Seedhom |52| maakte plastiek afgietsels van femur- en tibiapreparaten. Door deze afgietsels te zagen, werd informatie verkregen over de vorm van de gewrichtsvlakken. Uit de betreffende literatuurgegevens kan de geometrie van het kniegewricht niet gereconstrueerd worden omdat de ligging van de diverse gewrichtsvlakken t.o.v. elkaar niet bepaald is. Tevens is de ligging van de insertiegebieden in de afgietsels niet zichtbaar. Mede in verband met grote individuele geometrische verschillen bij kniegewrichten, is besloten zelf een meetmethode te ontwikkelen. Bij verificatieexperimenten met preparaten bestaat dan de mogelijkheid van het betreffende preparaat de geometrie te bepalen en als invoer te gebruiken voor de modelberekeningen. Vergelijking van de resultaten van modelberekeningen met resultaten van verificatieexperimenten wordt dan veel eenvoudiger, omdat in model en experiment dezelfde geometrie optreedt.

De meetmethode moet geschikt zijn om de geometrie van zowel de gewrichtsvlakken als de insertiegebieden te bepalen. Een moeilijkheid hierbij is dat de meetoppervlakken van de gewrichtsvlakken bestaan uit een gemakkelijk te deformerende laag kraakbeen. De invloed hiervan op de meetresultaten zal kritisch beschouwd moeten worden. Aan de meetmethode wordt verder de eis gesteld dat in tenminste één stand van het gewricht de positie van het femur ten opzichte van de tibia kan worden opgemeten.

In [75] wordt een overzicht gegeven van een aantal mogelijke meetmethoden. Ondermeer op grond van praktische overwegingen is gekozen voor een methode waarbij de geometrie bepaald wordt door het meetoppervlak af te tasten met een meetstift, die verbonden is met een meetklok. In 4.2 zal deze meetmethode nader besproken worden. De op deze wijze verkregen coördinaten van de meetpunten worden mathematisch benaderd door een polynoom in twee variabelen. In 4.3 zal dit nader uitgewerkt worden. In 4.4 wordt de geometrie van twee gewrichtsvlakken nader geanalyseerd. Ingegaan wordt op de nauwkeurigheid van de mathematische aanpassing bij de verschillende gewrichtsvlakken.

#### 4.2. De meetmethode.

##### 4.2.1. Inleiding.

Het te meten gewrichtspreparaat wordt zodanig ontleed dat ligamenten en kapsel intact blijven. De eerste stap in het meetproces is het vastleggen van de positie van femur t.o.v. tibia in één stand van het gewricht. De daarbij gevolgde werkwijze wordt besproken in 4.2.2. Vervolgens worden banden en kapsel doorgesneden waarna de relevante geometrie van femur en tibia afzonderlijk wordt opgemeten.

De meetopstelling bestaat uit een meettafel, waarop het meetobject bevestigd wordt, en een meetklok met meetstift, waarmee het meetobject afgetast kan worden (fig.4.1.). De meettafel kan t.o.v. de meetstift in twee onderling loodrechte richtingen worden verplaatst. Het vlak waarin de meettafel beweegt, ligt loodrecht op de bewegingsrichting van de meetstift. De coördinaten van een meetpunt worden bepaald door de tasterpunt van de meetstift op het betreffende punt te plaatsen en vervolgens de positie van meettafel en meetstift te registreren. Door achtereenvolgens voor een groot aantal punten deze meting uit te voeren kan bij benadering de geometrie van de gewrichtsvlakken van femur en tibia vastgelegd worden.

Een aantal aspecten van de meetmethode zal in de volgende deelhofdstukken summier besproken worden, namelijk de deformatie van het meetoppervlak (in 4.2.3), de invloed van de hoek tussen meetoppervlak en meetstift (in 4.2.4), de correctie van de tasterdiameter (in 4.2.5) en de nauwkeurigheid van de meetmethode (in 4.2.6). Voor gedetailleerde bespreking van deze aspecten wordt verwezen naar [75].

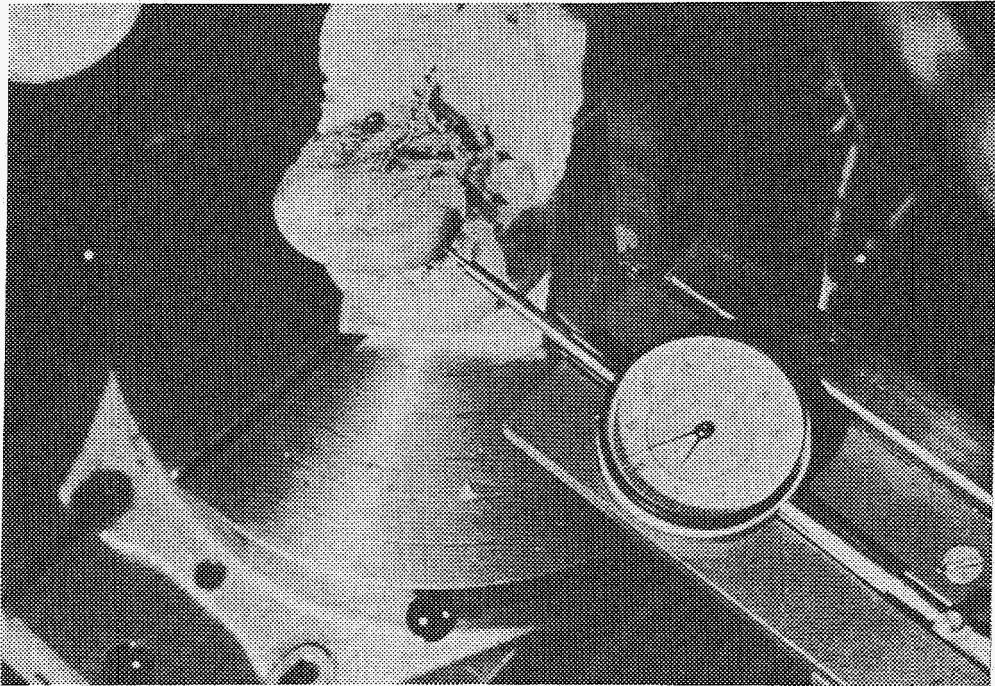


Fig.4.1. Meetopstelling voor geometriebepaling.

#### 4.2.2. De positie van femur t.o.v. tibia.

De stand van het gewricht, waarbij de relatieve positie van de gewrichtsdelen bepaald wordt, zal referentiestand genoemd worden. Als referentiestand wordt een extensiestand gekozen dus een stand waarbij de lengteassen van femur en tibia zo goed mogelijk in elkaars verlengde liggen.

Meting van de positie van femur t.o.v. tibia vindt op de volgende wijze plaats:

Het gewricht wordt met intacte banden en kapsel in de referentiestand op een uit twee delen bestaande houder bevestigd, waarbij femur en tibia elk star verbonden worden met één der houderhelften [75]. Omdat bekend is hoe de houderhelften in de referentiestand t.o.v. elkaar gepositieerd zijn en omdat femur en tibia t.o.v. de betreffende houderhelften opgemeten worden kan de referentiestand eenvoudig gerekonstrueerd worden.

Een andere methode bestaat uit het plaatsen van een aantal metalen kogeltjes (minimaal drie) in elk der gewrichtsdelen. De positie van deze kogeltjes in b.v. de referentiestand kan m.b.v. een stereo-foto-

grammatische methode |55| bepaald worden. Het voordeel van een dergelijke methode is dat ook de relatieve positie van een volledig intact preparaat en zelfs van een gewricht in vivo bepaald kan worden.

#### 4.2.3. Deformatie in het meetoppervlak van de gewrichtsvlakken.

Tengevolge van de meetdruk zal het uit kraakbeen bestaande meetoppervlak tijdens de meting enigzins deformerend: in plaats van het onbelaste buitenoppervlak van de gewrichtsvlakken wordt een gedeformeerd oppervlak gemeten. De omvang van deze deformatie is afhankelijk van de meetdruk, de tijd gedurende welke de meetdruk aangebracht is, de diameter van de tasterpunt, de geometrie en de materiaaleigenschappen van het kraakbeen. De diameter van de tasterpunt bedroeg 2 mm terwijl de meetdruk varieerde van 0.8 - 1.5 N. Om een indruk te krijgen van de deformatie van de gewrichtsvlakken werd op verschillende plaatsen van de op te meten preparaten de deformatie gemeten door de tasterpunt langzaam op het gewrichtsvlak te laten zakken en daarna af te lezen hoe groot de verplaatsing van de meetstift bedroeg vanaf het eerste moment van aanraking van het meetoppervlak. Alhoewel er verschillen waren afhankelijk van preparaat, gewrichtsvlak en situering van meetpunt op het gewrichtsvlak, bedroeg de deformatie die afgelezen werd na ongeveer vijfseconden altijd minder dan 0.1 mm. De betreffende preparaten waren intravasculair gefixeerd met een mengsel van fenol, formaline, chloralhydraat, glycerine en alcohol en bewaard in een 3 %-fenoloplossing. De deformatie van de gewrichtsvlakken van verse preparaten bleek ongeveer evengroot te zijn.

#### 4.2.4. De hoek tussen meetstift en meetoppervlak.

Tengevolge van hoek  $\eta$  tussen meetstift en het meetoppervlak zal op de meetstift een zijwaartse kracht worden uitgeoefend (fig.4.2). Hierdoor zal de meetstift een zijwaartse verplaatsing ondergaan welke afhankelijk is van de hoek  $\eta$ , de lengte  $l$  van het uit de meetblok stekende gedeelte der meetstift, de stijfheid der meetstift, de wijze waarop de meetstift in de meetblok ingeklemd is en de wrijving tussen tasterpunt en meetoppervlak. De door de meetklok geregistreeerde coördinaat zal als gevolg van deze zijwaartse verplaatsing behept zijn met een bepaalde fout. Om een indruk over de grootte van deze

fout te krijgen is een proefmeting aan een bol verricht [75].

Bij de in de meetopstelling geplaatste meetklok bleek dat bij een hoek  $\eta$  kleiner dan  $30^\circ$  de afwijking in de door de meetklok geregistreeerde koördinaat minder dan 0.06 mm is. De lengte  $l$  varieerde bij deze meting tussen twee en vier cm.

De tibia kan eenvoudig zodanig in de meetopstelling gepositioneerd worden dat de hoek  $\eta$  voor het gehele gewrichtsvlak kleiner is dan  $30^\circ$ . Bij het femur is dit echter niet mogelijk. Het femur wordt, om te voorkomen dat de hoek  $\eta$  groter wordt dan  $30^\circ$ , in verschillende standen opgemeten. Hiertoe is het femur in de meetopstelling draaibaar om een as die evenwijdig loopt aan de  $\gamma$ -as van het met het femur verbonden assenstelsel  $(\alpha, \beta, \gamma)$ . Aangezien zowel de ligging van de as als de hoek waarover het femur gedraaid wordt nauwkeurig opgemeten worden, kan de werkelijke geometrie van het gewrichtsvlak gerekonstrueerd worden.

#### 4.2.5. Tasterdiametercorrectie.

Bij het op mechanische wijze aftasten van het meetoppervlak wordt in feite niet de positie van de meetpunten bepaald, maar van het midden van de taster. Veronderstel dat het midden van de taster bij het opmeten van het gewrichtsvlak een oppervlak  $S$  doorloopt. Als  $r$  de straal van de taster is, dan is het gewrichtsvlak gelijk aan een vlak  $S'$  op een afstand  $r$  van  $S$ .

#### 4.2.6. Nauwkeurigheid van de meetmethode.

Om een indruk te krijgen van de nauwkeurigheid van de meetmethode is een testmeting verricht aan een stalen bol met een diameter van 50.813 mm. Deze bol werd opgemeten in twee standen, waarbij er voor gezorgd werd, dat de hoek  $\eta$  tussen meetstift en normaal op het meetoppervlak nooit groter dan  $30^\circ$  werd. De beide meetstanden samen bevatten 185 meetpunten. Na transformatie van de meetgegevens, zodat alle koördinaten betrokken zijn op een zelfde assenstelsel, werden de meetpunten benaderd door een bol met een straal gelijk aan de som van de straal van de stalen bol en de straal van de taster.



De grootste afwijking van de meetpunten tot de bol in een richting evenwijdig aan de meetstift bedroeg 0.2 mm. Als maat voor de afwijking van alle meetpunten tot de bol wordt de standaardafwijking  $\sigma$  genomen die gedefinieerd is als:

$$\sigma = \frac{\sum_{j=1}^n (\Delta y_j)^2}{n-1} \quad (4.1)$$

met  $n$  het aantal meetpunten (185) en  $\Delta y_j$  de afwijking in  $y$ -richting (de richting evenwijdig aan de meetstift) van meetpunt  $j$  tot de bol. De standaardafwijking  $\sigma$  bedroeg bij deze meting 0.05 mm.

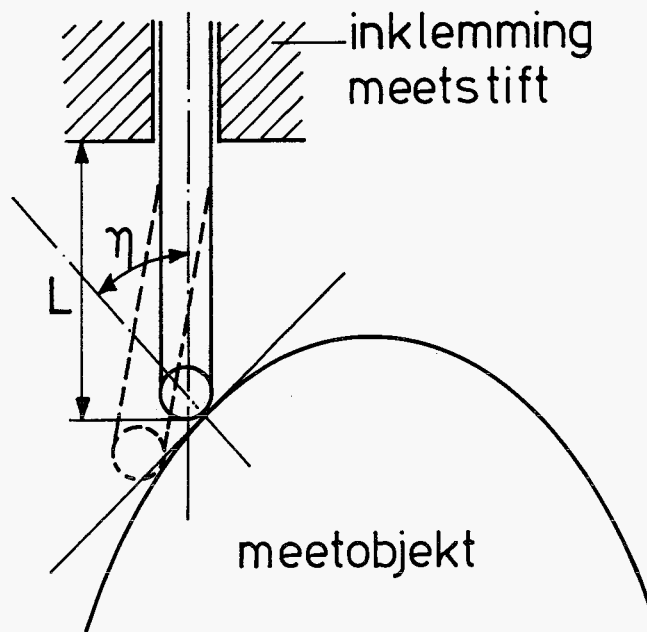


Fig.4.2. Uitwijking meetstift.

#### 4.3. Wiskundige beschrijving van de gewrichtsvlakken.

##### 4.3.1. Algemeen.

Met de meetopstelling wordt een orthogonaal rechtsdraaiend assenstelsel  $(x_g, y_g, z_g)$  verbonden, waarvan de  $y_g$ -as evenwijdig is met de as van de meetstift. Met het femur en de tibia zijn volgens 3.2 de assenstelsels  $(x, y, z)$  en  $(\alpha, \beta, \gamma)$  verbonden. De tibia wordt zodanig in de meetopstelling geplaatst dat de beide assenstelsels  $(x, y, z)$  en  $(x_g, y_g, z_g)$  samenvallen. Volgens 4.2.4. kan de tibia in één stand op-

gemeten worden. Het femur daarentegen wordt in meerdere standen opgemeten. Het femur moet daartoe zodanig in de meetopstelling worden geplaatst, dat de met het femur verbonden  $\gamma$ -as evenwijdig loopt aan de as van de meetopstelling waarom het meetobject draaibaar is. Omdat bekend is hoe de beide houderhelften van femur en tibia in de referentiestand t.o.v. elkaar gepositioneerd zijn kunnen de meetgegevens van femur eenvoudig naar de referentiestand getransformeerd worden. In fig.4.3. is een doorsnede, loodrecht op de z-as, van het kniege-

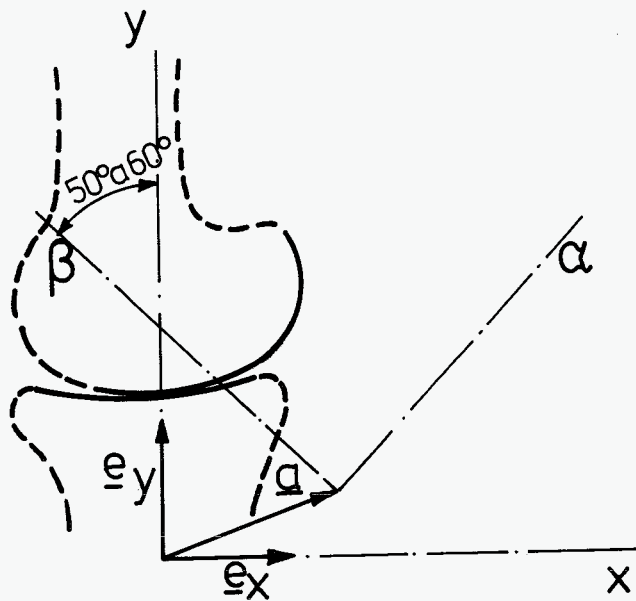


Fig.4.3. Doorsnede loodrecht op de z-as van een kniegewricht in extensie.

wricht in de referentiestand getekend.

Gevraagd wordt nu de femorale en tibiale gewrichtsvlakken door een wiskundige funktie te beschrijven. In 3.4 is de parametervoorstelling voor een ruimtelijk oppervlak S gegeven:

$$\underline{c} = x(u,v)\underline{e}_x + y(u,v)\underline{e}_y + z(u,v)\underline{e}_z \quad (4.2)$$

met twee onafhankelijke variabelen u en v. Wanneer S aan bepaalde voorwaarden voldoet is het toegestaan voor u en v de koördinaten x en z te kiezen, zodat zal gelden:

$$\underline{c} = x \cdot \underline{e}_x + y(x,z) \underline{e}_y + z \cdot \underline{e}_z \quad (4.3)$$

Eis hierbij is dat  $y$  een eenwaardige functie van  $(x,z)$  is, dus dat er bij elke relevante  $(x,z)$  slechts één waarde van  $y$  behoort. Relevant zijn hierbij alle  $(x,z)$  die behoren tot de projectie van  $S$  op het  $(x,z)$ -koördinatenvlak. Bij de voorgestelde keuze van het assenstelsel  $(x,y,z)$  is voor de tibiale gewrichtsvlakken aan deze voorwaarde voldaan.

De femorale gewrichtsvlakken worden beschreven t.o.v. het assenstelsel  $(\alpha,\beta,\gamma)$ . Wanneer in analogie met de tibiale gewrichtsvlakken voor  $u$  en  $v$  de coördinaten  $\alpha$  en  $\gamma$  gekozen worden, kan voor de femorale gewrichtsvlakken geschreven worden:

$$\underline{v} = \alpha \cdot \underline{e}_\alpha + \beta(\alpha,\gamma) \underline{e}_\beta + \gamma \cdot \underline{e}_\gamma \quad (4.4)$$

Eis hierbij is dat  $\beta$  een eenwaardige functie van  $(\alpha,\gamma)$  is. Aan deze eis kan, zoals reeds gesteld in 3.2, worden voldaan door de  $\beta$ -as in de extensiestand van het gewricht zodanig te kiezen dat de hoek tussen  $\beta$ -as en  $y$ -as ongeveer  $50^\circ$  á  $60^\circ$  bedraagt (fig.4.3).

In het volgende deelhoofdstuk zal nader worden ingegaan op de functie  $y(x,z)$  en  $\beta(\alpha,\gamma)$ .

#### 4.3.2. Een ruimtelijk polynoom.

De wiskundige beschrijving van de femorale gewrichtsvlakken kan op analoge wijze verkregen worden als die van de tibiale gewrichtsvlakken. Hier worden alleen tibiale gewrichtsvlakken beschouwd. De twee tibiale gewrichtsvlakken worden elk door een afzonderlijke wiskundige functie beschreven.

Stel dat van een gewrichtsvlak bij de geometriebepaling de coördinaten  $x_r, y_r, z_r$  van de positievector  $\underline{q}_r$  van  $m$  meetpunten ( $r=1,2,\dots,m$ ) zijn bepaald:

$$\underline{q}_r = x_r \underline{e}_{r-x} + y_r \underline{e}_{r-y} + z_r \underline{e}_{r-z} \quad (4.5)$$

Gevraagd wordt een functie  $y=y(x,z)$  te bepalen zodanig dat de  $m$  meetpunten zo goed mogelijk benaderd worden door een parametervoorstelling

volgens vergelijking (4.3). Voor  $y=y(x,z)$  komen verschillende functies in aanmerking. Voorlopig is in dit onderzoek gekozen voor een polynoom van de vorm:

$$y = \sum_{i=0}^p \sum_{j=0}^{p-i} a_{ij} x^i z^j \quad (4.6)$$

Hierin is  $p$  de graad en zijn  $a_{ij}$  de koëfficiënten van het polynoom. De bepaling van de koëfficiënten  $a_{ij}$  wordt uitgevoerd met het rekenprogramma Hyva (Sluiter [59]). In dit rekenprogramma wordt m.b.v. de methode der kleinste kwadraten de volgende functie geminimaliseerd:

$$\sum_{r=1}^m \left( y_r - \sum_{i=0}^p \sum_{j=0}^{p-i} a_{ij} x_r^i z_r^j \right)^2 \quad (4.7)$$

In het algemeen zal er naar gestreefd worden de graad  $p$  van het polynoom zo klein mogelijk te maken, m.a.w. de gewrichtsvlakken d.m.v. een zo klein mogelijk aantal koëfficiënten  $a_{ij}$  voor te stellen. Een reden hiervoor is onder andere, dat de geometrie volgens vergelijking (4.5) bij een hogere graad van het polynoom tussen de meetpunten sterk zou kunnen afwijken van de werkelijke geometrie. Anderzijds zal de nauwkeurigheid waarmee de meetpunten benaderd kunnen worden bij een hogere graad in het algemeen beter zijn.

#### 4.4. De geometrie van twee gewrichtspreparaten.

Van drie gewrichtspreparaten is de geometrie met behulp van eerder besproken meetmethode bepaald. In [75] worden de resultaten van metingen bij twee gewrichtspreparaten en de bijbehorende mathematische beschrijvingen met polynomen besproken. Bij de bepaling van de polynomen is bij de verschillende gewrichtsvlakken achtereenvolgens voor de graad  $p$  de waarde 1 tot 6 genomen. Uit deze aanpassingen is voor gebruik in het kniemodel een keuze gemaakt, waarbij de volgende overwegingen een rol speelden:

- Gestreefd wordt naar een zo laag mogelijke graad van het aanpassingspolynoom.
- Grote afwijkingen van de aanpassing tot meetpunten gelegen nabij de rand van het gewrichtsvlak zijn eerder acceptabel dan grote afwijkingen in het middengebied, omdat het contact tussen femur en tibia (behalve in extreme situaties) naar verwachting in dit middengebied zal plaatsvinden.

- Als maat voor de nauwkeurigheid waarmee de meetpunten benaderd dienen te worden, wordt de standaardafwijking  $\sigma$  gekozen, gedefinieerd volgens verg. (4.1). Gesteld wordt dat deze standaardafwijking niet groter mag zijn dan ongeveer 0.5 mm. Bij voortzetting van het onderzoek zal bezien moeten worden in hoeverre deze eis bijgesteld dient te worden.

De uiteindelijk gekozen aanpassingen voor een tweetal preparaten, knie 1 en knie 2 genoemd, zijn samengevat in tabel 4.1. Voor algemene informatie over knie 1 wordt verwezen naar bijlage D.

	knie 1				knie 2			
	tibia		femur		tibia		femur	
	lateraal	mediaal	lateraal	mediaal	lateraal	mediaal	lateraal	mediaal
graad	4	3	4	4	2	2	4	4
max[mm]	0.82	1.11	1.68	0.91	1.10	1.51	1.63	1.42
$\sigma$ [mm]	0.24	0.35	0.43	0.28	0.50	0.56	0.49	0.34

tabel 4.1. De gekozen wiskundige benaderingen van knie 1 en knie 2 t.b.v. de modelberekeningen. max is de maximale afwijking in y-richting van een meetpunt tot de aanpassing en  $\sigma$  de standaardafwijking gedefinieerd volgens verg. (4.1).

In deze tabel zijn naast de graad van het gekozen polynoom tevens de maximale afwijking en de standaardafwijking  $\sigma$  vermeld. De zo bepaalde benaderingen voor kniegewricht 1 zijn in fig.4.4 weergegeven. In de linker figuur is aangegeven op welk gedeelte van de gewrichtsvlakken de aanpassing betrekking heeft.

De afwijkingen van elk meetpunt in y- resp.  $\beta$ -richting tot de aanpassingen zijn vermeld in fig.4.5 en 4.6. De meetpunten zijn hiertoe geprojecteerd op het (x,z)- c.q. ( $\alpha,\gamma$ )-vlak. Slechts de afwijkingen groter dan 0.5 mm zijn weergegeven. Over het algemeen kan men konstateren dat grote afwijkingen, m.u.v. het mediale tibia-plateau, vooral bij de randen der gewrichtsvlakken optreden.

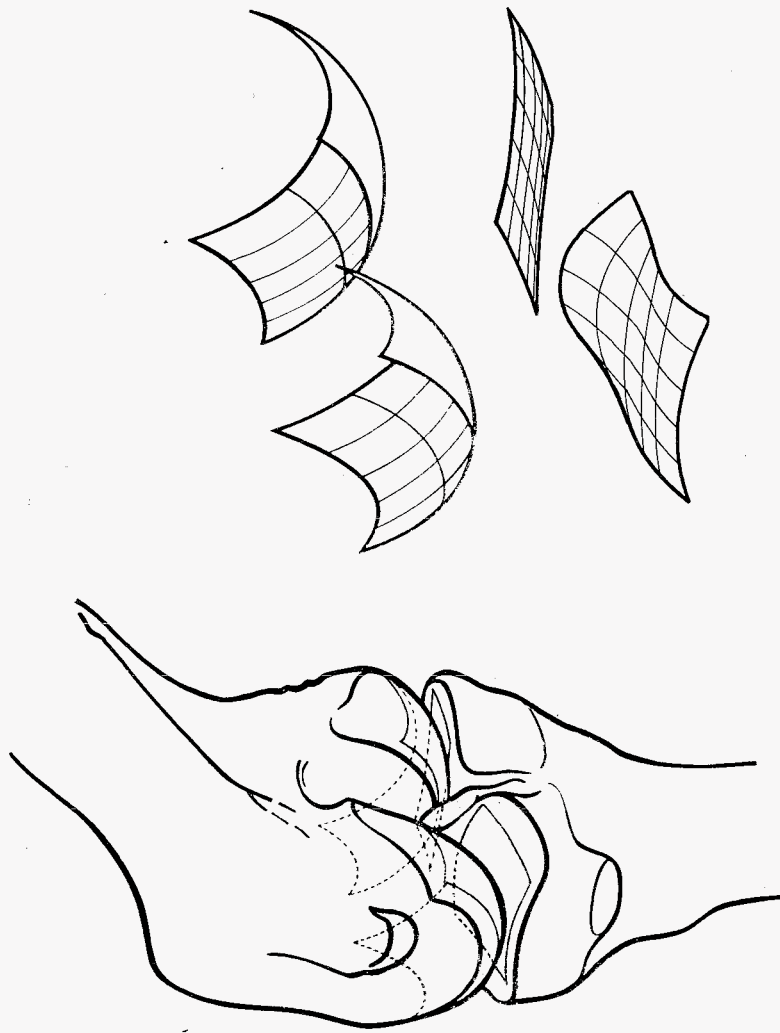


Fig.4.4. De gewrichtsvlakken van een linkerknie (knie 1) benaderd door polynomen.

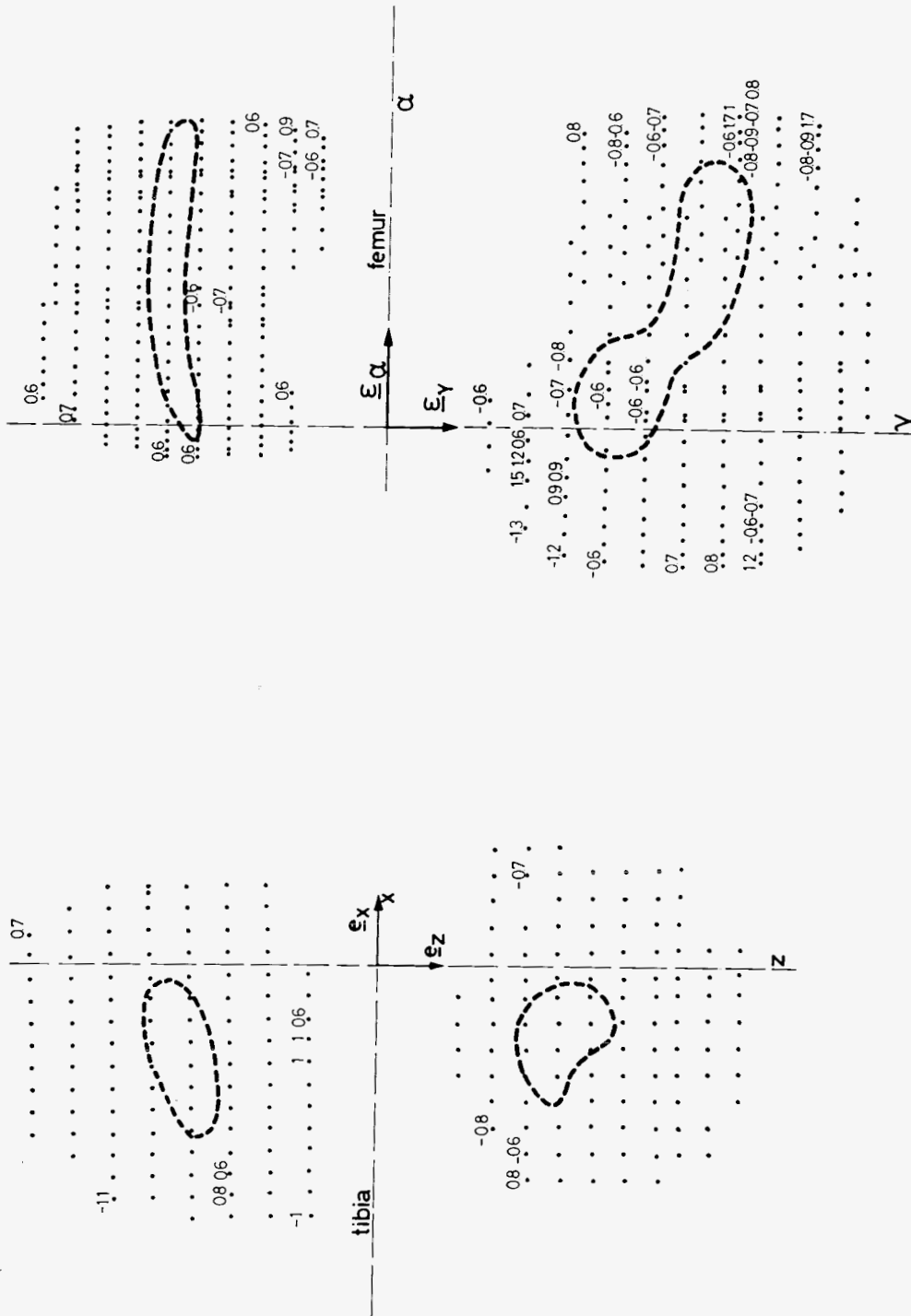


Fig. 4.5. Projectie van de meetpunten van knie 1 op het (x,z)-vlak (tibia) resp. het ( $\alpha,\gamma$ )-vlak (femur), met de afwijkingen tussen de aanpassingen en de meting, die groter zijn dan 0.5 mm. Het omliggende gebied geeft globaal de met het kniemodel berekende ligging van de contactpunten tijdens de



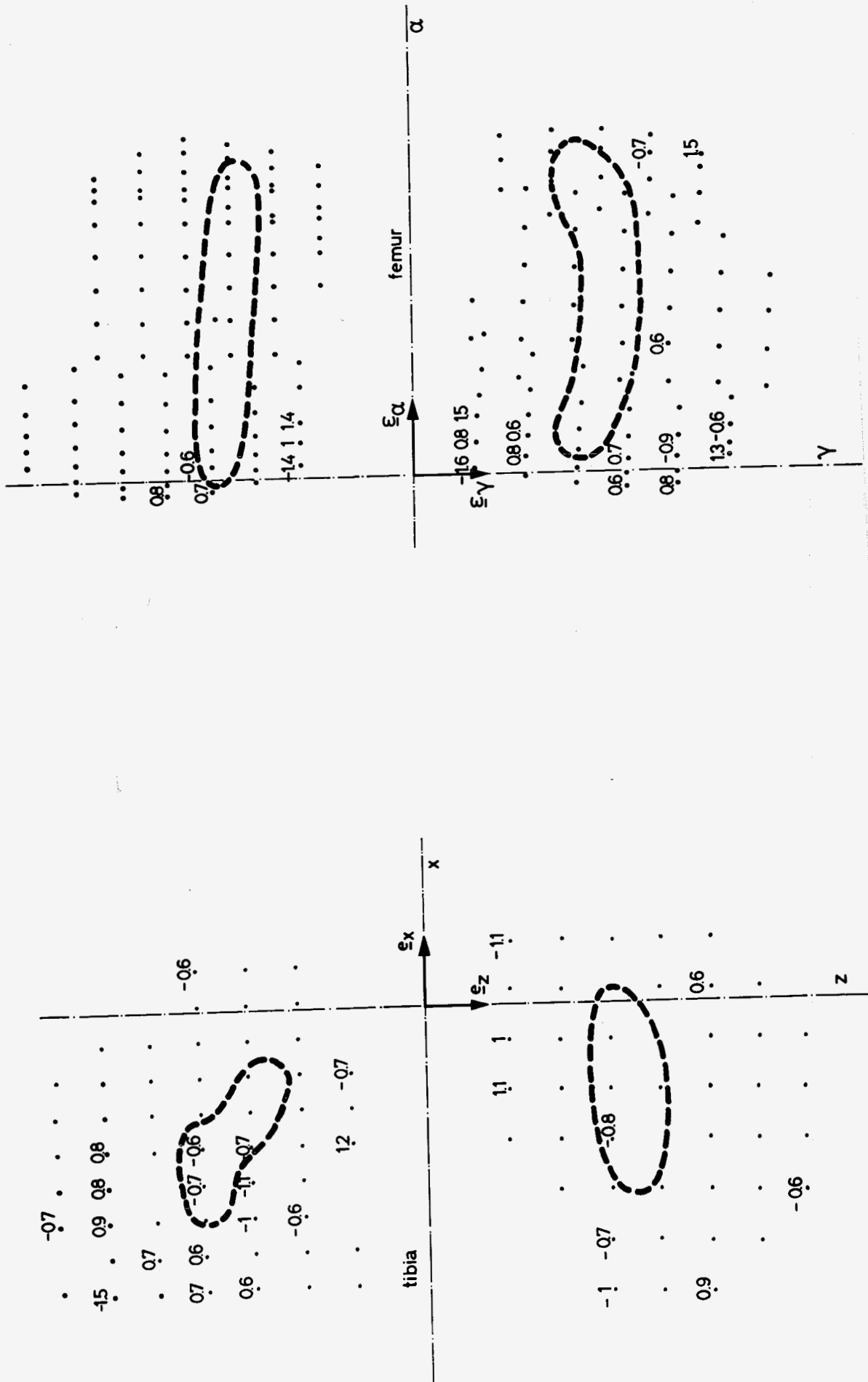


Fig.4.6. Projektie van de meetpunten van knie 2 op het (x,z)-vlak (tibia) resp. het ( $\alpha,\gamma$ )-vlak (femur), met de afwijkingen tussen de aanpassingen en de meting, die groter zijn dan 0.5 mm. Het omliggende gebied geeft globaal de met het kniemodel berekende ligging van de contactpunten tijdens de flexie-extensiebeweging aan.

## 5. Modelvorming van banden en kapsel.

### 5.1. Inleiding.

Het femur en de tibia zijn met elkaar verbonden door ligamenten en door het gewrichtskapsel. Ligamenten, kapsel en soortgelijke structuren zijn samengesteld uit bundels of netwerken van vezels ingebed in een inter-cellulair gelegen geleachtige grondmassa, waarvan de belangrijkste komponent bestaat uit een z.g. zure mucopolysacharide (glycosaminoglycanen). Er kunnen drie soorten vezels onderscheiden worden, namelijk collagene, elastische en reticulaire vezels. Pezen bestaan voor het grootste deel (ongeveer 75 % van het droge gewicht) uit collagene vezels en slechts 1 à 2 % elastische vezels [6]. In vergelijking met pezen bevatten ligamenten en kapsel minder collageen en meer elastine. Reticulaire vezels komen in ligamenten en kapsel nauwelijks voor. De collagene vezels zijn georiënteerd in de richting van de krachtdoorleiding, elastische vezels vormen een ongeordend netwerk. Voor de modelvorming van de globale bewegingen en krachten in een gewricht zijn de krachten en de momenten die door ligamenten en kapsel op de gewrichtsdelen uitgeoefend worden, van groot belang.

Over de vergelijkingen die het mechanische gedrag van een biologische structuur beschrijven, de z.g. konstitutieve vergelijkingen, is nog weinig informatie bekend. Verschijnselen als spanningsrelaxatie, kruip, hysteresis en de afhankelijkheid van het materiaalgedrag van reksnelheid en temperatuur, worden bij bijna alle biologische structuren in meer of mindere mate waargenomen [15]. Het uitvoeren van één-dimensionale trekproeven is in verband met problemen bij de inklemming, de vaak geringe afmetingen van de proefstukken en de noodzaak om de preparaten met in vivo overeenkomende omstandigheden te testen, een zeer gekomplieerde aangelegenheid. Besloten is in het kader van dit onderzoek geen materiaalbeproevingen uit te voeren maar gebruik te maken van de in de literatuur beschikbare gegevens.

De algemene vorm van de trekkromme van een biologische structuur is weergegeven in fig.5.1. waarin de trekkracht bij een trekproef uitgezet is als functie van de verlenging. Duidelijk blijkt dat deze kromme niet lineair is. Crisp [6] onderscheidt drie geleidelijk in elkaar overgaande trajekten in de trekkromme, namelijk een traject met een zeer kleine helling in de trekkromme, een traject met een gelei-

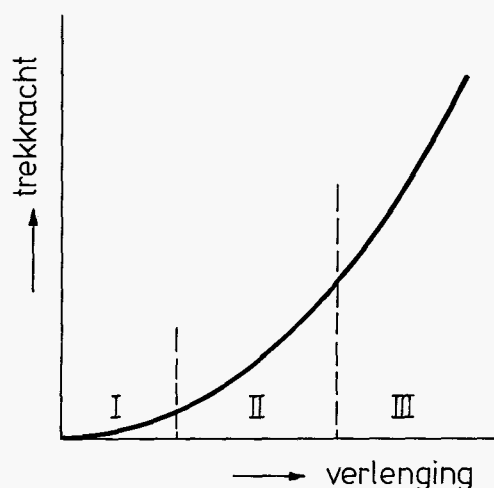


Fig.5.1. Algemene vorm van de trekkromme van een biologische structuur volgens Crisp [6].

delijk stijgende helling en een traject met een relatief grote helling. Traject I correspondeert waarschijnlijk met het strekken van de collage-  
ne vezels, die in de onbelaste situatie gekronkeld zijn. De stijf-  
heid van de structuur wordt dan vooral bepaald door de stijfheid van  
de grondmassa en van de elastische vezels. In het tweede traject zijn  
diverse collage-  
ne vezels reeds gestrekt. Bekend is dat collage-  
ne ve-  
zels een veel hogere elasticiteitsmodulus bezitten dan elastine vezels.  
Bij verdere verlenging van de structuur veroorzaken de collage-  
ne ve-  
zels een grote toename van de stijfheid. In het derde traject zijn alle  
collagene vezels gestrekt en wordt de stijfheid van de structuur bijna  
volledig bepaald door deze vezels. Vaak wordt aangenomen dat de elas-  
ticiteitsmodulus in dit traject konstant is.

De spannings-rekrelaties voor verschillende biologische structuren  
kunnen onderling sterk verschillen. Gedeeltelijk kan dit verklaard  
worden uit de verschillen in samenstelling en de wijze waarop de sa-  
menstellende delen geordend zijn. Echter ook voor gelijke structuren  
(b.v. een voorste kruisband) worden grote verschillen in de litera-  
tuur gevonden. Naast individuele verschillen in de preparaten als ge-

volg van b.v. leeftijd en belastingssituatie in vivo, speelt de wijze waarop de trekproeven zijn uitgeoefend een belangrijke rol. Reksnelheid, temperatuur, wijze van belasting, inklemming, preparatietechniek en de wijze waarop de rek bepaald wordt kunnen een grote invloed hebben op de verkregen karakteristiek. Ook het feit dat het oppervlak van het preparaat waarop de spanning betrokken is niet nauwkeurig opgemeten kan worden, of dat zelfs niet aangegeven wordt welk oppervlak bedoeld wordt, heeft grote invloed op de experimentele resultaten. Omdat biologische structuren vaak inhomogeen en anisotroop zijn zal de verkregen materiaalkarakteristiek afhankelijk zijn van de lokatie van het proefstukje in de structuur. Vergelijking van de resultaten van verschillende onderzoekers is vaak onmogelijk omdat de testomstandigheden niet of slechts ten dele bekend zijn. Wanneer de testomstandigheden wel bekend zijn vertonen ze vaak grote verschillen, zodat konfrontatie van de resultaten dan ook niet goed mogelijk is. Enkele in de literatuur beschreven trekproeven aan menselijke knieligamenten zullen in 5.3. summier besproken worden.

Uit verschijnselen als kruip, spanningsrelaxatie en hysteresis blijkt dat ligamenten en kapsel zich visco-elastisch gedragen. In 2.2. is besloten het visco-elastisch gedrag van een gewricht voorlopig buiten beschouwing te laten. Enkele mogelijke konstitutieve vergelijkingen die het elastisch gedrag van ligamenten beschrijven, zullen in 5.2. besproken worden. De konstitutieve vergelijking waarvan in het kniemodel gebruik zal worden gemaakt, wordt in 5.3. behandeld.

## 5.2. Schematisering van banden en kapsel tot lijnelementen.

Zachte weefsels zoals ligamenten en kapsel zijn komposiet materialen met richtings-afhankelijke materiaaleigenschappen (anisotropie). De optredende rekken zijn groot in vergelijking met de rekken in technische materialen terwijl de spannings-rekrelaties niet-lineair zijn. Modellen voor het elastisch gedrag van deze structuren kunnen zowel betrekking hebben op een volledig ligament of het gehele kapsel als op delen daarvan.

Wanneer voor een bepaalde structuur onderzoek heeft plaats gevonden naar de materiaaleigenschappen, kan een konstitutieve vergelijking van de betreffende structuur verkregen worden uit een wiskundige benadering van de experimentele gegevens. Aangezien van ligamenten

slechts één-dimensionale trekproeven bekend zijn, zullen de betreffende modellen eveneens één-dimensionaal zijn. Van het kapsel van een kniegewricht zijn overigens géén experimentele gegevens bekend. Een ligament of kapsel kan dan voorgesteld worden door een lijnelement gedefinieerd als een verbindingselement in de vorm van een lijnstuk, waarvan de uiteinden verbonden zijn met resp. femur en tibia (fig.5.2). Deze eindpunten worden insertiepunten genoemd.

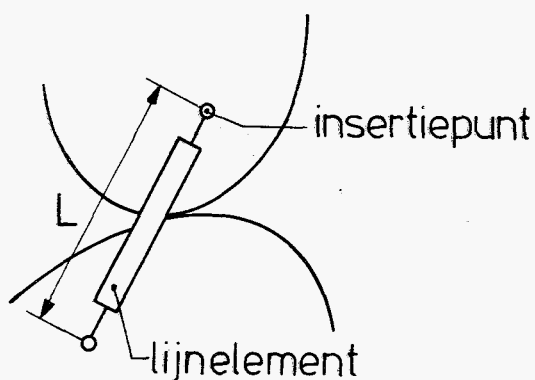


Fig.5.2. Een lijnelement.

Lijnelementen kunnen slechts krachten overdragen waarvan de werklijn samenvalt met de verbindingslijn van de insertiepunten. Met de aanname dat het lijnelement elastisch is kan de kracht  $f$  in het lijnelement eenduidig als functie van de lengte  $l$  van het lijnelement geschreven worden:

$$f = f(l) \quad (5.1)$$

Afgesproken wordt dat wanneer het lijnelement op trek belast wordt,  $f=f(l)$  positief is.

Bij een komposiet materiaal kan het mechanisch gedrag van de structuur ook beschreven worden, uitgaande van de mechanische eigenschappen van de samenstellende delen. Van collageen en elastische vezels is enige informatie omtrent het materiaal gedrag bekend. Deze gegevens zijn verkregen uit één-dimensionale trekproeven aan structuren die bijna volledig uit collageen c.q. elastine bestaan. De resultaten van de diverse onderzoekers lopen aanzienlijk uiteen. Over de materiaal-

eigenschappen van de grondmassa is weinig informatie bekend. Volgens Frisen [14] is deze grondmassa onsamendrukbaar.

Slavenburg [57] beschrijft enige modellen voor komposiet materialen. Hij maakt onderscheid tussen veermodellen en eindige elementen-modellen. Bij de veermodellen worden de collagene vezels, vezelbundels of groepen van vezelbundels voorgesteld door lijnelementen, die krachten kunnen opnemen in de richting van het betreffende element. De gekronkeldheid van collagene vezels in onbelaste toestand kan in rekening worden gebracht door de keuze van de ongespannen lengte van de lijnelementen. Bij eindige elementen-methode modellen wordt de grondmassa met elastische vezels geschematiseerd tot een homogeen isotroop materiaal. Dit materiaal kan verdeeld worden in een aantal elementen welke, zolang de collagene vezels nog niet gestrekt zijn, isotroop verondersteld kunnen worden. Na strekking van de collagene vezels krijgen de elementen anisotrope eigenschappen. De elementverdeling en anisotropie richting worden bepaald door de geometrie en de mikrostructuur van het betreffende ligament. Als parameters in deze modellen kunnen onderscheiden worden:

- oriëntatie, dichtheid, ongespannen lengte en materiaaleigenschappen van de collagene vezels.
- de afmetingen van het ligament.
- materiaalgedrag van grondmassa met elastische vezels.

Over vele van deze parameters zijn weinig of geen gegevens beschikbaar, zodat bij het gebruik van deze modellen een groot aantal veronderstellingen gedaan moeten worden. De benodigde berekeningen zullen in verband met het optreden van grote verplaatsingen en het niet-lineaire materiaalgedrag veel rekentijd vergen. Besloten is daarom voorlopig in het kniemodel gebruik te maken van lijnelementen. In het volgende deelhoofdstuk zal nader ingegaan worden op de verschillende parameters van een lijnelement.

### 5.3. De parameters van een lijnelement.

#### 5.3.1. Algemene beschouwing.

Ligamenten en kapsel zullen ieder voorgesteld worden door één of meerdere lijnelementen. De momentane lengte van een lijnelement kan eenvoudig bepaald worden uit de momentane positie van het femur ten opzichte van de tibia en de koördinaten van de insertiepunten. Laat

m het aantal lijnelementen in het kniegewricht zijn. Deze lijnelementen worden op een eenduidige maar overigens willekeurige wijze genummerd van 1 tot en met m. De positievector van de insertie van lijnelement i op de tibia en op het femur wordt aangegeven met  $\underline{r}_i$ , resp.  $\underline{\rho}_i$ :

$$\underline{r}_i = x_i \cdot \underline{e}_x + y_i \cdot \underline{e}_y + z_i \cdot \underline{e}_z \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.2)$$

$$\underline{\rho}_i = \alpha_i \cdot \underline{\varepsilon}_\alpha + \beta_i \cdot \underline{\varepsilon}_\beta + \gamma_i \cdot \underline{\varepsilon}_\gamma \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.3)$$

Omdat  $\underline{\rho}_i$  betrokken is op het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel is de positievector van de femorale insertie, betrokken op het  $(x, y, z)$ -stelsel, gelijk aan  $\underline{a} + T \cdot \underline{\rho}_i$ . Hierbij zijn  $\underline{a}$  en T de in hoofdstuk 3 besproken translatievector en rotatiematrix. De vector  $\underline{q}_i$  van de femorale naar de tibiale insertie wordt aangegeven door  $\underline{q}_i = \underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i$ . Als  $l_i$  de lengte van lijnelement i is en  $\underline{v}_i$  de eenheidsvector is van de femorale naar de tibiale insertie dan geldt  $\underline{q}_i = l_i \cdot \underline{v}_i$  waarbij:

$$l_i^2 = (\underline{q}_i, \underline{q}_i) = (\underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i, \underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i) \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.4)$$

$$\underline{v}_i = \frac{1}{l_i} (\underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i) \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.5)$$

De kracht  $\underline{f}_i$  die door lijnelement i op het femur wordt uitgeoefend is gericht langs  $\underline{v}_i$  en heeft volgens verg. 5.1. de grootte  $f_i = f_i(l_i)$ . Er geldt:

$$\underline{f}_i = \underline{f}_i(l_i) \cdot \underline{v}_i \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.6)$$

Wanneer de lengte van lijnelement i kleiner dan of gelijk is aan  $l_{oi}$ , de z.g. ongespannen lengte, wordt door het betreffende lijnelement geen kracht op zijn omgeving uitgeoefend:

$$f_i \neq 0 \quad \text{als} \quad l_i > l_{oi} \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.7)$$

$$f_i = 0 \quad \text{als} \quad l_i \leq l_{oi} \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.8)$$

In sommige situaties biedt het voordelen als lijnelementen onderling gekoppeld kunnen worden. Dit is bijvoorbeeld het geval bij het simuleren van een zich vertakkend ligament of als een ligament in contact komt met een botstuk. In het huidige kniemodel wordt hiermee geen rekening gehouden omdat daardoor de berekeningen essentieel gekompliceerder zouden worden.

### 5.3.2. De bevestigingspunten van een lijnelement.

De ligging van de insertiegebieden wordt bij de geometriebepaling van de gewrichtspreparaten bepaald door de positie van diverse punten in deze gebieden op te meten. De verschillende insertiegebieden variëren in oppervlakte tussen 1 en 4 cm<sup>2</sup>. Daarbij moet aangetekend worden dat een insertiegebied niet exakt te definiëren is. Ergens in dit gebied moeten de insertiepunten van de lijnelementen waarmee het beschouwde ligament of kapsel gerepresenteerd wordt, gesitueerd worden. Normaal zal het insertiepunt ongeveer in het zwaartepunt van het bijbehorende insertiegebied gekozen worden.

### 5.3.3. De ongespannen lengte $l_{oi}$ .

De lengte van lijnelement  $i$  in de referentiestand wordt  $l_{ri}$  genoemd. Omdat de positie van femur t.o.v. tibia in de referentiestand bekend is, kan  $l_{ri}$  bepaald worden. Voor de rek  $\epsilon_i$  van lijnelement  $i$  geldt:

$$\epsilon_i = \frac{1}{l_{oi}} (l_i - l_{oi}) \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.9)$$

Zodat voor de rek  $\epsilon_{ri}$  van lijnelement  $i$  in de referentiestand geldt:

$$\epsilon_{ri} = \frac{1}{l_{oi}} (l_{ri} - l_{oi}) \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.9.a)$$

Bij gegeven  $\epsilon_{ri}$  kan hieruit de ongespannen lengte  $l_{oi}$  worden berekend. Er volgt:

$$l_{oi} = \frac{l_{ri}}{1 + \epsilon_{ri}} \quad (5.10)$$



In de literatuur zijn geen kwantitatieve gegevens over de lokale rek in ligamenten en kapsel voorhanden. Een schatting voor de rek  $\epsilon_{ri}$  voor het kniemodel kan gedaan worden op basis van de volgende overwegingen:

- Wang [70] voerde bewegingsexperimenten uit aan gewrichtspreparaten, waarbij de lengteverandering tussen verschillende femorale en tibiale inserties opgemeten werd. Deze lengteveranderingen tijdens de flexie-extensiebeweging, berekent t.o.v. de lengte in de extensiestand, bedroegen in het geval van de kruisbanden minder dan 10 % en bij de collaterale banden minder dan 20 %. De indruk bestaat dat de nauwkeurigheid van deze waarnemingen niet erg groot is. Alhoewel de lengteverandering van een ligament geen direkte maat voor de rek is, kan hieruit toch enige indicatie omtrent de optredende rek worden verkregen. Omdat de ligamenten en het kapsel in verschillende gewrichtsstanden slap kunnen hangen wordt de bovengrens voor  $\epsilon_{ri}$  lager genomen, dan de maximaal optredende lengteveranderingen.
- Een kwalitatieve indruk over de rek  $\epsilon_{ri}$  kan verkregen worden uit observaties van verschillende onderzoekers naar de mate waarin de ligamenten, of gedeelten van ligamenten, in de extensiestand gespannen zijn. Hun bevindingen zijn weergegevens in tabel 5.1.

	LC	AC				PC		MC	
		L	M	AM	PL	L	M	A	P
Strasser [62]	+	+				-		-	+
Brantigan [3]	+	+				+		+	
Knese [28]	++		+	+		-	+	-	+
Lembo [31]					+	+			
Girgis [18]		+					-		

Tabel 5.1. De mate waarin verschillende ligamenten of ligamentdelen in de extensiestand gespannen zijn, zoals geobserveerd door verschillende onderzoekers. - = slap, + = strak, ++ = zeer strak.

LC = lateraal collateraal ligament, AC = voorste kruisband, PC = achterste kruisband, MC = mediaal collateraal ligament, L = lateraal, M = mediaal, AM = anterior-mediaal, PL = posterior-lateraal, A = anterior, P = posterior.

Van het posterieur gedeelte van het kapsel wordt vermeld dat het in sextensie strak staat.

#### 5.3.4. De konstitutieve vergelijking.

In de literatuur worden diverse experimenten naar het materiaalgedrag van de menselijke knieligamenten beschreven (Trent [64], Kennedy [24], Noyes [42]). Deze trekproeven zijn allen uitgevoerd aan complete ligamenten waarbij Trent [64] en Noyes [42] gebruik maakten van bot-bot-ligament-bot preparaten. De vorm van de verkregen trekkrommen komt goed overeen met de in fig.(5.1) geschetste karakteristiek. De eerste twee fasen van de trekkromme blijken echter in vergelijking met vele andere biologische structuren relatief gering van omvang te zijn.

De onderzoekresultaten van Trent [64] aan zes preparaten zijn samengevat in tabel 5.2. De verkregen trekkrommen (trekkracht als functie van verlenging) werden benaderd door een rechte lijn. Gekonstateerd werd dat de stijfheden van dezelfde ligamenten bij verschillende knieën, gedefiniëerd als de helling van de benaderde trekkromme (dimensie: N/mm), onderling grote verschillen vertonen.

preparaatnummer	LC		MC		AC		PC	
	F(N)	S(N/mm)	F(N)	S(N/mm)	F(N)	S(N/mm)	F(N)	S(N/mm)
1	670	125	-	-	500	140	750	190
2	180	40	365	50	290	120	250	175
3	490	70	690	90	1750	320	1200	260
4	285	10	750	75	550	145	1250	230
5	295	60	300	73	345	20	700	195
6	-	-	-	-	365	102	375	150

tabel 5.2. Treksterkte F en stijfheid S van knieligamenten volgens Trent [64]. LC, MC, AC, PC zie tabel 5.1.

Verder blijkt dat de kruisbanden stijver zijn dan de collaterale banden hetgeen in overeenstemming is met de experimenten van Kennedy [24].

Noyes [42] die zich in zijn experimenten beperkt tot de voorste kuisband, vond stijfheden die wat grootte orde betreft met de experimenten van Trent overeenstemmen.

Een lineaire benadering van de trekkromme, zoals gehanteerd door Trent, is weinig realistisch. Fung [15] vermeldt diverse geschiktere benaderingen voor de trekkromme van biologische structuren. Voorlopig wordt in het kniemodel gekozen voor een kwadratisch verloop:

$$f_i = f_i(l_i) = k_i(l_i - l_{oi})^2 \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (5.11)$$

waarbij  $k_i$  een materiaalkonstante van lijnelement  $i$  is.

De konstante  $k_i$  wordt zodanig gekozen dat bij een verlenging  $l_i - l_{oi}$  ter grootte van 5 mm de kracht in lijnelement  $i$  gelijk is aan de gemiddelde kracht door Trent gevonden bij een verlenging van 5 mm van het betreffende ligament. Wordt een bepaald ligament door meerdere lijnelementen voorgesteld dan wordt deze konstante overeenkomstig aangepast.

Konkluderend kan gesteld worden dat ten aanzien van de bevestigingen, de ongespannen lengte en de konstitutieve vergelijking een aantal veronderstellingen of vereenvoudigingen worden gemaakt. De achtergrond hiervan is het ontbreken van voldoende betrouwbare literatuurgegevens, grote individuele verschillen en de interpretatie van de insertiegebieden. Met behulp van parameterstudies (hoofdstuk 8) zou meer inzicht verkregen kunnen worden in de invloed van deze parameters op het mechanisch gedrag van het kniegewricht.

## 6. Het drie-dimensionale kniemodel.

### 6.1. Inleiding.

In hoofdstuk 2 is het kniegewricht vereenvoudigd tot een systeem bestaande uit twee starre lichamen (het femur en de tibia), die op twee plaatsen contact met elkaar maken. Op dit systeem werkt een voorgeschreven belasting, afkomstig van b.v. spieren en zwaartekracht, terwijl bovendien de flexie-extensiehoek  $\phi$  is voorgeschreven. De geometrie van de contactvlakken van beide lichamen is besproken in hoofdstuk 4 en wordt wiskundig beschreven met een ruimtelijk polynoom. Beide lichamen zijn verbonden door een aantal lijnelementen waarvan de verschillende eigenschappen in hoofdstuk 5 aan de orde zijn gekomen.

Het mechanisch gedrag van dit systeem zal in dit hoofdstuk door middel van een aantal wiskundige vergelijkingen beschreven worden. In 6.2 worden de eisen geformuleerd die volgen uit de aanname dat femur en tibia in twee punten met elkaar in contact zijn. Dit resulteert in de zogenaamde kontaktkondities, een stelsel van tien niet-lineaire vergelijkingen in veertien variabelen. Voor de bepaling van deze variabelen zijn nog drie relaties extra nodig. Deze worden in 6.3 afgeleid uit de eis dat de belasting op het femur in evenwicht moet zijn. Naast de eerder bedoelde variabelen komen in de evenwichtsvoorwaarden twee onbekende kontaktkrachten tussen beide lichamen voor en reaktiegrootheden tengevolge van de voorgeschreven flexie-extensiehoek. Met het principe der virtuele arbeid wordt in 6.4. een met de evenwichtsrelaties equivalente formulering opgezet, waarin deze kontaktkrachten en reaktiegrootheden niet weer voorkomen. In 6.5. zal worden aangegeven hoe de kontaktkrachten en de reaktiegrootheden bepaald kunnen worden. De vergelijkingen die het mechanisch gedrag beschrijven, zijn dermate complex, dat oplossing slechts mogelijk zal zijn met behulp van een rekenmachine. In 6.5. worden de verschillende stappen in het ontwikkelde rekenprogramma KNIEMODEL in het kort toegelicht.

### 6.2. Kinematische randvoorwaarden.

Volgens 2.4. wordt aangenomen dat de mediale en laterale condylus van het femur steeds in contact blijven met de mediale, resp. laterale

condylus aan de tibia. Deze condyli worden genummerd: de laterale condylus krijgt het nummer 1 en de mediale nummer 2. Hier zal dezelfde notatie gehanteerd worden als in 3.5. met dien verstande dat aan de diverse symbolen de beneden index  $i$  wordt toegevoegd om aan te geven op welke condylus de betreffende grootheden betrekking hebben. Zo zijn  $\underline{n}_1$  en  $\underline{n}_2$  de naar buiten gerichte normaal op de laterale condylus van de tibia, resp. de mediale condylus van het femur. De eis dat condylus  $i$  ( $i=1$  of  $i=2$ ) van het femur in puntkontakt is met condylus  $i$  van de tibia, resulteert dan volgens (3.19) en (3.21) in de volgende relaties, de z.g. kontaktkondities:

$$\underline{c}_i(u_i, v_i) = \underline{a} + T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{\gamma}_i(u_i, v_i) \quad i=1,2 \quad (6.1)$$

$$(\underline{n}_i(u_i, v_i), T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{\tau}_{\mu i}(u_i, v_i)) = 0 \quad i=1,2 \quad (6.2)$$

$$(\underline{n}_i(u_i, v_i), T(\phi_1, \phi_2, \phi_3) \cdot \underline{\tau}_{v i}(u_i, v_i)) = 0 \quad i=1,2 \quad (6.3)$$

Hierin is  $\underline{a} = a_x \cdot \underline{e}_x + a_y \cdot \underline{e}_y + a_z \cdot \underline{e}_z$  volgens (3.8) de vektor die de positie vastlegt van de oorsprong van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -assenstelsel, dat verbonden is met het femur. De oriëntatie van deze assen wordt bepaald door de grootheden  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$ , waarbij  $\phi_3$  op een konstante na gelijk is aan de voorgeschreven flexie-extensiehoek  $\phi$ :

$$\phi_3 = \phi_0 - \phi \quad (6.4)$$

De parameters  $u_i, v_i$  en  $v_i, \mu_i$  bepalen de positie van het kontaktpunt op condylus  $i$  van de tibia resp. het femur.

De vergelijkingen (6.1), (6.2) en (6.3) voor  $i=1$  en  $i=2$  vormen een stelsel van tien vergelijkingen in veertien variabelen:  $a_x, a_y, a_z, \phi_1, \phi_2, \phi_3, u_1, v_1, \mu_1, v_1, u_2, v_2, \mu_2, v_2$ . Onder bepaalde voorwaarden is het mogelijk tien van deze variabelen (hierna secundaire variabelen te noemen) uit de kontaktvoorwaarden (6.1), (6.2), (6.3) op te lossen als functie van de overige vier variabelen (hierna primaire variabelen genoemd). Worden de primaire en sekundaire variabelen opgevat als de componenten van een vektor  $\underline{x}_p$ , resp.  $\underline{x}_s$  dan kan in plaats van de kontaktvoorwaarden ook geschreven worden:

$$\underline{f}(\underline{x}_p, \underline{x}_s) = \underline{0} \quad (6.5)$$

Hieruit kan  $\underline{x}_p$  worden opgelost dan en slechts dan als de bijbehorende funktionaalmatrix  $F_s$ , gedefinieerd door:

$$F_s[i,j] = \frac{\partial f_i}{\partial x_s[j]} \quad i,j= 1,2,\dots,10 \quad (6.6)$$

regulier is. Dit impliceert dat voor de primaire variabelen niet willekeurig vier componenten gekozen kunnen worden. Zo is eenvoudig in te zien dat de keuze  $\underline{x}_p = [a_y, \phi_1, \phi_2, \phi_3]$  niet steeds toelaatbaar kan zijn. In het kniemodel zijn  $a_x, a_z, \phi_2$  en  $\phi_3$  als primaire variabelen gekozen, d.w.z.:

$$\underline{x}_p = [a_x, a_z, \phi_2, \phi_3] \quad (6.7)$$

Voor de vektor  $\underline{x}_s$  der sekundaire variabelen geldt dan:

$$\underline{x}_s = [u_1, v_1, u_2, v_2, \mu_1, \nu_1, \mu_2, \nu_2, a_y, \phi_1] \quad (6.8)$$

De keuze volgens (6.7) voor  $\underline{x}_p$  is gebaseerd op fysische overwegingen: verwacht wordt dat de bijbehorende matrix  $F_s$  steeds regulier zal zijn, zodat  $\underline{x}_s$  uit (6.5) kan worden opgelost. Dit leidt tot een relatie van de vorm:

$$\underline{x}_s = \underline{x}_s(\underline{x}_p) \quad (6.9)$$

In het bijzonder kan deze relatie gebruikt worden om de vektor  $\underline{a}$  en de hoeken  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$  uit te drukken in  $\underline{x}_p$ . Dit resulteert dan in:

$$\underline{a} = \underline{g}(\underline{x}_p) \quad (6.10)$$

$$\underline{\phi} = \underline{h}(\underline{x}_p) \quad (6.11)$$

waarbij  $\underline{\phi}$  een vektor is met  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$  als componenten:  $\underline{\phi} = [\phi_1, \phi_2, \phi_3]$

De bepaling van  $\underline{x}_s$  uit (6.5) geschiedt m.b.v. een Newton-Raphson iteratief proces (|74|). Daarbij wordt gecontroleerd of de matrix  $F_s$  inderdaad regulier is. Verder wordt gecontroleerd of de contactpunten, bepaald door de variabelen  $u_1, v_1, u_2, v_2, \mu_1, \nu_1, \mu_2, \nu_2$ , wel in de aangenomen contactvlakken liggen.

De  $x, y, z$ -koördinaten van een willekeurig punt P van het femur kunnen bij gegeven translatievector  $\underline{a}$  en rotatiematrix  $T(\phi_1, \phi_2, \phi_3)$  volgens (3.7) uitgedrukt in de  $\alpha, \beta, \gamma$ -koördinaten van dat punt:  $\underline{R} = \underline{a} + T \cdot \underline{\rho}$ . Bij infinitesimaal kleine veranderingen  $\delta \underline{a} = \delta a_x \cdot \underline{e}_x + \delta a_y \cdot \underline{e}_y + \delta a_z \cdot \underline{e}_z$  van de vektor  $\underline{a}$  en  $\delta \phi_1, \delta \phi_2, \delta \phi_3$  van de parameters  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$  van de rotatiematrix T geldt voor de verandering van de positievector  $\underline{R}$ :

$$\delta \underline{R} = \delta \underline{a} + \left( \frac{\partial T}{\partial \phi_1} \cdot \delta \phi_1 + \frac{\partial T}{\partial \phi_2} \cdot \delta \phi_2 + \frac{\partial T}{\partial \phi_3} \cdot \delta \phi_3 \right) \cdot \underline{\rho} \quad (6.12)$$

en omdat T orthonormaal is tevens:

$$\delta \underline{R} = \delta \underline{a} + \left( \delta \phi_1 \cdot \frac{\partial T}{\partial \phi_1} \cdot \overset{\cdot}{T} + \delta \phi_2 \cdot \frac{\partial T}{\partial \phi_2} \cdot \overset{\cdot}{T} + \delta \phi_3 \cdot \frac{\partial T}{\partial \phi_3} \cdot \overset{\cdot}{T} \right) \cdot T \cdot \underline{\rho} \quad (6.13)$$

Uitwerking van (6.13) door gebruik te maken van (3.10) levert (6.14):

$$\delta \underline{R} = \delta \underline{a} + \delta \underline{\omega} \times T \cdot \underline{\rho} \quad (6.14)$$

De componenten van de hierin optredende vektor  $\delta \underline{\omega} = \delta \omega_x \cdot \underline{e}_x + \delta \omega_y \cdot \underline{e}_y + \delta \omega_z \cdot \underline{e}_z$  kunnen geïnterpreteerd worden als verdraaiing om de  $\overset{\cdot}{x}, \overset{\cdot}{y}, \overset{\cdot}{z}$ -as van een  $(\overset{\cdot}{x}, \overset{\cdot}{y}, \overset{\cdot}{z})$ -stelsel waarvan de assen evenwijdig zijn met de  $x, y$ - en  $z$ -as en waarvan de oorsprong samenvalt met de oorsprong van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel. De variaties  $\delta \phi_1, \delta \phi_2$  en  $\delta \phi_3$  kunnen opgevat worden als de componenten van een vektor  $\delta \underline{\phi}$  met  $\delta \underline{\phi} = [\delta \phi_1, \delta \phi_2, \delta \phi_3]$ . Het verband tussen  $\delta \underline{\omega}$  en  $\delta \underline{\phi}$  wordt dan gegeven door:

$$\delta \underline{\omega} = P \cdot \delta \underline{\phi} \quad (6.15)$$

met

$$P = \begin{vmatrix} \cos \phi_3 & -\sin \phi_3 \cdot \cos \phi_1 & 0 \\ \sin \phi_3 & \cos \phi_3 \cdot \cos \phi_1 & 0 \\ 0 & \sin \phi_1 & 1 \end{vmatrix} \quad (6.16)$$

De variaties  $\delta \underline{a}$  en  $\delta \underline{\phi}$  kunnen niet willekeurig gekozen worden als geëist wordt dat bij het variëren het contact tussen femur en tibia niet

verbroken wordt en de hoek  $\phi_3$  konstant blijft. De componenten van  $\underline{x}_p$ :  $\delta a_x, \delta a_z, \delta \phi_2$  mogen wel willekeurig gevarieerd worden. Met (6.10) en (6.11) leidt dit tot de eis:

$$\delta \underline{a} = A \cdot \delta \underline{x}_p \quad (6.17)$$

$$\delta \underline{\phi} = C \cdot \delta \underline{x}_p \quad (6.18)$$

waarbij de matrices A en C gedefinieerd zijn door:

$$A[i,j] = \frac{\partial g[i]}{\partial x_p[j]} \quad ; \quad C[i,j] = \frac{\partial h[i]}{\partial x_p[j]} \quad (6.19)$$

en:

$$\delta \underline{x}_p = [\delta a_x, \delta a_z, \delta \phi_2, 0] \quad (6.19.a)$$

Bij nadere uitwerking van (6.19) volgt dat A en C gegeven worden door:

$$A = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\partial a_y}{\partial a_x} & \frac{\partial a_y}{\partial a_z} & \frac{\partial a_y}{\partial \phi_2} & \frac{\partial a_y}{\partial \phi_3} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (6.20)$$

$$C = \begin{pmatrix} \frac{\partial \phi_1}{\partial a_x} & \frac{\partial \phi_1}{\partial a_z} & \frac{\partial \phi_1}{\partial \phi_2} & \frac{\partial \phi_1}{\partial \phi_3} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.21)$$

Substitutie van (6.15), (6.17) en (6.18) in (6.14) levert tenslotte het verband tussen de variatie  $\delta \underline{R}$  van de positievector  $\underline{R}$  enerzijds en de variatie  $\delta \underline{x}_p$  van de vektor der primaire variabelen anderzijds:

$$\delta \underline{R} = A \cdot \delta \underline{x}_p + (P \cdot C \cdot \delta \underline{x}_p) \times (T \cdot \underline{\rho}) \quad (6.22)$$

### 6.3. Dynamische randvoorwaarden.

De op het femur werkende krachten en momenten kunnen verdeeld worden in een viertal groepen (fig.6.1).:

1) De uitwendige, voorgeschreven krachten  $\underline{F}_e$  en momenten  $\underline{M}_e$ .

Deze belasting kan b.v. afkomstig zijn van spieren, zwaartekracht, pa-



tella of een andere van buiten op het femur werkende invloed. Volgens 2.3 wordt deze belasting beschouwd als een invoergrootheid van het systeem. Omdat het femur star verondersteld is, kan deze externe belasting gereduceerd worden tot een drietal krachten  $F_x$ ,  $F_y$  en  $F_z$  in resp. x,y en z-richting en aangrijpend in de oorsprong van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel plus een drietal momenten  $M_x$ ,  $M_y$  en  $M_z$  om resp. x,y en z-as:

$$\underline{F}_e = F_x \cdot \underline{e}_x + F_y \cdot \underline{e}_y + F_z \cdot \underline{e}_z \quad (6.23)$$

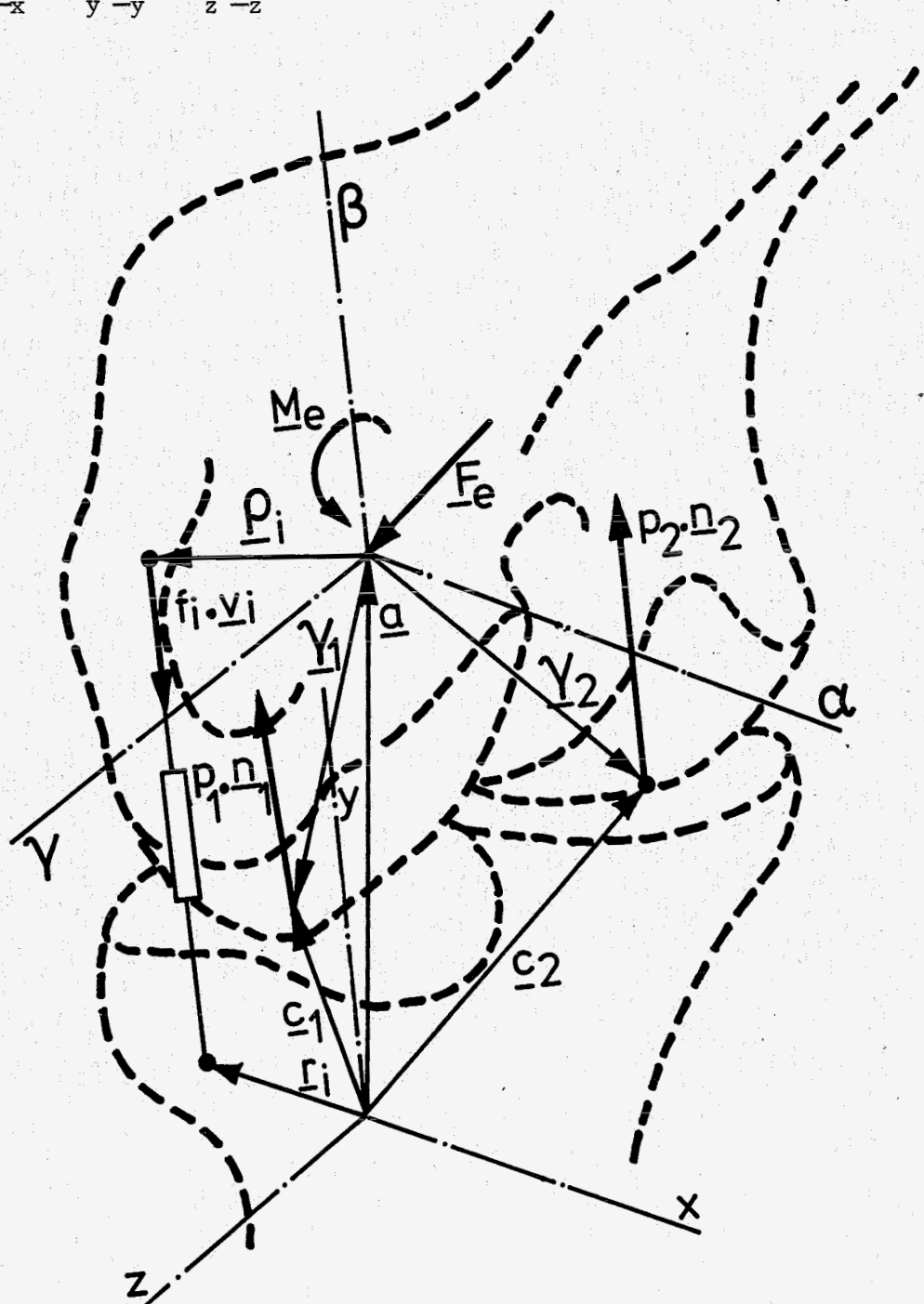


Fig.6.1. Krachten op het femur.

$$\underline{M}_e = M_x \cdot \underline{e}_x + M_y \cdot \underline{e}_y + M_z \cdot \underline{e}_z \quad (6.24)$$

In de verdere beschouwing worden  $\underline{F}_e$  en  $\underline{M}_e$  konstant genomen, m.a.w. hun grootte en richting zal niet afhangen van de (relatieve) positie van de gewrichtsdelen. Een en ander betekent een beperking van het model omdat de op een gewricht werkende belasting vaak afhankelijk zal zijn van deze relatieve positie.

2) Krachten uitgeoefend door lijnelementen.

Zoals besproken in 5.3. zijn met het femur een aantal,  $m$ , lijnelementen verbonden. De kracht  $\underline{f}_i$ , die door lijnelement  $i$  op het femur wordt uitgeoefend, wordt gegeven door:

$$\underline{f}_i = f_i(v_i) \cdot \underline{v}_i \quad i: 1, 2, \dots, m \quad (6.25)$$

waarbij  $f_i = f_i(v_i)$  de doorgeleide kracht volgens (5.11) is en  $\underline{v}_i$  de eenheidsvektor is langs het lijnelement.

3) De kontaktkrachten.

In 2.4.3 is aangenomen dat de gewrichtsvlakken wrijvingsloos ten opzichte van elkaar kunnen bewegen. De werklijnen van de kontaktkrachten zullen derhalve samenvallen met de normalen op de tibiale gewrichtsvlakken. De naar het femur gerichte eenheidsnormaal op het tibiale gewrichtsvlak  $i$  wordt aangegeven met  $\underline{n}_i$  ( $i=1, 2$ ).

Voor de kontaktkracht  $\underline{p}_i$  door de tibia op het femur uitgeoefend geldt dan:

$$\underline{p}_i = p_i \cdot \underline{n}_i \quad i=1, 2 \quad (6.26)$$

De kracht  $p_i$  in (6.26) wordt positief genomen als tussen femur en tibia een drukkracht werkt.

4) De reactiekracht  $\underline{F}_r$  en het reactiemoment  $\underline{M}_r$ .

De reactiegrootheden  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  zijn de uitwendig op het femur uitgeoefende, a priori onbekende kracht- en momentvektor, die nodig zijn om de voorgeschreven flexie-extensiehoek te realiseren. In 6.4 en 6.5 zullen deze grootheden nader beschouwd worden. Evenals bij de voorgeschreven uitwendige krachten en momenten mag zonder essentiële beperking van de algemeenheid worden aangenomen dat  $\underline{F}_r$  aangrijpt in de oorsprong van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel en dat  $\underline{M}_r$  het reactiemoment t.o.v. de oorsprong is.

Het femur moet onder invloed van de genoemde belastingen in evenwicht zijn. Dit impliceert dat de resulteerende kracht  $\underline{F}_{res}$  en het resulterend moment  $\underline{M}_{res}$  op het femur gelijk aan nul moeten zijn. De eis van krachterevenwicht levert:

$$\underline{F}_e + \underline{F}_r + p_1 \cdot \underline{n}_1 + p_2 \cdot \underline{n}_2 + \sum_{i=1}^m f_i(\nu_i) \cdot \underline{v}_i = \underline{F}_{res} = \underline{0} \quad (6.27)$$

terwijl uit momentenevenwicht t.o.v. de oorsprong van het  $(\alpha, \beta, \gamma)$ -stelsel volgt:

$$\underline{M}_e + \underline{M}_r + p_1 (T, \underline{\gamma}_1) \times \underline{n}_1 + p_2 (T, \underline{\gamma}_2) \times \underline{n}_2 + \sum_{i=1}^m f_i(\nu_i) \cdot (T, \underline{\rho}_i) \times \underline{v}_i = \underline{M}_{res} = \underline{0} \quad (6.28)$$

Hierin is  $T=T(\phi_1, \phi_2, \phi_3)$  de rotatiematrix,  $\underline{\rho}_i$  ( $i=1, 2, \dots, m$ ) de positievector van de femorale insertie van lijnelement  $i$  en  $\underline{\gamma}_j$  ( $j=1, 2$ ) de positievector van het contactpunt op condylus  $j$  van het femur.

#### 6.4. Het principe van virtuele arbeid.

In de evenwichtsvergelijkingen voor het femur, (6.27) en (6.28), komen als onbekenden de contactpunten  $p_1$  en  $p_2$  en de reaktiegrootheden  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  voor. Met het principe der virtuele arbeid kan een equivalent stelsel vergelijkingen worden afgeleid waarin  $p_1$ ,  $p_2$ ,  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  niet meer voorkomen.

Vermenigvuldiging van het krachterevenwicht (6.27) met  $\delta \underline{a}$  en het momentenevenwicht (6.28) met  $\delta \underline{\omega}$  en sommatie van de beide produkten levert:

$$(\underline{F}_{res}, \delta \underline{a}) + (\underline{M}_{res}, \delta \underline{\omega}) = 0 \quad \text{voor alle } \delta \underline{a} \text{ en } \delta \underline{\omega} \quad (6.29)$$

Voor kinematisch toelaatbare variaties  $\delta \underline{a}$  en  $\delta \underline{\omega}$ , dus  $\delta \underline{a} = A \cdot \delta \underline{x}_p$  en  $\delta \underline{\omega} = P \cdot C \cdot \delta \underline{x}_p$ , met  $\delta \underline{x}_p$  volgens (6.19a) kan hiervoor geschreven worden:

$$\delta U_p + \delta U_v + \delta \Omega = 0 \quad \text{voor alle } \delta \underline{x}_p \quad (6.30)$$

waarbij  $\delta U_p$ ,  $\delta U_v$  en  $\delta \Omega$  gegeven worden door:

$$\delta U_p = (p_1 \cdot \underline{n}_1, (A \cdot \delta \underline{x}_p + (P.C. \delta \underline{x}_p) \times T \underline{\gamma}_1)) + (p_2 \cdot \underline{n}_2, (A \delta \underline{x}_p + (P.C. \delta \underline{x}_p) \times T \underline{\gamma}_2)) \quad (6.31)$$

$$\delta U_v = \sum_{i=1}^m (f_i(\underline{r}_i) \cdot \underline{v}_i, (A \cdot \delta \underline{x}_p + (P.C. \delta \underline{x}_p) \times T \underline{\rho}_i)) \quad (6.32)$$

$$\delta \Omega = (\underline{F}_e, A \cdot \delta \underline{x}_p) + (\underline{M}_e, P.C. \delta \underline{x}_p) + (\underline{F}_r, A \cdot \delta \underline{x}_p) + (\underline{M}_r, P.C. \delta \underline{x}_p) \quad (6.33)$$

De relaties voor  $\delta U_p$ ,  $\delta U_v$  en  $\delta \Omega$  kunnen verder uitgewerkt worden.

Allereerst wordt  $\delta U_p$  beschouwd. Voor de positievector  $\underline{c}_i$  van contactpunt  $i$  kan volgens (3.19) geschreven worden:

$$\underline{c}_i = \underline{a} + T \cdot \underline{\gamma}_i \quad (6.34)$$

Gebruikmakend van (6.22) volgt voor de variatie  $\delta \underline{c}_i$  van  $\underline{c}_i$  bij kinematisch toelaatbare variaties  $\delta \underline{x}_p$ :

$$\delta \underline{c}_i = \delta \underline{a} + \delta T \cdot \underline{\gamma}_i + T \cdot \delta \underline{\gamma}_i = A \cdot \delta \underline{x}_p + (P.C. \delta \underline{x}_p) \times T \cdot \underline{\gamma}_i + T \cdot \underline{\tau}_{\mu i} \cdot \delta \mu_i + T \cdot \underline{\tau}_{v i} \cdot \delta v_i \quad (6.35)$$

Substitutie van (6.35) in (6.31) levert, gebruikmakend van (6.2) en (6.3):

$$\delta U_p = (p_1 \cdot \underline{n}_1, \delta \underline{c}_1) + (p_2 \cdot \underline{n}_2, \delta \underline{c}_2) \quad (6.36)$$

Omdat  $\underline{n}_i$  ( $i=1,2$ ) loodrecht staat op het tibiële gewrichtsvlak  $i$  en  $\delta \underline{c}_i$  raakt aan dat gewrichtsvlak, volgt dat  $\delta U_p$  gelijk zal zijn aan nul.

Vervolgens beschouwen wij de relatie  $\delta U_v$ . Voor de lengte  $l_i$  van lijnelement  $i$  geldt volgens (5.4):  $l_i^2 = ((\underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i), (\underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i))$ .

Voor de variatie  $\delta l_i$  van  $l_i$  kan zodoende geschreven worden:

$$\delta l_i = \left[ \frac{1}{l_i} (\underline{r}_i - \underline{a} - T \cdot \underline{\rho}_i), (-\delta \underline{a} - \delta T \cdot \underline{\rho}_i) \right] \quad (6.37)$$

en dus ook:

$$\delta l_i = -(\underline{v}_i, (A \cdot \delta \underline{x}_p + P.C. \delta \underline{x}_p \times T \cdot \underline{\rho}_i)) \quad (6.38)$$

Hiermee volgt dat  $\delta U_v$  gelijk zal zijn aan:

$$\delta U_V = - \sum_{i=1}^m f_i(\nu_i) \cdot \delta \nu_i \quad (6.39)$$

Voor een elastisch element  $i$ , waarbij de kracht  $f_i$  uitsluitend afhangt van de lengte  $\nu_i$ , bestaat een functie  $U_i = U_i(\nu_i)$  zodanig dat  $f_i(\nu_i) = dU_i/d\nu_i$ . De grootheid  $U_i$  wordt de elastische energie in lijnelement  $i$  genoemd. Wanneer de lengte van het lijnelement kleiner is dan of gelijk is aan de ongespannen lengte  $\nu_{oi}$  zal deze energie gelijk zijn aan nul. Als  $\nu_i > \nu_{oi}$  geldt:

$$U_i = \int_{\nu_{oi}}^{\nu_i} f_i(\nu_i) \cdot d\nu_i \quad (6.40)$$

Voor  $\delta U_V$  kan nu dus geschreven worden:

$$\delta U_V = - \sum_{i=1}^m \frac{dU_i}{d\nu_i} \cdot \delta \nu_i = - \delta \sum_{i=1}^m U_i \quad (6.41)$$

$\delta U_V$  mag dus beschouwd worden als de variatie van de totale in de lijnelementen opgehoopte elastische energie  $U_V$  bij kinematisch toelaatbare  $\delta \underline{x}_p$ . Voor  $U_V$  geldt hierbij:

$$U_V = \sum_{i=1}^m U_i(\nu_i) = \sum_{i=1}^m U_i(\underline{x}_p) \quad (6.42)$$

Tenslotte beschouwen wij de relatie voor  $\delta \Omega$ . Omdat  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  reaktiegrootheden zijn, die nodig zijn om de voorgeschreven hoek  $\phi_3$  te handhaven en omdat  $\delta \phi_3 = 0$ , geldt:

$$(\underline{F}_r, A \cdot \delta \underline{x}_p) + (\underline{M}_r, P.C. \delta \underline{x}_p) = 0 \quad \text{voor alle } \delta \underline{x}_p \quad (6.43)$$

Verg. (6.33) voor  $\delta \Omega$  gaat dus over in:

$$\delta \Omega = (\underline{F}_e, A \cdot \delta \underline{x}_p) + (\underline{M}_e, P.C. \delta \underline{x}_p) \quad (6.44)$$

Omdat zowel  $\underline{F}_e$  als  $\underline{M}_e$  onafhankelijk van de positie van het femur zijn, bestaan er een potentiaal van de uitwendige belasting  $\Omega$  volgens:

$$\Omega = -\underline{F}_e \cdot \underline{a} - \underline{M}_e \cdot \underline{P} \cdot \underline{\phi} \quad (6.45)$$

waarbij  $\underline{\phi} = [\phi_1, \phi_2, \phi_3]$ .

Met de gevonden resultaten voor  $\delta U_p$ ,  $\delta U_v$  en  $\delta \Omega$  kan nu voor verg. (6.30) geschreven worden:

$$\delta U_v + \delta \Omega = - \delta(U_v + \Omega) = 0 \quad \text{voor alle } \delta \underline{x}_p \quad (6.46)$$

De grootheid  $(U_v + \Omega)$  met  $U_v$  volgens (6.42) en  $\Omega$  volgens (6.45) wordt de potentiële energie van het totale systeem genoemd. Verg. (6.46) is één met de evenwichtsvergelijkingen equivalente formulering waarin de onbekende contactkrachten  $p_1$  en  $p_2$  en de reaktiegrootheden  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  niet meer voorkomen.

6.5. Oplossingsproces en rekenprogramma.

Aan verg. (6.46) wordt voldaan wanneer de grootheid  $(U_v + \Omega)$  een stationaire waarde aanneemt. Een dergelijke stationaire waarde treedt o.a. op als  $(U_v + \Omega)$  minimaal wordt. In het kniemodel zal bij een voorgeschreven  $\phi_3$  een zodanige  $\underline{x}_p$  bepaald worden dat  $(U_v + \Omega)$  minimaal wordt. Daarvoor wordt gebruik gemaakt van een minimaliseringsroutine (Sluiter [58]). Als nevenkonditie wordt bij dit minimaliseringsproces geëist dat de berekende kontaktpunten  $((u_1, v_1), (u_2, v_2), (u_1, v_1), (u_2, v_2))$  binnen de aangenomen contactvlakken liggen. Zodra  $\underline{x}_p$  bekend is kunnen de sekundaire variabelen  $\underline{x}_s$  bepaald worden. De op deze wijze berekende positie van het femur is uiteraard een evenwichtsstand. Zijn er meerdere evenwichtsstanden, hetgeen b.v. het geval kan zijn wanneer alle lijnelementen ongespannen zijn, dan zal slechts een der evenwichtsstanden berekend worden.

Als de evenwichtsstand bekend is kunnen de contactkrachten  $p_1$  en  $p_2$  en de reactiegrootheden  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  bepaald worden. Allereerst zullen de reactiegrootheden  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  beschouwd worden.

Geven wij de getransporteerde van een matrix B aan met  $B^T$  dan kan voor (6.43) geschreven worden:

$$(\delta \underline{x}_p, (A^T \underline{F}_r + (PC)^T \underline{M}_r)) = 0 \quad \text{voor alle } \delta \underline{x}_p \quad (6.47)$$

Aangezien de vierde komponent van  $\delta \underline{x}_p$ ,  $\delta \phi_3$ , gelijk is aan nul volgt hieruit dat voor  $\underline{F}_r$  en  $\underline{M}_r$  zal gelden:

$$A_r^T \underline{F}_r + (PC)_r^T \underline{M}_r = 0 \quad (6.48)$$

met de matrices  $A_r$  en  $(PC)_r$  die ontstaan door de vierde kolom van de matrices A en (PC) weg te laten. Daarbij zijn A, P en C reeds eerder gedefinieerd in resp. (6.20), (6.16) en (6.21). Voor  $(PC)_r$  volgt:

$$(PC)_r = \begin{bmatrix} \frac{\partial \phi_1}{\partial a_x} \cdot \cos \phi_3 & \frac{\partial \phi_1}{\partial a_z} \cdot \cos \phi_3 & \frac{\partial \phi_1}{\partial \phi_2} \cdot \cos \phi_3 - \sin \phi_3 \cdot \cos \phi_1 \\ \frac{\partial \phi_1}{\partial a_x} \cdot \sin \phi_3 & \frac{\partial \phi_1}{\partial a_z} \cdot \sin \phi_3 & \frac{\partial \phi_1}{\partial \phi_2} \cdot \sin \phi_3 + \cos \phi_3 \cdot \cos \phi_1 \\ 0 & 0 & \sin \phi_1 \end{bmatrix} \quad (6.49)$$

In het huidige kniemodel is aangenomen dat de voorgeschreven flexie-extensiehoek  $\phi_3$  zonder uitwendige reaktiekracht  $\underline{F}_r$  gerealiseerd wordt, m.a.w:

$$\underline{F}_r = \underline{0} \quad (6.50)$$

Verg. (6.48) reduceert dan tot:

$$(PC)_r^T \cdot \underline{M}_r = \underline{0} \quad (6.51)$$

De triviale oplossing  $\underline{M}_r = \underline{0}$  is niet interessant. Het stelsel (6.51) laat echter ook een niet-triviale oplossing toe omdat de matrix  $(PC)_r$  singulier is: de rang van  $(PC)_r$  is hoogstens gelijk aan 2. Van een dergelijke niet-triviale oplossing  $\underline{M}_r \neq \underline{0}$  kan wel de richting maar niet de grootte bepaald worden. Deze richting ligt eenduidig vast als de rang

van  $(PC)_r$  gelijk is aan 2, d.w.z. als  $\frac{\partial \phi_1}{\partial a_x}$  en  $\frac{\partial \phi_1}{\partial a_y}$  niet beide gelijk

zijn aan nul. Schrijven wij:

$$\underline{M}_r = M_r \cdot \underline{\lambda} \quad ; \quad (\underline{\lambda}, \underline{\lambda}) = 1 \quad (6.52)$$

dan geldt in dit geval voor de eenheidsvektor  $\underline{\lambda}$  langs  $\underline{M}_r$ :

$$\underline{\lambda} = \sin \phi_1 \cdot \sin \phi_3 \cdot \underline{e}_x - \sin \phi_1 \cdot \cos \phi_3 \cdot \underline{e}_y + \cos \phi_1 \cdot \underline{e}_z \quad (6.53)$$

Als  $\frac{\partial \phi_1}{\partial a_x}$  en  $\frac{\partial \phi_1}{\partial a_y}$  wel beide gelijk aan nul zijn dan is de rang van  $(PC)_r$

gelijk aan 1. In dit geval, dat bijv. optreedt als beide tibiale gewrichtsvlakken vlak en evenwijdig aan elkaar zijn, ligt de richting van  $\underline{\lambda}$  niet eenduidig vast. Ook dan kan  $\underline{\lambda}$  bepaald worden uit (6.53). Zodra  $\underline{\lambda}$  bekend is kunnen de resterende onbekenden  $p_1, p_2$  en  $M_r$  bepaald worden uit de evenwichtsrelaties voor het femur. Het momenten-evenwicht van het femur t.o.v. kontaktpunt 2 om een as met richtingsvektor  $\underline{\eta}$ , die loodrecht staat op  $\underline{M}_r$  (en dus op  $\underline{\lambda}$  zodat  $(\underline{\eta}, \underline{\lambda}) = 0$ ) levert:



$$((\underline{M}_e + p_1 (T \cdot (\underline{\gamma}_1 - \underline{\gamma}_2) \times \underline{n}_1) + \sum_{i=1}^m f_i(\iota_i) \cdot (T(\underline{\rho}_i - \underline{\gamma}_2) \times \underline{v}_i)), \underline{n}) = 0 \quad (6.54)$$

Hieruit kan  $p_1$  eenvoudig opgelost worden:

$$p_1 = \frac{((\underline{M}_e + \sum_{i=1}^m f_i(\iota_i) \cdot (T(\underline{\rho}_i - \underline{\gamma}_2) \times \underline{v}_i)), \underline{n})}{((T \cdot (\underline{\gamma}_1 - \underline{\gamma}_2) \times \underline{n}_1), \underline{n})} \quad (6.55)$$

als de gekozen  $\underline{n}$  tenminste voldoet aan:  $((T(\underline{\gamma}_1 - \underline{\gamma}_2) \times \underline{n}_1), \underline{n}) \neq 0$  (6.56)

Bij het kniemodel kan aan deze voorwaarde steeds worden voldaan door  $\underline{n}$  te kiezen in een vlak evenwijdig aan het (x,z)-vlak. Bij bekende  $p_1$  kan  $p_2$  bepaald worden uit de vergelijking voor het krachterevenwicht, (6.27). Met  $\underline{F}_r = \underline{0}$  volgt:

$$p_2 = - \frac{((\underline{F}_e + p_1 \cdot \underline{n}_1 + \sum_{i=1}^m f_i(\iota_i) \cdot \underline{v}_i) \cdot \underline{e}_y)}{(\underline{n}_2 \cdot \underline{e}_y)} \quad (6.57)$$

mits  $(\underline{n}_2 \cdot \underline{e}_y) \neq 0$ , hetgeen bij het kniemodel steeds het geval is.

De grootte  $M_r$  van het reactiemoment  $\underline{M}_r = M_r \cdot \underline{\lambda}$  kan direkt uit (6.28) bepaald worden:

$$\underline{M}_r = -((\underline{M}_e + p_1 \cdot (T \cdot \underline{\gamma}_1) \times \underline{n}_1 + p_2 (T \cdot \underline{\gamma}_2) \times \underline{n}_2 + \sum_{i=1}^m f_i(\iota_i) \cdot (T \cdot \underline{\rho}_i \times \underline{v}_i)), \underline{\lambda}) \quad (6.58)$$

Het mechanisch gedrag van het kniegewricht is door een aantal wiskundige vergelijkingen gekarakteriseerd. Met het rekenprogramma KNIEMODEL [76] worden deze vergelijkingen opgelost. Globaal zijn de volgende stappen in het rekenprogramma te onderscheiden:

- Invoer: voorgeschreven belasting, voorgeschreven flexie-extensiehoeken en de systeemp parameters (geometrie en materiaalkarakteristieken)
- Berekening van de ongespannen lengte  $\iota_{oi}$  der lijnelementen (zie 5.3).
- Bepaling van de beginstand. Bij de geometriebepaling is de positie van femur t.o.v. tibia opgemeten. Bij deze stand, die gekarakteriseerd wordt door een positievector  $\underline{a}$  en een drietal hoeken  $\phi_1, \phi_2$  en  $\phi_3$  zullen de gewrichtsvlakken bij de modelberekening in het algemeen niet in puntcontact met elkaar zijn. Met (6.10) en (6.11) zullen  $\underline{a}_y$  en  $\phi_1$  zodanig aangepast worden dat wel aan de contactcondities voldaan wordt.

- Berekening van de stand van het femur bij de voorgeschreven belastingen en de voorgeschreven flexie-extensiehoeken door minimalisering van  $(U_v + \Omega)$  met  $U_v$  volgens (6.42) en  $\Omega$  volgens (6.45). In elke stand worden o.a.  $p_1, p_2$  en  $M_r$  bepaald volgens (6.55), (6.57) en (6.58).
- Uitvoer van een aantal berekende grootheden.

Ter controle van de korrektheid van het rekenprogramma zijn enkele eenvoudige testvoorbeelden doorgerekend. De berekeningsresultaten van deze voorbeelden stemmen overeen met het te verwachten mechanische gedrag.

## 7. Resultaten van berekeningen aan één kniegewricht: de referentieknie.

### 7.1. Inleiding.

In dit hoofdstuk worden de resultaten besproken van berekeningen uitgevoerd met het kniemodel. Het doel hiervan is een indruk te geven van de diverse mogelijkheden die het ontwikkelde rekenprogramma biedt. Daarnaast zullen, waar dat mogelijk is, de diverse berekeningsresultaten gekonfronteerd worden met de beschikbare literatuur gegevens met als doel de werkelijkheidsinhoud van het model aan te tonen.

Op de in hoofdstuk 4 besproken wijze, zijn van drie gewrichtspreparaten de geometrische gegevens bepaald. In dit hoofdstuk zal van de geometrische gegevens van één gewrichtspreparaat, namelijk knie 1 (zie bijlage D), gebruik worden gemaakt. Uitgevoerde berekeningen met de geometrische gegevens van het tweede gewrichtspreparaat, knie 2, vertonen géén grote afwijkingen t.o.v. de resultaten van knie 1.

In 1.4. is een algemene beschouwing gegeven over de bewegingen in een gewricht. Onderscheid werd gemaakt in primaire bewegingen en secundaire bewegingen. In dit hoofdstuk zullen alleen primaire bewegingen van een kniegewricht besproken worden, dus bewegingen die zonder uitwendige belasting gerealiseerd kunnen worden. De wijze waarop m.b.v. het kniemodel inzicht kan worden verkregen in de primaire bewegingen hangt nauw samen met de keuze van de invoergrootheden van het rekenprogramma. In 7.2. zal hier nader op worden ingegaan.

De te presenteren berekeningsresultaten hebben betrekking op één stel systeemparameters, die in 7.3. toegelicht zullen worden. Deze set systeemparameters behoren bij de z.g. referentieknie, omdat ze als referentie dienen voor de in hoofdstuk 8 te bespreken parametersstudies.

In 7.4. worden de berekeningsresultaten besproken en vindt een globale konfrontatie met in de literatuur beschreven experimenten plaats.

### 7.2. Nadere afspraken voor de primaire bewegingen en de keuze van de invoergrootheden.

Invoergrootheden bij het kniemodel zijn de flexie-extensiehoek  $\Phi$  en de uitwendige belastingen op het femur. De oplossingsmethode voor het kniemodel, die voorgesteld werd in hoofdstuk 6, levert bij een bepaalde flexie-extensiehoek en een bepaalde belastingssituatie, één evenwichts-

positie van het femur. Het is echter zeer wel mogelijk dat er meerdere evenwichtsposities zijn. In ons geval zijn drie primaire bewegingen van belang: de translatie in x-richting, de translatie in z-richting en de rotatie om de y-as.

Bij iedere flexie-extensiehoek , waarvoor berekeningen worden uitgevoerd, worden zeven belastingsituaties beschouwd. De bij belastingsituatie 1 behorende gewrichtstand wordt neutrale stand van het gewricht genoemd. De belastingsituaties zijn als volgt samengesteld:

belastingsituatie 1: negatieve kracht  $F_y$  ter grootte van 10N in y-richting.

belastingsituatie 2: belasting van belastingsituatie 1 + positieve kracht  $F_x$  in x-richting.

belastingsituatie 3: belasting van belastingsituatie 1 + negatieve kracht  $F_x$  in x-richting.

belastingsituatie 4: belasting van belastingsituatie 1 + positieve kracht  $F_z$  in z-richting.

belastingsituatie 5: belasting van belastingsituatie 1 + negatieve kracht  $F_z$  in z-richting.

belastingsituatie 6: belasting van belastingsituatie 1 + positief moment  $M_y$  om de y-as

belastingsituatie 7: belasting van belastingsituatie 1 + negatief moment  $M_y$  om de y-as.

De grootheden  $F_x$ ,  $F_z$  en  $M_y$  zijn in vergelijking met de in vivo op het gewricht werkende belastingen klein genomen: voor de krachten 10N en voor het moment 0,1 Nm. Als aangrijpingspunt voor  $F_x$ ,  $F_y$  en  $F_z$  wordt het zwaartepunt van de femorale inserties der kruisbanden gekozen. Dit punt wordt P genoemd.

Een aantal van de in de literatuur beschreven experimenten naar het mechanisch gedrag van het kniegewricht zijn uitgevoerd aan gewrichtspreparaten. In verband met de konfrontatie van modelresultaten met literatuurgegevens ligt het voor de hand de experimentele condities zo goed mogelijk te simuleren. Op het femur is daarom in belastingsituatie 1 een kracht van 10N in negatieve y-richting voorgeschreven, om het eigen gewicht van het femorale gedeelte van het gewricht globaal in rekening te brengen. Wanneer dit eigen gewicht niet in rekening wordt gebracht, blijkt de invloed hiervan op de berekende positie van het femur verwaar-

loosbaar klein te zijn.

De opeenvolgende posities die het femur doorloopt bij de diverse flexie-extensiehoeken in het geval van belastingsituatie I wordt de neutrale flexie-extensiebeweging genoemd. De in dit hoofdstuk te bespreken berekeningen zijn uitgevoerd bij 21. flexie-extensiehoeken en wel  $\phi=0^{\circ}, 5^{\circ}, 10^{\circ}, 15^{\circ}, \dots, 100^{\circ}$ . Gemakshalve zal een bepaald traject van de flexie-extensiebeweging aangegeven worden met de waarden van de flexie-extensiehoeken aan het begin en aan het einde van het traject. Zo wordt het traject van de beweging bij waarden van  $\phi$  tussen  $15^{\circ}$  en  $45^{\circ}$  aangegeven met [15-45].

Om het begrip "primaire bewegingsmogelijkheid" preciezer te definiëren dan in 1.4. wordt het eerder genoemde punt P van het femur weer beschouwd. Laat  $\underline{p}_i$  de positievector van P zijn in belastingsituatie i:

$$\underline{p}^i = p_x^i \cdot \underline{e}_x + p_y^i \cdot \underline{e}_y + p_z^i \cdot \underline{e}_z \quad (7.1)$$

De primaire bewegingsmogelijkheden in x- en z-richting worden dan als volgt gedefiniëerd:

- primaire bewegingsmogelijkheid in positieve x-richting:

$$V_x(\text{pos}) = p_x^2 - p_x^1 \quad (7.2)$$

- primaire bewegingsmogelijkheid in negatieve x-richting:

$$V_x(\text{neg}) = p_x^3 - p_x^1 \quad (7.3)$$

- primaire bewegingsmogelijkheid in x-richting:

$$V_x = p_x^2 - p_x^3 \quad (7.4)$$

- primaire bewegingsmogelijkheid in positieve z-richting:

$$V_z(\text{pos}) = p_z^4 - p_z^1 \quad (7.5)$$

- primaire bewegingsmogelijkheid in negatieve z-richting:

$$V_z(\text{neg}) = p_z^5 - p_z^1 \quad (7.6)$$

- primaire bewegingsmogelijkheid in z-richting:

$$V_z = p_z^4 - p_z^5 \quad (7.7)$$

De primaire beweging om de y-as wordt gekarakteriseerd met de hoek  $\theta$ , tussen de z-as en de projectie van de  $\gamma$ -as op het (x,z)-vlak. In de referentiestand ( $\Phi=0$ ) is deze hoek  $\theta$  gelijk nul. De primaire bewegingsmogelijkheid om de y-as wordt gedefinieerd door:

$$\psi = \theta^6 - \theta^7 \quad (7.8)$$

waarbij de bovenindices weer het nummer van de belastingsituatie geven.

### 7.3. Systeemparemeters.

De te onderscheiden systeemelementen in het kniemodel zijn de gewrichtsvlakken en de lijnelementen, die ligamenten en kapsel representeren. De gegevens omtrent de geometrie van de gewrichtsvlakken en de bijbehorende wiskundige representatie zijn opgenomen in hoofdstuk 4 en |75|. Fig. 4.4. geeft een indruk van de wiskundige representatie van de gewrichtsvlakken van knie 1.

Ligamenten en kapsel worden door zeven lijnelementen voorgesteld. Dit aantal moet allermint als definitief gezien worden en zal bij verdere beschouwingen zeker kritisch bekeken moeten worden. Fig.7.1. geeft een globale indruk omtrent de ligging van de verschillende lijnelementen. De voorste kruisband (AC), de achterste kruisband (PC) en het lateraal collaterale ligament (LC) zijn elk voorgesteld door één lijnelement. Het mediaal collaterale ligament (MC) is voorgesteld door 2 lijnelementen, namelijk één voor het voorste gedeelte van de MC (aangegeven met AMC) en één voor het achterste gedeelte van de MC (aangegeven met PMC). De bevestigingen van deze lijnelementen liggen in de opgemeten insertiegebieden |75|. Van het kapsel is alleen het dorsale gedeelte in rekening gebracht en wel door twee lijnelementen (CM en CL) waarvan de globale ligging aan de hand van anatomische handboeken bepaald is.

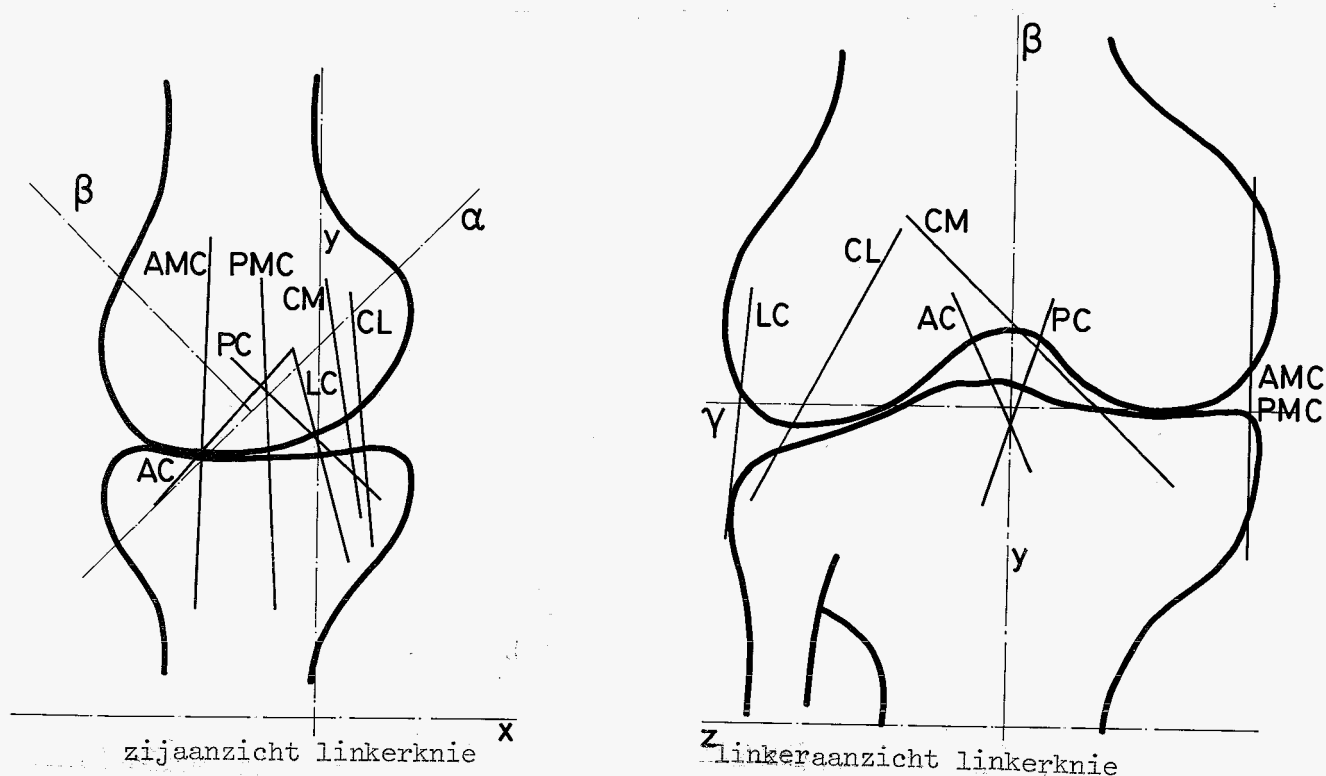


Fig.7.1. Projecties van lijnelementen van knie 1 in de referentiestand van het gewricht.

De konstanten  $k_i$  voor de lijnelementen en de globale rek  $\epsilon_{ri}$  in de referentiestand zijn geschat op basis van overwegingen in hoofdstuk 5 en, voor de lijnelementen die het dorsale kapsel voorstellen, tevens op basis van gegevens van Crowninshield [8]. De keuze van  $k_i$  en  $\epsilon_{ri}$  ( $i: 1, 2, \dots, \bar{n}$ ) is bovendien zodanig dat bij belastingsituatie 1 in de extensiestand het gewricht de referentiestand inneemt. Tabel 7.1. geeft de voor  $k_i$  en  $\epsilon_{ri}$  gekozen waarden:

	LC	AC	PC	AMC	PMC	CL	CM
konstante $k$ ( $N/mm^2$ )	15	30	35	15	15	10	10
rek $\epsilon_r$ (%)	6	5	-1	-3	6	6	6

tabel 7.1. De parameters  $k_i$  en  $\epsilon_{ri}$  voor de diverse lijnelementen.

De achterste kruisband en het voorste gedeelte van het mediaal collateraal ligament hangen in de extensiestand dus beiden slap.

#### 7.4. Berekeningsresultaten en konfrontatie met literatuurgegevens.

##### 7.4.1. Inleiding.

Bij de bespreking van de berekeningsresultaten zal een onderscheid gemaakt worden tussen de neutrale flexie-extensiebeweging (7.4.2) en de primaire bewegingen (7.4.3).

Van de neutrale flexie-extensiebeweging worden achtereenvolgens besproken de beweging van femur t.o.v. tibia de resulterende kracht-grootheden en tenslotte de rekken in de lijnelementen.

Van de primaire bewegingen worden besproken de beweging in x-richting de beweging in z-richting en de beweging om de y-as.

Op plaatsen waar dat mogelijk is zal een konfrontatie plaats vinden met in de literatuur beschreven experimenten. Omdat de experimentele omstandigheden vaak niet of slechts ten dele bekend zijn en gezien de grote variabiliteit in gewrichtspreparaten kan een dergelijke konfrontatie slechts zeer globaal zijn. De gepresenteerde resultaten hebben betrekking op één keuze voor de diverse systeemparemeters. Met name ten aanzien van de materiaalkonstante  $k_i$  ende rek  $\epsilon_{ri}$  is een vrij grove schatting gemaakt. Ook de keuze van het aantal lijnelementen en de keuze van de insertiepunten bevatten een zekere mate van willekeur. De invloed van een aantal systeemparemeters op het mechanisch gedrag zal in hoofdstuk 8 nader worden besproken.

##### 7.4.2. De neutrale flexie-extensiebeweging.

Alvorens een aantal uitvoergrootheden van de neutrale flexie-extensiebeweging te bespreken moet er hier nogmaals op gewezen worden dat bij een bepaalde flexie-extensiehoek  $\Phi$  meerdere evenwichtsposities mogelijk kunnen zijn. Tengevolge hiervan moeten de resultaten in dit



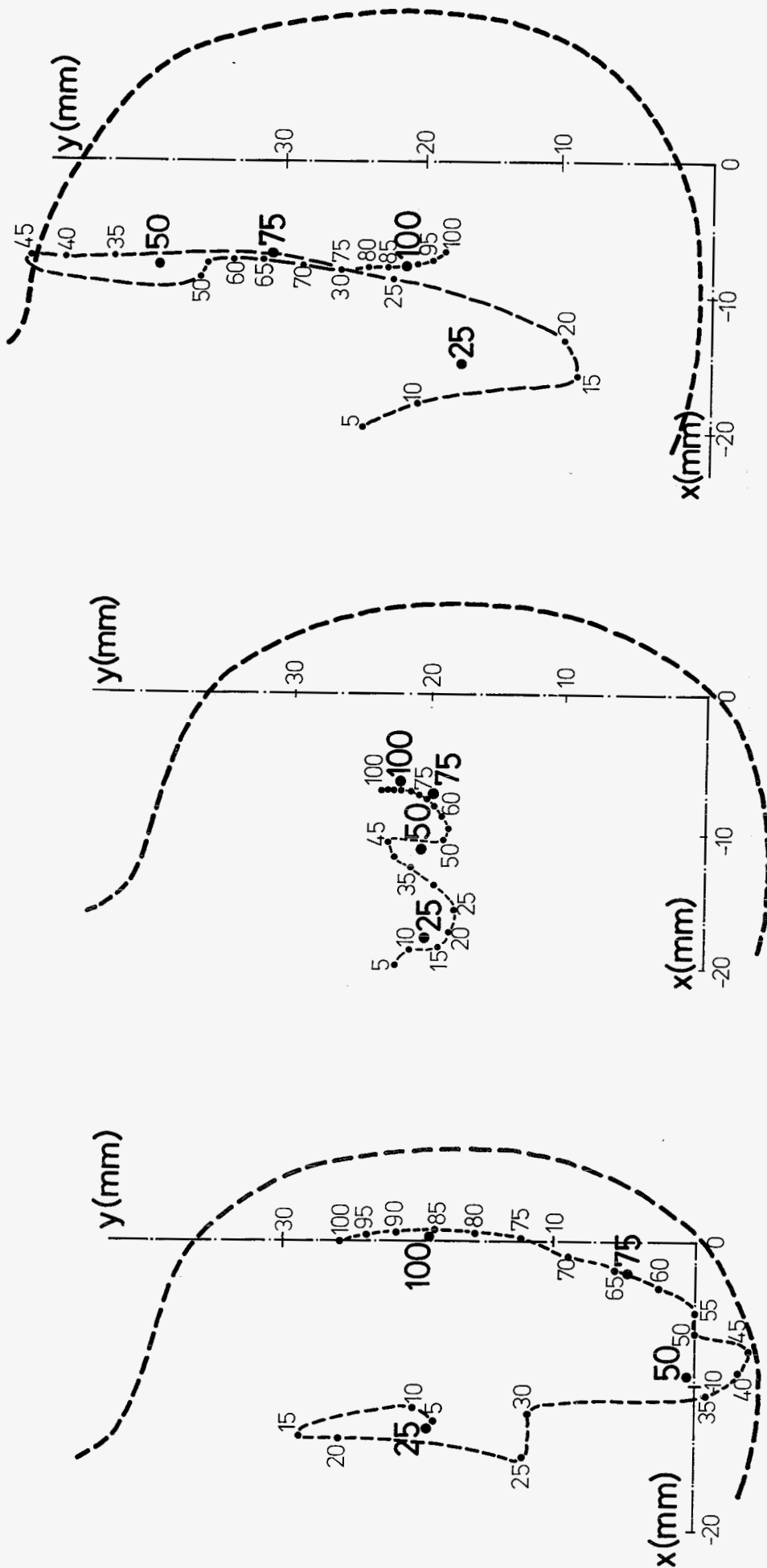
deelhoofdstuk niet exakt geïnterpreteerd worden. Dit geldt i.h.b. voor de uitvoergrootheden behorende bij flexie-extensiehoeken gelegen tussen  $\phi=20^\circ$  en  $\phi=60^\circ$ .

#### 7.4.2.1. De schroevingslijnen

Iedere verplaatsing van het (star veronderstelde) femur kan gekarakteriseerd worden door een rotatie om een vaste as, de z.g. schroevingslijn, en een translatie langs die as. Op de in [65] beschreven wijze zijn, uitgaande van de bij een neutrale-extensiestand behorende vector  $\underline{a}$  en rotatiematrix T, de schroevingslijnen, de rotaties om deze lijnen en de translatie langs deze lijnen bepaald bij de volgende positieveranderingen: [0-5] [5-10] [10-15] .... [95-100].

Fig.7.2. geeft de snijpunten van de berekende schroevingslijnen met drie loodrecht op de z-as gelegen (sagittale) vlakken. Deze vlakken zijn gelegen aan de laterale buitenzijde van het gewricht (a) aan de mediale buitenzijde (c) en midden tussen voornoemde vlakken (b). In fig.7.2. is globaal ook de kontour van de beide femorale condyli in extensie aangegeven. Uit deze figuur blijkt dat de banen der snijpunten lateraal en mediaal aanmerkelijk verschillen, zodat in het kniegewricht duidelijk een drie-dimensionale beweging plaatsvindt. Uit de literatuur zijn geen bruikbare gegevens over het verloop van de schroevingslijnen bekend. Wel zijn een aantal tweedimensionale studies verricht met het doel de ligging der momentane draaiingsassen bij de flexie-extensiebeweging te bepalen (b.v. [41]). Alhoewel bij dergelijke studies grote verschillen gevonden worden kan meestal gekonstateerd worden dat de momentane draaiingsas zich bij flexie van het gewricht in dorsale richting verplaatst, hetgeen bij de modelberekeningen eveneens het geval is.

De baan van de schroevingslijnen hangt o.a. af van het aantal stappen waarin de flexie-extensiebeweging verdeeld wordt. Ter illustratie hiervan is in fig.7.2. tevens de berekende ligging van de snijpunten der schroevingslijnen bij de positieveranderingen [0-25][25-50][50-75][75-100] getekend.



a.  $z=37.5$  mm.

b.  $z=0$

c.  $z=-37.5$  mm.

Fig.7.2. Snijpunten van de schroeflijnen met drie sagittale vlakken: a) een vlak aan de laterale buitenzijde b) een vlak inter-condylair c) een vlak aan de mediale buitenzijde. Tevens is globaal de ligging van een gedeelte van de condyli geschetst. Het snijpunt van de schroeflijn bij een positieverandering ( $0^{\circ}-5^{\circ}$ ) wordt aangegeven met 5, bij een positieverandering ( $5^{\circ}-10^{\circ}$ ) met 10 etc.... Het snijpunt van de schroeflijn bij een positieverandering (0-25) wordt aangegeven met 25\*, een positieverandering (25-50) met 50\* etc.,.....

#### 7.4.2.2. De slotrotatie.

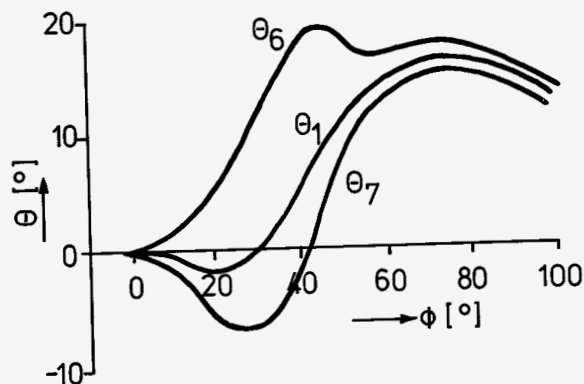


Fig.7.3. De rotatie  $\theta_i$  van het femur om de y-as als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ :

$\theta_1$ , bij neutrale flexie-extensiebeweging.

$\theta_6$ , bij een moment,  $M_y = +0.1$  Nm, om de y-as.

$\theta_7$ , bij een moment,  $M_y = -0.1$  Nm, om de y-as.

Fig.7.3. geeft het verloop van de hoek  $\theta_i$ , de rotatie van het femur om de y-as bij belastingsituatie 1, als de functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ . Daaruit blijkt dat het femur bij flexie buitenwaarts roteert, hetgeen duidt op het bestaan van de z.g. slotrotatie. Ook blijkt dat de grootte van de hoek  $\theta$  sterk afhankelijk is van een op het femur uitgeoefende belasting. In fig.7.3. zijn namelijk tevens de waarden voor  $\theta$  weergegeven bij een klein positief resp. negatief moment  $M_y$  ter grootte van 0.1 Nm de y-as (resp.  $\theta_6$  en  $\theta_7$ ). Bij bespreking van de primaire beweging om de y-as zal hier nader op worden ingegaan. De grootte van de slotrotatie bij een onbelast preparaat is, in overeenstemming met de bevindingen van Hallen [19], niet gedefinieerd omdat het gewricht bij flexie-extensiehoeken van  $\phi \approx 15^\circ$  tot  $\phi \approx 55^\circ$ , bij iedere waarde van  $\phi$  meerdere posities kan innemen.

#### 7.4.2.3. De baan der kontaktpunten.

De baan der kontaktpunten van [0-100] is weergegeven in 7.4. De kontaktpunten blijken bij flexie over een afstand van 10 à 15 mm naar achteren te verplaatsen. Een dergelijk verloop werd ook geconstateerd in

experimenten van Walker [69], die de ligging van de kontaktpunten bepaalde aan gewrichtspreparaten door inspuiting van een intact preparaat met methylmethacrylate.

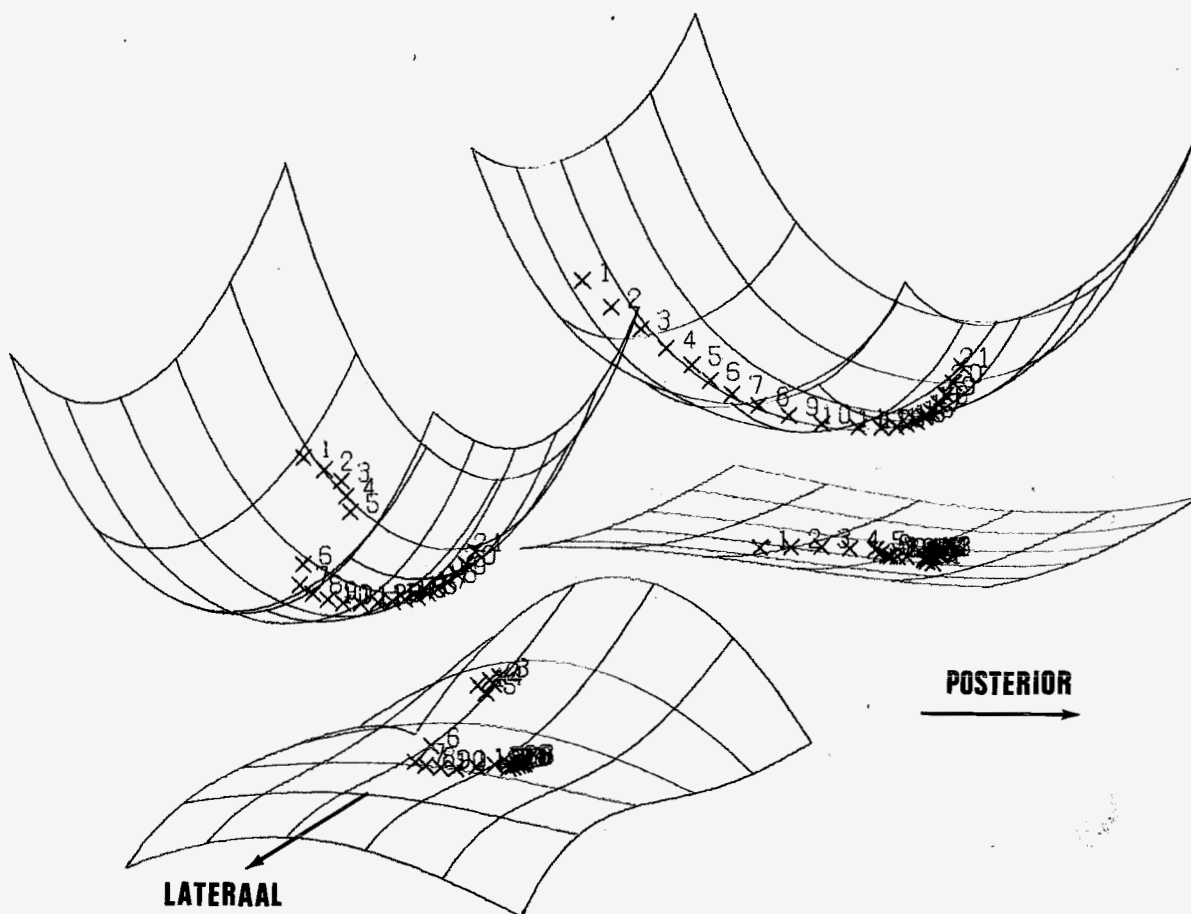


Fig.7.4. Kontaktpunten op femur (boven) en tibia (onder) bij de neutrale flexie-extensiebeweging. Voor de duidelijkheid zijn het femur en de tibia los van elkaar getekend. De kontaktpunten zijn berekend bij flexie-extensiehoeken  $\phi=0^{\circ}, 5^{\circ}, 10^{\circ}, \dots \dots 100^{\circ}$  en worden aangegeven met  $x^1, x^2, x^3, \dots, x^{21}$ .

Uit de berekeningen blijkt dat in het gebied [15-60] de ligging der kontaktpunten bij de belastingsituaties 2 t/m 7 aanmerkelijk kan verschillen (tot  $\pm 5$  mm). De lengte van de baan der kontaktpunten verandert bij deze belastingsituaties echter nauwelijks.

Opvallend is het traject van de kontaktpunten van [20-25] aan laterale zijde. Een mogelijke verklaring voor de sprong in dit traject is de bijna identieke kromming van het starre femorale en het starre tibiale gewrichtsvlak ter plaatse van deze sprong.

In overeenstemming met het werk van Zuppinger [78], blijkt uit fig. 7.4. dat bij kleine waarden van de flexie-extensiehoek vooral sprake is van rollen en bij grote waarden van  $\phi$  vooral van glijden.

#### 7.4.2.4. De kontaktkrachten.

De berekende kontaktkrachten in belastingsituatie I als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$  zijn weergegeven in fig.7.5. Omtrent de werkelijk in een gewricht optredende kontaktkrachten bij vergelijkbare belastingsituaties zijn geen gegevens bekend, De relatief geringe kontaktkrachten in het gebied [20-60] kunnen verklaard worden uit de geringe rekken van de lijnelementen (zie 7.4.2.6) in dit gebied.

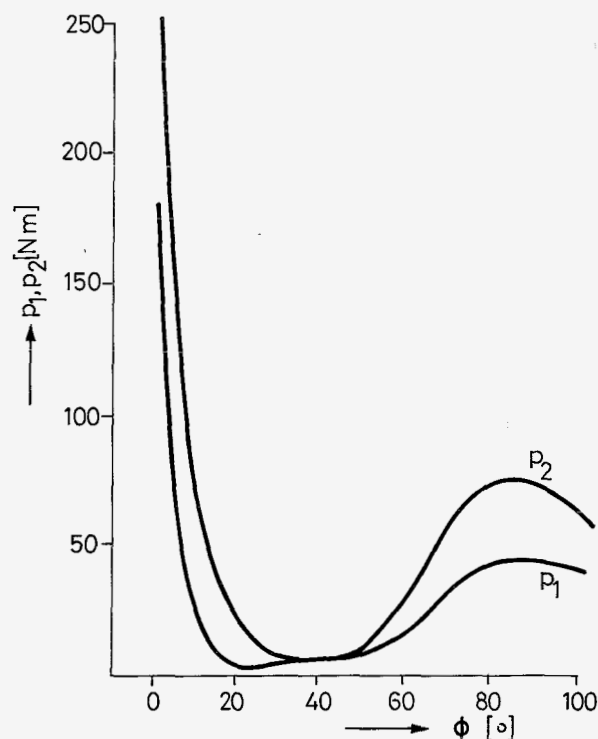


Fig.7.5. De kontaktkrachten op de laterale condylus ( $p_1$ ) en de mediale condylus ( $p_2$ ) als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ , bij de neutrale flexie-extensiebeweging.

#### 7.4.2.5. Het reaktiemoment.

Het reaktiemoment  $M_r$  is volgens hoofdstuk 6 een moment dat vereist is om de voorgeschreven flexie-extensiehoek  $\Phi$  te realiseren. Bekend is dat een gewrichtspreparaat in verschillende flexie-extensieposities gepositioneerd kan worden door een relatief geringe belasting aan te brengen. Behoudens in de extensiestand blijkt  $M_r$  inderdaad klein te zijn (fig.7.6) De relatief grote waarde van  $M_r$  in extensie wordt vooral veroorzaakt door de beide lijnelementen CM en CL (dorsale kapsel).

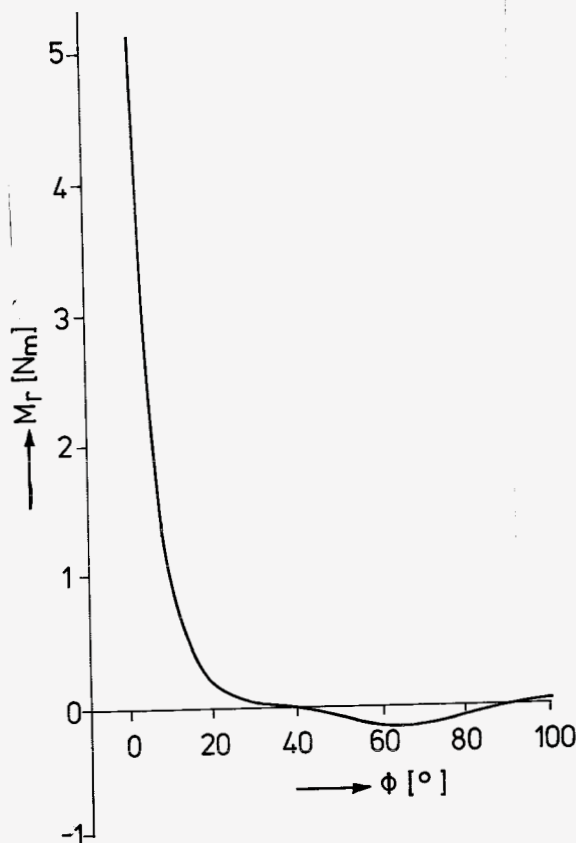


Fig.7.6. Het reaktiemoment  $M_r$  als functie van de flexie-extensiehoek  $\Phi$ , bij de neutrale flexie-extensiebeweging.

#### 7.4.2.6. De rekken in de lijnelementen.

Fig.7.7. geeft het rekverloop in de lijnelementen als de functie van  $\Phi$  voor belastingsituatie 1. In de literatuur zijn weinig kwantitatieve gegevens over het rekverloop van ligamenten en kapsel tijdens de flexie-extensiebeweging beschikbaar. Wel zijn enkele kwantitatieve gegevens

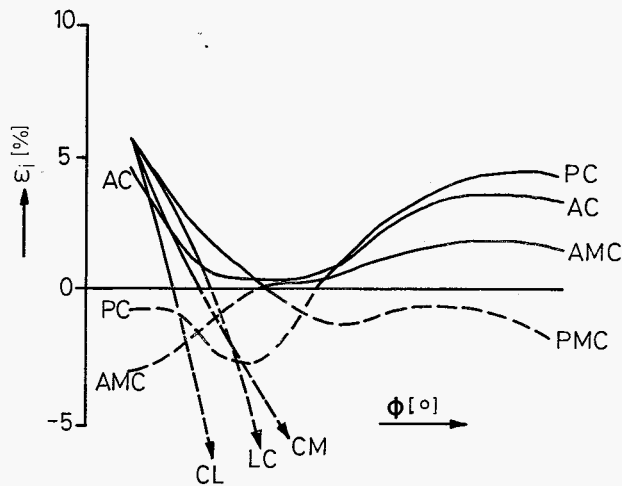


Fig.7.7. De rek  $\epsilon_i$  in de lijnelementen als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ , bij de neutrale flexie-extensiebeweging.

bekend (verkregen door observatie aan preparaten), over het meer of minder gerekt zijn van ligamenten en kapsel als functie van de flexie-extensiehoek (Steindler [61], Knese [28], Brantigan en Voshell [3]).

Wang [70] en van Dijk [81] registreerden aan een gewrichtspreparaat de verandering in afstand tussen de femorale en de tibiale insertie van een ligament(gedeelte) tijdens de flexie-extensiebeweging. Bartel [1] voerde een soortgelijke meting uit, echter alleen voor de mediale band. De grote moeilijkheid bij dergelijke metingen vormt de keuze van het insertie-punt, omdat er immers sprake is van een relatief groot insertiegebied. Ten aanzien van de kruisbanden maakten Wang [70] en van Dijk [81] onderscheid in een dorsaal en een ventraal gedeelte. Bartel [1] maakte een dergelijk onderscheid bij de mediale band. De door Wang en van Dijk gemeten lengteveranderingen van de kruisbanden blijken in het dorsale gedeelte en het ventrale gedeelte tegengesteld van teken te zijn. Omdat in de modelberekeningen beide kruisbanden slechts door één lijnelement zijn voorgesteld kan confrontatie met deze gegevens echter niet plaatsvinden. De grootte van de lengteveranderingen bij de kruisbanden, welke

overigens nog geen maat zijn voor de optredende rekken, omdat banden immers bij bepaalde flexie-extensiestanden slap kunnen hangen, bleken 10 à 20 % te zijn. Veronderstellend dat de lijnelementen AC en PC gelegen zijn tussen de in de experimenten gekozen dorsale en ventrale gedeelten, lijkt het bij de berekeningen optredende verschil in de rekken van 5 % niet onmogelijk.

De lijnelementen CM en CL (dorsale kapsel) blijken reeds bij een flexie-extensiehoek  $\phi$  van  $10^\circ$  niet meer gespannen te zijn. hetgeen goed overeenstemt met waarnemingen aan preparaten van het gedrag van het kapsel.

#### 7.4.3. Primaire bewegingen als functie van de flexie-extensiehoek.

##### 7.4.3.1. De primaire beweging in voor-achterwaartse richting.

Als maat voor de primaire beweging is volgens 7.2 de verplaatsing  $V_x$  in x-richting van het punt P op het femur (het zwaartepunt van de femorale inserties), als functie van een kracht  $F_x = 10$  N in x-richting, gekozen. Fig.7.8. geeft de waarde van  $V_x(\text{pos})$  (een verplaatsing in positieve x-richting) en  $V_x(\text{neg})$  (een verplaatsing in negatieve x-richting) als functie van  $\phi$ . Gekonkludeerd kan worden dat in het gebied [15-55]

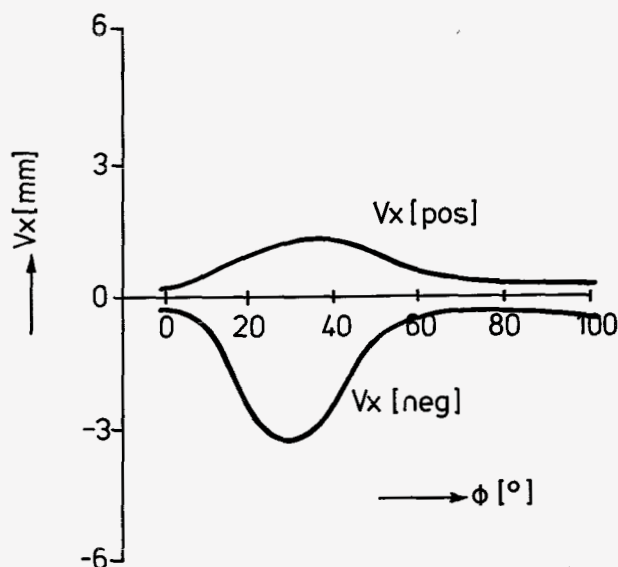


Fig.7.8. De primaire bewegingsmogelijkheid  $V_x(\text{pos})$  in positieve x-richting en  $V_x(\text{neg})$  in negatieve x-richting als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ .



de primaire bewegingsmogelijkheid in x-richting aanzienlijk is (tot + 5 mm!). Konfrontatie van deze resultaten met literatuurgegevens zal in hoofdstuk 8 plaatsvinden.

#### 7.4.3.2. De primaire beweging in medio-laterale richting.

In analogie met 7.4.3.1. is ook de primaire bewegingsmogelijkheid in z-richting berekend (fig.7.9.). Vergelijking van fig.7.8 met fig.7.9. leert dat deze beide primaire bewegingsmogelijkheden ongeveer van gelijke grootte zijn.

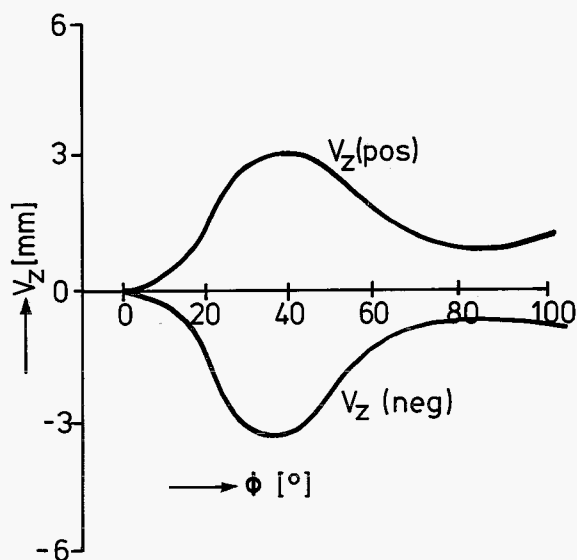


Fig.7.9. De primaire bewegingsmogelijkheid  $V_z$  (pos) in positieve z-richting en  $V_z$  (neg) in negatieve z-richting als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ .

In de literatuur wordt overigens nauwelijks over de primaire bewegingsmogelijkheid in z-richting (medio-laterale richting) gesproken. De reden hiervoor is dat tengevolge van de aanwezigheid van de z.g. eminentia intercondylaris, een verhoging van het tibia-plateau tussen de beide gewrichtsvlakken, deze bewegingsmogelijkheid aanzienlijk beperkt is. Deze eminentia intercondylaris zijn slechts ten dele in het model aanwezig (namelijk aan de laterale zijde). Door de tibiale gewrichtsvlakken in het model verder uit te breiden zouden de eminentia inter-

condylaris volledig opgenomen kunnen worden.

#### 7.4.3.3. De rotatiemogelijkheid om de lengte-as van de tibia.

De rotatie  $\theta_6$  om de y-as bij een positief moment ( $M_y=0.1 \text{ Nm}$ ) en de rotatie  $\theta_7$  om de y-as bij een negatief moment ( $M_y=-0.1 \text{ Nm}$ ) zijn weergegeven in fig.7.3. Uit deze figuur blijkt dat de rotatiemogelijkheid om de y-as,  $\psi = \theta^6 - \theta^7$ , in de extensiestand van het gewricht ( $\phi=0$ ) gelijk is aan nul, maar in het gebied [15-55] echter aanzienlijk is. Een en ander is in overeenstemming met de literatuur.

In hoofdstuk 8 zullen deze resultaten geconfronteerd worden met literatuurgegevens.

## 8. Enige parametersstudies.

### 8.1. Inleiding.

Het doel van de parameterstudies is:

- enig inzicht te verschaffen omtrent de functies van een aantal elementen in het model.
- door middel van gevoeligheidsanalyses aan te geven welke parameters belangrijk en welke minder belangrijk zijn met betrekking tot het mechanisch gedrag.
- een aantal gebruiksmogelijkheden van het model te tonen.
- in zoverre in de literatuur experimentele gegevens aanwezig zijn, door confrontatie met deze gegevens de werkelijkheidswaarde van het model te onderzoeken.

Deze doelstellingen zullen bij de te bespreken berekeningen vaak samengaan. Zo kan b.v. door het verwijderen van een lijnelement in het model, zowel verificatie van het model aan in de literatuur beschreven experimenten als gevoeligheidsanalyse plaatsvinden. Verder kan door een dergelijke simulatie enig inzicht omtrent de functie van het betreffende element worden verkregen.

Bij modellen met veel input- en/of systeemp parameters, zoals dat bij het kniemodel het geval is, zijn parameterstudies in het algemeen een gekompliceerde en tijdrovende aangelegenheid, zeker wanneer de invloed van deze variaties op een groot aantal uitvoergrootheden moet worden nagegaan. Het onderzoek heeft zich voorlopig beperkt tot een klein aantal variaties van de belangrijkste systeem- en inputparameters. Bij de keuze van de aan te brengen wijzigingen is deels uitgegaan van de in de literatuur beschreven experimenten, deels is vrij willekeurig te werk gegaan. Er is in deze fase van het onderzoek zeker geen sprake van een systematisch opgezette parameterstudie. Als uitvoergrootheden worden gekozen de neutrale flexie-extensiebewegingen en de bewegingsmodelijkheden in x-richting, in z-richting en om de y-as.

In hoofdstuk 7.2. zijn definities gegevens voor de primaire bewegingen in x-richting, in z-richting en om de y-as. Dezelfde definities zullen ook in dit hoofdstuk gehanteerd worden. Behoudens in 8.5. zal echter géén onderscheid meer gemaakt worden in positieve en negatieve

bewegingen. Gehanteerd zullen worden de primaire bewegingsmogelijkheden  $V_x$ ,  $V_z$  en  $\psi$  volgens (7.4), (7.7) en (7.8). Uiteraard hangen  $V_x$ ,  $V_z$  en  $\psi$  sterk af van de op het femur uitgeoefende belastingen  $F_x$ ,  $F_z$  en  $M_y$ . In hoofdstuk 7 zijn, om inzicht te krijgen in de primaire bewegingsmogelijkheden, belastingen  $F_x$ ,  $F_z$  en  $M_y$  ter grootte van 10 N, 10 N en 0.1 Nm op het femur uitgeoefend. In 8.2 worden de verplaatsingen in x-richting en de rotatie om de y-as beschouwd bij grotere belastingen  $F_x$  en  $M_y$ . Op basis van deze berekeningen is een belastingset gekozen die gehanteerd zal worden om inzicht te krijgen in de sekundaire bewegingsmogelijkheden. Bij die keuze is ook gekeken naar de belastingen die bij experimenten in de literatuur gebruikelijk zijn. De sekundaire bewegingsmogelijkheid in x-richting  $V_x$  wordt berekend bij een kracht  $F_x=250$  N, de sekundaire bewegingsmogelijkheid in z-richting  $V_z$  bij een kracht  $F_z=100$  N (bij een kracht  $F_z=250$  N vallen de kontaktpunten vaak buiten de tibiale gewrichtsvlakken), terwijl de sekundaire bewegingsmogelijkheid om de y-as  $\psi$  wordt bepaald bij een moment  $M_y=5$  Nm.

De te presenteren parameterstudies zijn alle uitgevoerd uitgevoerd aan knie 1. Tabel 8.1. geeft een overzicht van de uitgevoerde berekeningen. Voor uitgebreide informatie over de berekeningsresultaten van deze knie wordt verwezen naar Wismans [77]. In dit hoofdstuk zal achtereenvolgens aandacht worden besteed aan de invloed van de uitwendige belasting op het femur, de diverse lijnelementparameters, de vorm van de gewrichtsvlakken en de functie van ligamenten en kapsel. In 8.6. zullen een aantal resultaten van de berekeningen nader geanalyseerd worden. Met name zal hier ingegaan worden op de konfrontatie met de literatuurgegevens.

num- mer	voorgeschreven belasting			num- mer	voorgeschreven belasting			Opmerkingen	bespro- ken in:
	F <sub>x</sub>	F <sub>z</sub>	M <sub>y</sub>		F <sub>x</sub>	F <sub>z</sub>	M <sub>y</sub>		
1a	10N	10N	0,1Nm	1b	250N	100N	5Nm	referentieknie (F <sub>y</sub> = -10 N)	7+8.2
								invloed externe belasting:	
2	50		1					axiale belasting: F <sub>y</sub> = -10 N	8.2
3a	10	10	0.1	3b	250	100	5	" " : F <sub>y</sub> = -100 N	
4a	10	10	0.1	4b	250	100	5	" " : F <sub>y</sub> = -500 N	
								verwijdering van lijnelementen:	
5	10	10	0.1					LC	8.5.3
6	"	"	"					AC	
7	"	"	"					PC	
8	"	"	"					AMC + PMC (=MC)	
9	"	"	"					AC + PC	
10	"	"	"					AC + AMC + PMC (=AC + MC)	
11	"	"	"					LC + AC	
12	"	"	"					CL + AMC + PMC + CM (=MC + kapsel)	
13	"	"	"					LC + CL + CM (=LC + kapsel)	
								invloed tibiale gewrichtsvlakken:	
14a	10	10	0.1	14b	250	100	5	vlakke tibiaplateau's	8.4
								invloed parameters der lijnelementen:	
15a	10	10	0.1	15b	250	100	5	verdubbeling konstante k <sub>i</sub>	8.3.2
16a	"	"	"	16b	"	"	"	alle rekken ε <sub>ri</sub> gelijk nul	8.3.3
17a	"	"	"	17b	"	"	"	" " " " 5 %	8.3.3
18a	"	"	"	18b	"	"	"	systeemparemeters 16201, alle ε <sub>ri</sub> 1% verhoogd	8.3.3
19a	"	"	"	19b	"	"	"	" " " " , alle ε <sub>ri</sub> 1% verlaagd	8.3.3
20a	"	"	"	20b	"	"	"	α-koördinaat AC: + 3.75 mm.	8.3.4
21a	"	"	"	21b	"	"	"	α-koördinaat AC: - 3.75 mm	8.3.4
22a	"	"	"	22b	"	"	"	γ-koördinaat AC: + 3.75 mm	8.3.4

Tabel 8.1. Overzicht v.d. berekeningen aan knie 1.

## 8.2. De invloed van de uitwendig voorgeschreven belasting.

### 8.2.1. Inleiding.

De bewegingsmogelijkheden in x-richting, in z-richting en om de y-as zullen afhangen van de op het femur uitgeoefende uitwendige belastingen. Achtereenvolgens zal aandacht worden besteed aan het verband tussen een kracht in x-richting en de grootheid  $V_x$  gedefinieerd volgens (7.4) en het verband tussen een moment om de y-as en de grootheid  $\psi$  gedefinieerd volgens (7.8). Het verband tussen een kracht in z-richting en de grootheid  $V_z$  zal hier niet besproken worden omdat hierover géén experimentele gegevens bekend zijn.

De invloed van een axiale belasting (een kracht in negatieve y-richting op het femur) op de primaire en de sekundaire bewegingsmogelijkheden zal in 8.2.4. besproken worden.

Verschillen tussen enerzijds de modelresultaten en anderzijds de experimentele gegevens in de literatuur zullen in 8.6. nader geanalyseerd worden.

### 8.2.2. De bewegingsmogelijkheid in voor-achterwaartse richting.

In fig.8.1. staat de bewegingsmogelijkheid  $V_x$  als functie van een kracht  $F_x$  bij verschillende flexie-extensiehoeken  $\phi$  weergegeven. Deze grafieken zijn bepaald uit de berekeningen 1a, 1b en 2. Verder zijn in fig.8.1. de experimentele gegevens van Markolf [35] vermeld, die de bewegingsmogelijkheid in voor-achterwaartse richting bij 35 gewrichtspreparaten onderzocht (zie ook hoofdstuk 1.5). Bij een kracht  $F_x$  kleiner dan 100 N blijkt er redelijke overeenstemming te zijn tussen modelresultaten en experimentele resultaten. Bij extrapolatie van de experimentele karakteristieken naar 250 N blijken er wat grootte betreft aanzienlijke verschillen op te treden.

### 8.2.3. De bewegingsmogelijkheid om de tibia lengte-as.

In fig.8.2. staat de bewegingsmogelijkheid  $\psi$  als functie van een moment  $M_y$  bij verschillende flexie-extensiehoeken  $\phi$  weergegeven. Deze grafieken zijn bepaald uit de berekeningen 1a, 1b en 2. Verder zijn in fig. 8.2. de experimentele gegevens van marolf [35] vermeld, die de exo-endo-

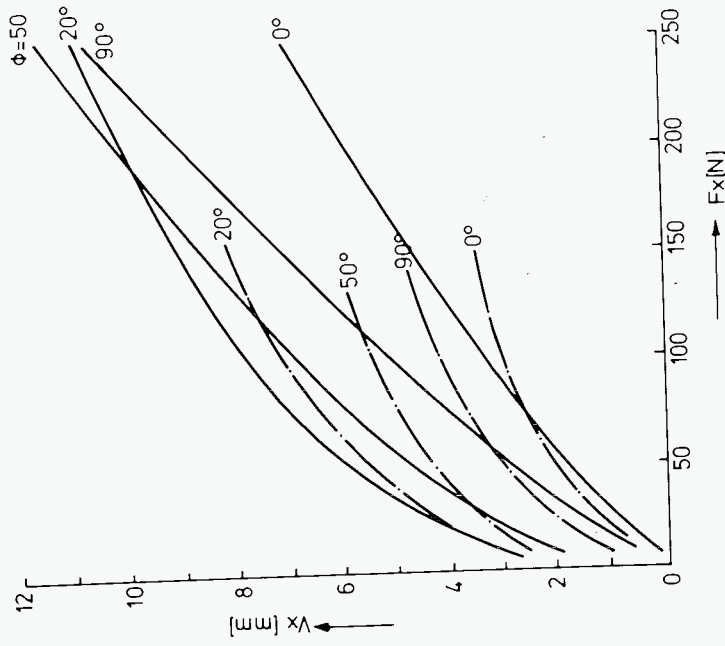


Fig.8.1. De bewegingsmogelijkheid in x-richting,  $V_x$ , als functie van een kracht  $F_x$ , bij verschillende flexie-extensiehoeken  $\phi$ .

— = model

-.- = experiment (Markolf | 35 |)

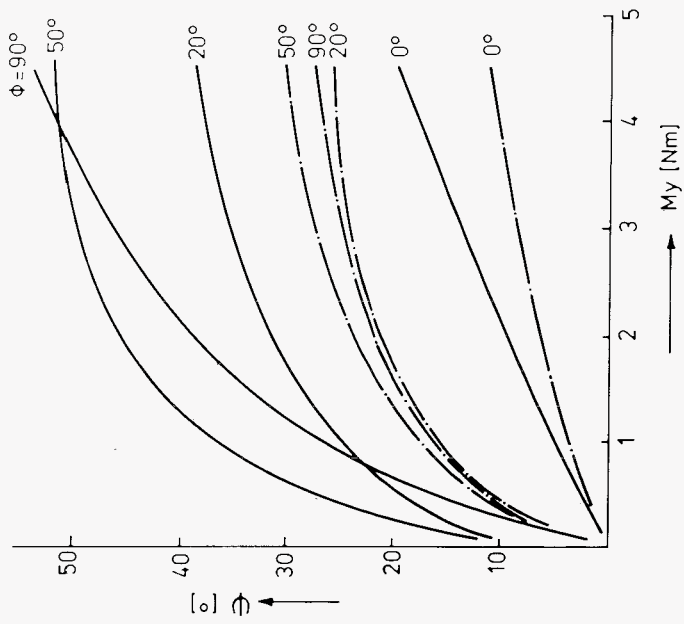


Fig.8.2. De rotatiemogelijkheid om de y-as,  $\psi$ , als functie van een moment  $M_y$ , bij verschillende flexie-extensiehoeken  $\phi$ . — = model  
-·- = experiment (Markolf [35])



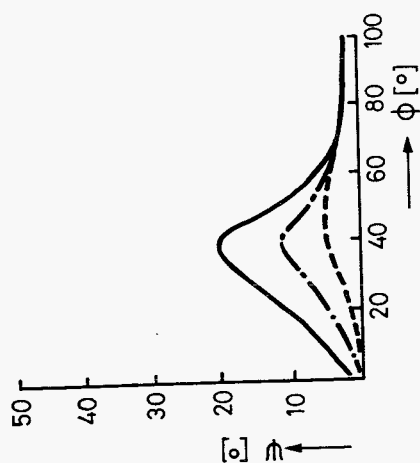
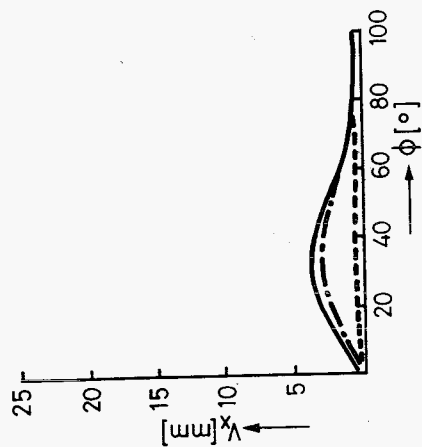
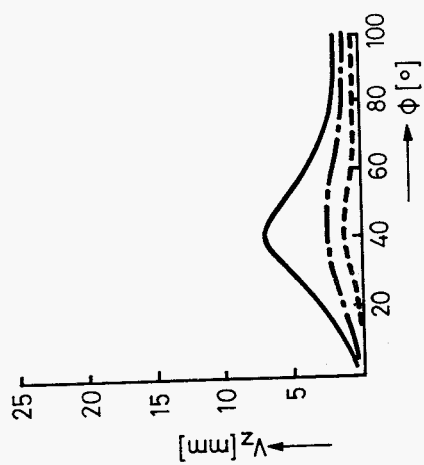
rotatiemogelijkheid bij 35 preparaten onderzocht (zie ook hoofdstuk 1.5). In de extensiestand blijken zowel de met het model bepaalde als de gemeten krommen ongeveer lineair te zijn, terwijl deze krommen voor hogere waarden van de flexie-extensiehoek  $\phi$  duidelijk niet lineair zijn. De bewegingsmogelijkheid volgens de modelberekeningen blijkt aanzienlijk groter te zijn dan de experimenteel gevonden waarden. De met knie 2 uitgevoerde berekeningen vertonen een soortgelijke afwijking.

#### 8.2.4. De invloed van een axiale belasting op de bewegingsmogelijkheden.

De invloed van verschillende krachten  $F_y$  in negatieve y-richting, namelijk ter grootte van -10 N, -100 N en -500 N, op de drie primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden is weergegeven in fig.8.3. (berekening 1a, 1b, 3a, 3b, 4a en 4b). Uit deze berekeningen volgt dat de invloed van een axiale belasting op de primaire bewegingsmogelijkheden groot is. Op de sekundaire bewegingsmogelijkheden is deze invloed veel kleiner of zelfs afwezig.

Zowel Wang [71] als Hsieh [21] verrichtten experimenteel onderzoek naar de invloed van een axiale belasting op de bewegingsmogelijkheden (zie ook hoofdstuk 1.5). Hsieh [21] vond bij een flexie-extensiehoek van  $30^\circ$  een axiale drukbelasting  $F_y = -500\text{N}$ , en bij een kracht in voor-achterwaartse richting van 100N, een daling van de bewegingsmogelijkheid in x-richting met ongeveer 25 % t.o.v. de situatie waarbij  $F_y = 0$ . Bij de modelberekeningen wordt bij  $\phi = 30^\circ$  en  $F_y = -500\text{N}$  voor de primaire bewegingsmogelijkheid in x-richting ( $F_x = 10\text{N}$ ) een daling van 80% gekonstateerd, terwijl voor de sekundaire bewegingsmogelijkheid in x-richting ( $F_x = 250\text{N}$ ) er nauwelijks een daling optreedt. Wang [71] vond bij  $\phi = 25^\circ$ ,  $F_x = -500\text{N}$  en een moment om de tibia-lengte-as van ongeveer 0.5 Nm, een daling van de exo-exdorotatiemogelijkheid met 40% en bij een moment van 5 Nm een daling met 10%. Bij de modelberekeningen volgt bij  $\phi = 30^\circ$  en  $F_y = -500\text{N}$  een daling van de primaire bewegingsmogelijkheid om de y-as ( $M_y = 0.1\text{Nm}$ ) met 70% en voor de sekundaire bewegingsmogelijkheid om de y-as ( $M_y = 5\text{Nm}$ ) een daling met 12%.

PRIMAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN



SEKUNDAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN

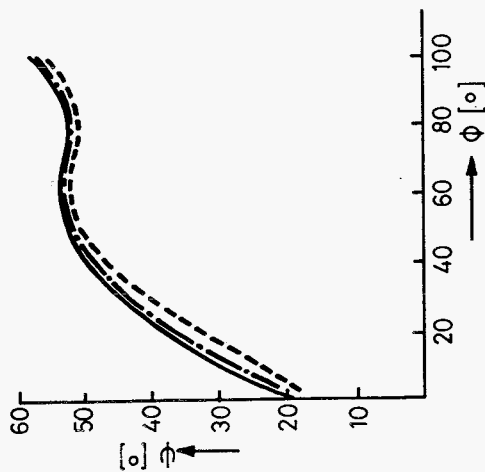
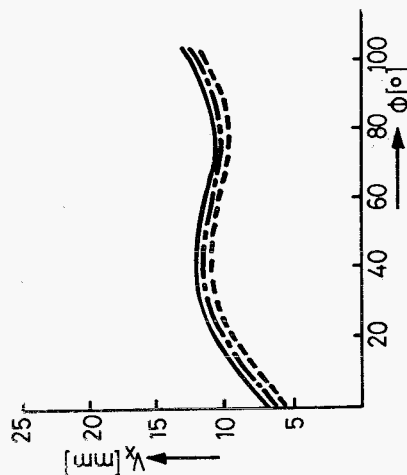
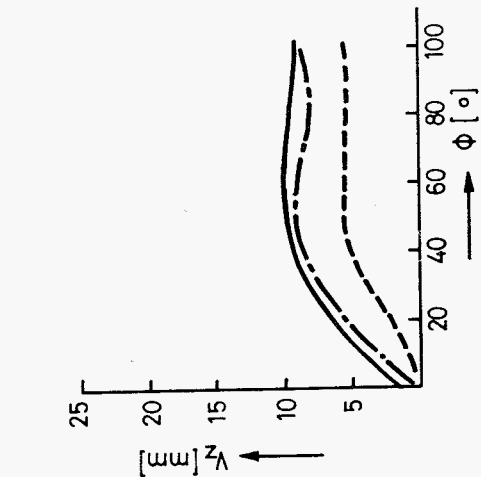


Fig.8.3. Invloed van een axiale belasting op de primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden.

- = referentieknie , axiale belasting: - 10 N
- · - · = berekening 3a/3b, axiale belasting: -100 N
- = berekening 4a/4b, axiale belasting: -500 N

### 8.3. De invloed van de parameters der lijnelementen.

#### 8.3.1. Inleiding.

Bij de lijnelementparameters zijn drie systeempparameters te onderscheiden, namelijk de konstante  $k_i$  uit de konstitutieve vergelijking, de rek  $\epsilon_{ri}$  en de positie van de femorale en tibiale bevestigingspunten. Omtrent de invloed van deze parameters op het mechanisch gedrag van het gewricht zijn, behoudens voor extreme situaties zoals  $k_i=0$  of  $k_i=\infty$ , geen experimentele gegevens beschikbaar. In de volgende drie deelhoofdstukken zal door enkele variaties in deze parameters aan te brengen een indicatie omtrent hun invloed worden gegeven.

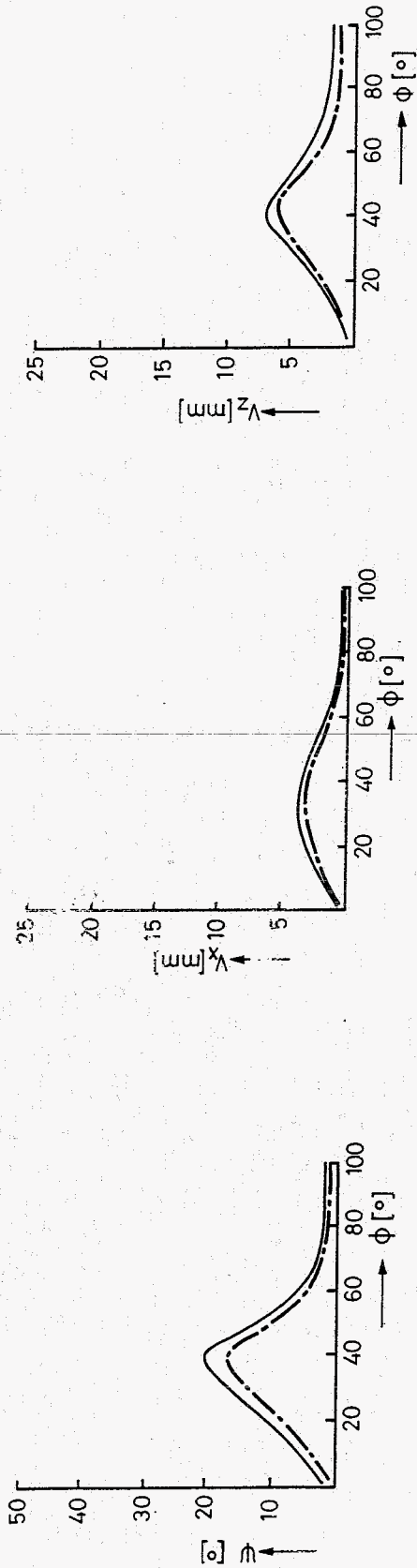
#### 8.3.2. De konstante $k_i$ .

Als parametervariatie is gekozen voor een verdubbeling van  $k_i$  voor alle lijnelementen (berekening 15a en 15b). De neutrale flexie-extensiebeweging blijkt daardoor nauwelijks te veranderen. De invloed van de verdubbeling van  $k_i$  op de primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden is weergegeven in fig.8.4. In de primaire bewegingsmogelijkheden treedt nauwelijks een verandering op. De sekundaire bewegingsmogelijkheid in x-richting daalt met 4 tot 8 mm (35%), in z-richting met 1-6 mm (10-30%) en om de y-as met 5 tot 12° (20 à 30%).

#### 8.3.3. De beginrek $\epsilon_{ri}$ .

Er zijn twee series variaties van de rek  $\epsilon_{ri}$  uitgevoerd. Bij de eerste serie zijn de rekken  $\epsilon_{ri}$  van alle lijnelementen resp. 0% en 5% genomen waarbij de overige systeempparameters gelijk zijn aan de referentieknie (berekening 16a, 16b, 17a en 17b). Bij de tweede serie zijn de rekken  $\epsilon_{ri}$  van alle lijnelementen eerst 1% hoger en vervolgens 1% lager genomen (berekening 18a, 18b, 19a en 19b). De overige systeempparameters zijn gelijk aan de systeempparameters van berekening 22.

PRIMAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN



SEKUNDAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN

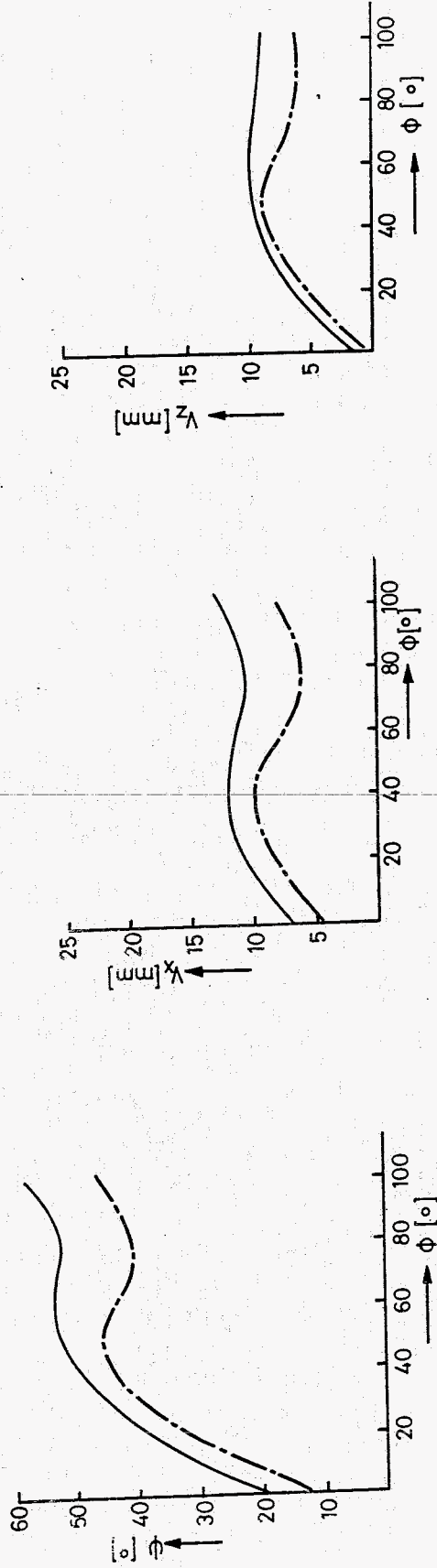


Fig.8.4. Invloed van de konstante  $k$  der lijnelementen op primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden.

— = referentieknie

- - - = berekening 15a/15b: konstante  $k$  voor alle lijnelementen verdubbeld.

In tabel 8.2. wordt voor de duidelijkheid een overzicht gegeven van de beginrekken bij de verschillende berekeningen.

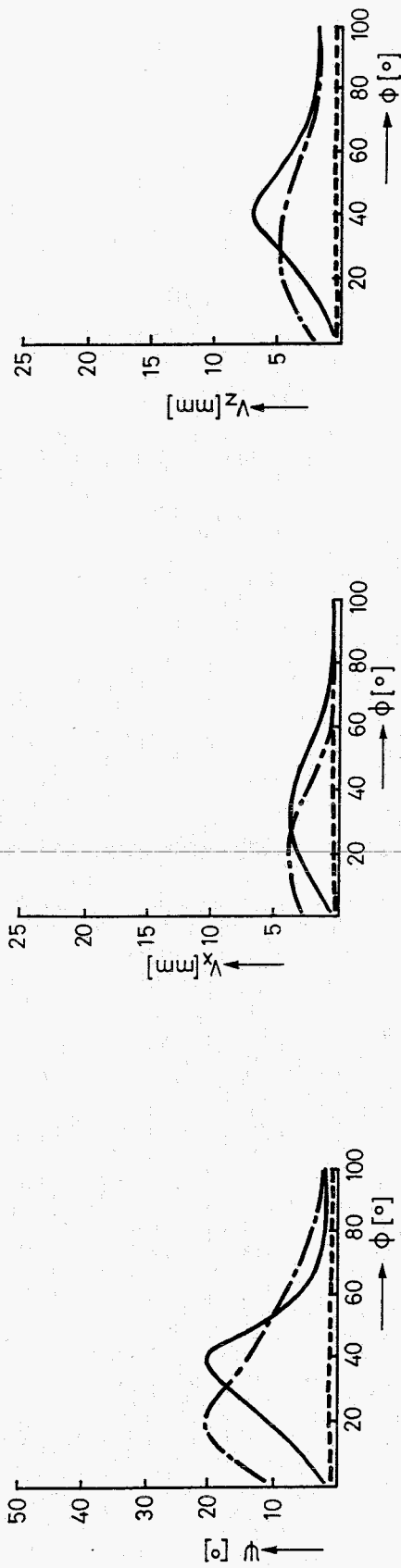
		beginrekken in %							
nummer		LC	CL	AC	PC	AMC	PMC	CM	
1 <sup>e</sup> serie	1a 1b	6	6	5	-1	-3	6	6	
	16a 16b	0	0	0	0	0	0	0	
	17a 17b	5	5	5	5	5	5	5	
2 <sup>e</sup> serie	22a 22b	6	6	5	-1	-3	6	6	
	18a 18b	7	7	6	0	-2	7	7	
	19a 19b	5	5	4	-2	-4	5	5	

Tabel 8.2. Overzicht van de variaties van de rek  $\epsilon_{ri}$ .

Bij de wijziging van de beginrekken met 1% (2<sup>e</sup> serie) blijkt de neutrale flexie-extensiebeweging nauwelijks beïnvloed te worden. Wanneer alle beginrekken 0% of 5% worden genomen (1<sup>e</sup> serie) is er een aanzienlijke verandering van de neutrale flexie-extensiebeweging. Eén en ander manifesteert zich in beide gevallen in een verdubbeling van de slotrotatie. De invloed van deze wijzigingen op de primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden is weergegeven in fig.8.5. (1<sup>e</sup> serie) en fig.8.6. (2<sup>e</sup> serie).

Bij alle uitgevoerde variaties blijkt de invloed op de primaire bewegingsmogelijkheden groot te zijn. Wanneer alle rekken  $\epsilon_{ri}$  gelijk aan 5% zijn, blijken alle primaire bewegingsmogelijkheden zelfs bijna nul te zijn. De invloed van variaties van de rek  $\epsilon_{ri}$  op de sekundaire bewegingsmogelijkheden is kleiner: globaal kan gekonkludeerd worden dat bij 1% verhoging van alle rekken  $\epsilon_{ri}$ , 10% vermindering van de sekundaire bewegingsmogelijkheden optreedt.

PRIMAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN



SEKUNDAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN

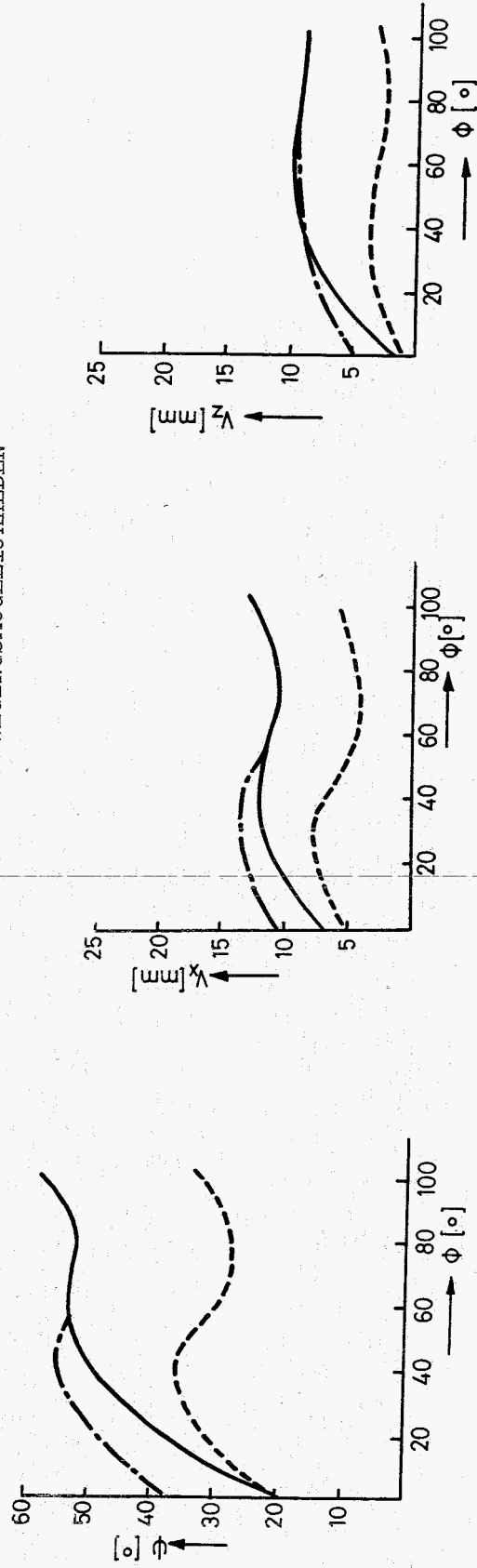


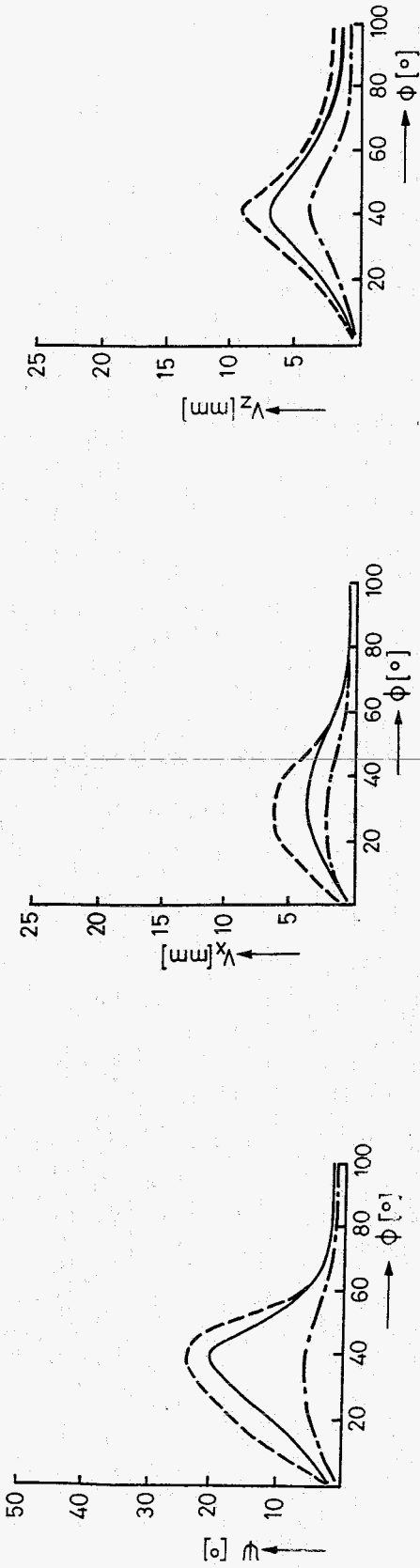
Fig.8.5. Invloed van de rek  $\epsilon_{ri}$  der lijnelementen op primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden.

— = referentieknie

-·- = berekening 16a/16b: alle rekken  $\epsilon_{ri}$  gelijk aan 0%

--- = berekening 17a/17b: alle rekken  $\epsilon_{ri}$  gelijk aan 5%

PRIMAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN



SEKUNDAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN

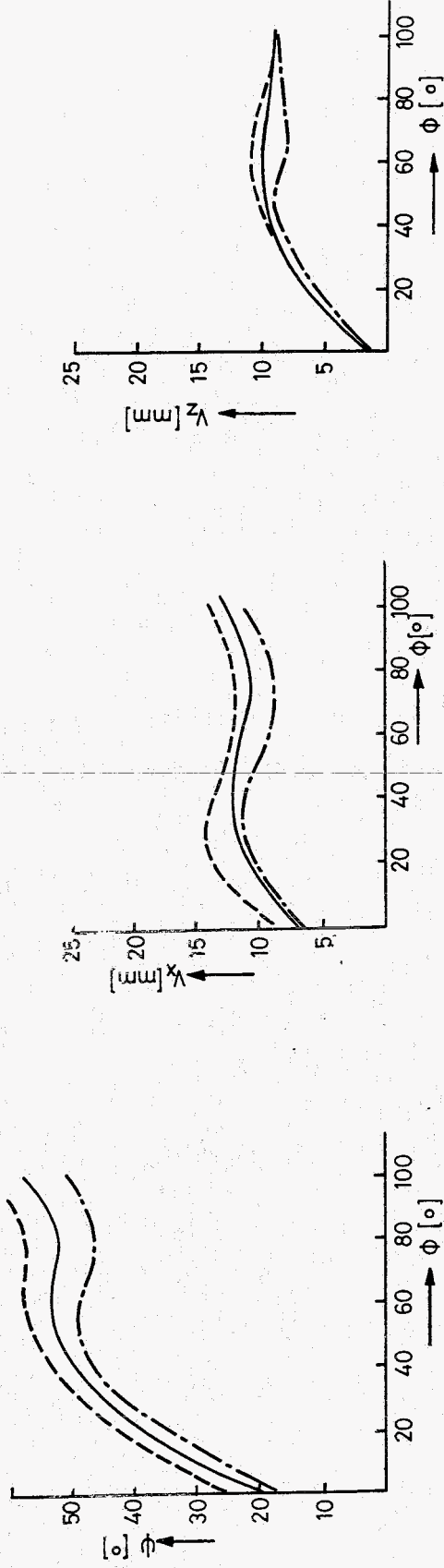


Fig.8.6. Invloed van de rek  $\epsilon_{ri}$  der lijnelementen op primaire en sekundaire bewegingsmogelikheden.

— = berekening 22a/22b

-.- = berekening 18a/18b: alle rekken  $\epsilon_{ri}$  in vergelijking met 22a/22b 1% hoger

---- = berekening 19a/19b: alle rekken  $\epsilon_{ri}$  in vergelijking met 22a/22b 1% lager

#### 8.3.4. De femorale en tibiale bevestigingspunten.

De twee bevestigingspunten van een lijnelement worden gekarakteriseerd door zes getallen. Aangezien er zeven lijnelementen in het model aanwezig zijn kunnen 42 koördinaten gevarieerd worden. Voorlopig zijn alleen een aantal wijzigingen aangebracht in de femorale bevestigingspunten van de voorste kruisband. Deze variaties zijn zodanig gekozen dat het gevarieerde bevestigingspunt nog binnen of dichtbij de rand van het insertiegebied van de voorste kruisband ligt. Achtereenvolgens zijn de volgende variaties uitgevoerd:

berekening 20a en 20b: verschuiving van het bevestigingspunt van AC over 3.75 mm in positieve  $\alpha$ -richting (vast aan femur zie fig.3.1). Bij een flexie-extensiehoek  $\phi \approx 60^\circ$  komt dit overeen met een verschuiving van 3.75 mm in achterwaartse richting. De AC wordt hierdoor 10% langer.

berekening 21a en 21b: verschuiving van het bevestigingspunt van AC over 3.75 mm in negatieve  $\alpha$ -richting. Bij  $\phi \approx 60^\circ$  komt dit overeen met een verschuiving van 3.75 mm in voorwaartse richting. De AC wordt hierdoor 10% korter.

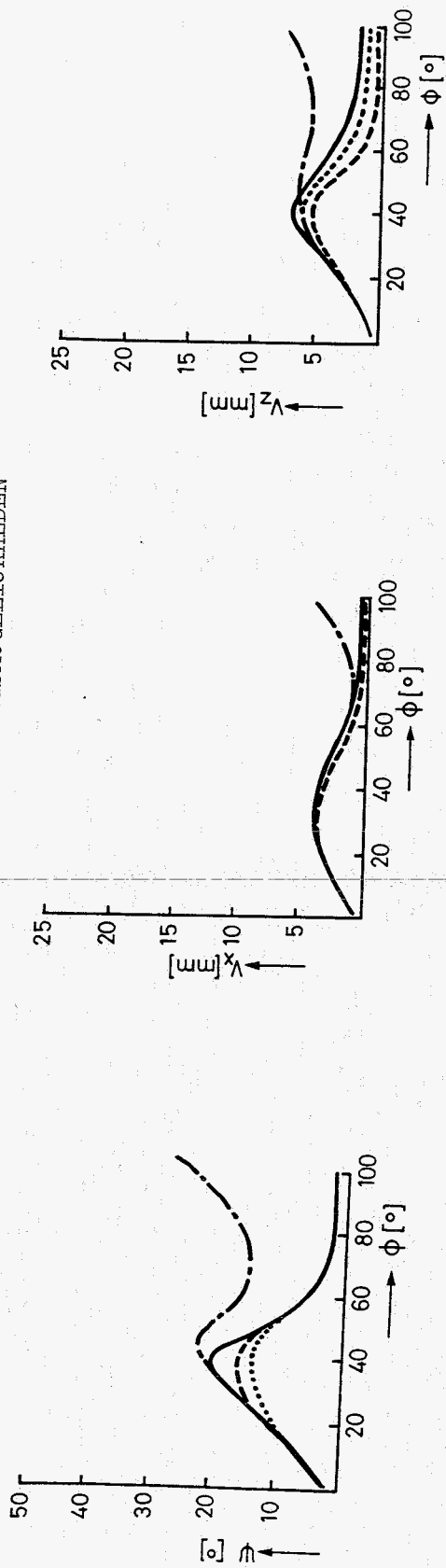
berekening 22a en 22b: verschuiving van het bevestigingspunt van AC over 3.75 mm in positieve  $\gamma$ -richting, hetgeen overeenstemt met een verschuiving in laterale richting. De AC wordt hierdoor ongeveer 4% langer.

Bij de variaties van de  $\alpha$ -koördinaat verandert de neutrale flexie-extensiebeweging in het gebied  $[40^\circ-100^\circ]$  aanmerkelijk. Bij de positieve verandering van de  $\alpha$ -koördinaat zijn de lijnelementen in het gebied  $[40^\circ-100^\circ]$  minder gespannen: de rek van AC bij  $\phi=100^\circ$  is 1%, terwijl deze rek bij de referentieknie bij  $\phi=100^\circ$  gelijk is aan 3.7%. Bij negatieve verandering van de  $\alpha$ -koördinaat zijn de lijnelementen in het gebied  $[40-100]$  meer gespannen: de AC heeft bij  $\phi=100^\circ$  dan een rek van 7.1%. De slotrotatie verdubbelt bij een positieve verandering van de  $\alpha$ -koördinaat, maar neemt met 20% af bij een negatieve verandering van de  $\alpha$ -koördinaat. De invloed van een verandering van de  $\gamma$ -koördinaat op de neutrale flexie-extensiebeweging is, in vergelijking met de invloed van de  $\alpha$ -koördinaat, veel kleiner.

Het gevolg van deze wijzigingen in de koördinaten van het insertiepunt voor de primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden is weergegeven in fig.8.7. Afgezien van de primaire bewegingsmogelijkheid om de y-as is de invloed van de wijzigingen in het gebied  $[0-40]$  op de be-



PRIMAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN



SEKUNDAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN

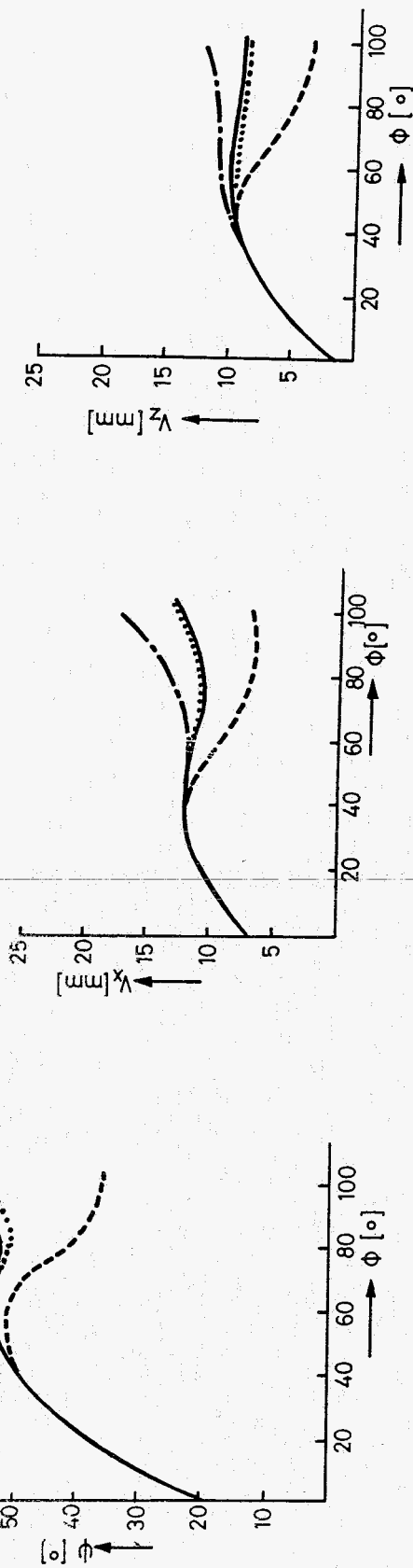


Fig.8.7. Invloed v.d. ligging van de femorale bevestiging van de voorste kruisband (AC) op primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden.

— = referentieknie

-. - = berekening 20a/20b:  $\alpha$ -koordinaat AC+3.75mm

--- = berekening 21a/21b:  $\alpha$ -koordinaat AC-3.75mm

... = berekening 22a/22b:  $\gamma$ -koordinaat AC+3.75mm

wegingsmogelijkheden gering. Bij een positieve variatie van de  $\alpha$ -koördinaat blijken de bewegingsmogelijkheden in het gebied [40-100] toe te nemen. Bij een negatieve variatie van de  $\alpha$ -koördinaat verminderen de bewegingsmogelijkheden in dit gebied. Wijziging van de  $\gamma$ -koördinaat blijkt in het gebied [40-100] nauwelijks invloed op de bewegingsmogelijkheden te hebben.

#### 8.4. De vorm van de tibiale gewrichtsvlakken.

In de berekeningen 14a en 14b zijn de tibiale gewrichtsvlakken door twee evenwijdige platte vlakken, loodrecht op de y-as voorgesteld. De beginrekken in de lijnelementen en ook de overige systeemp parameters zijn gelijk aan die van de referentieknie. Bij de neutrale flexie-extensiebeweging in het gebied [40-100] blijkt de rek in de lijnelementen sterk te stijgen. Om een indruk van deze stijging te geven is in tabel 8.3 de totale in de lijnelementen opgehoopte energie weergegeven, bij zowel de referentieknie als de berekening met platte vlakken.

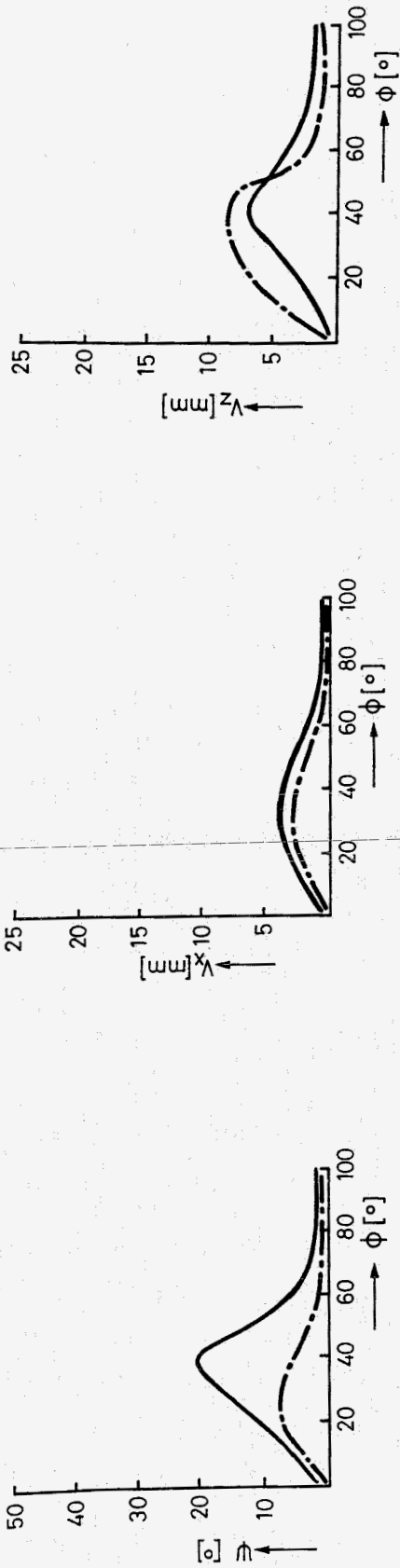
Som van de elastische energie in de lijnelementen (Nm)						
flex.ext.hoek $\phi$	20	40	60	80	100	
1a (ref.knie)	0.45	0	0	0.01	0.06	0.05
14a 14b	0.42	0.02	0.01	0.15	0.35	0.34

tabel 8.3. Som van de elastische energie in de lijnelementen als functie van de flexie-extensiehoek  $\phi$ , tijdens de neutrale flexie-extensiebeweging.

1a= referentieknie. 14a en 14b: berekening met platte tibiale gewrichtsvlakken.

In het gebied [0-30] blijken de primaire bewegingsmogelijkheden in z-richting en de sekundaire bewegingsmogelijkheden in zowel x-richting, z-richting als om de y-as aanmerkelijk toe te nemen (fig.8.8). Ondanks de sterke stijging van de in de lijnelementen opgeslagen energie bij de neutrale flexie-extensiebeweging is in het gebied [30-100] de sekundaire bewegingsmogelijkheid in z-richting nog aanmerkelijk groter dan bij gekromde vlakken. Terwijl de bewegingsmogelijkheid om de y-as en de bewegingsmogelijkheid in x-richting iets afnemen.

PRIMAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN



SEKUNDAIRE BEWEGINGSMOGELIJKHEDEN

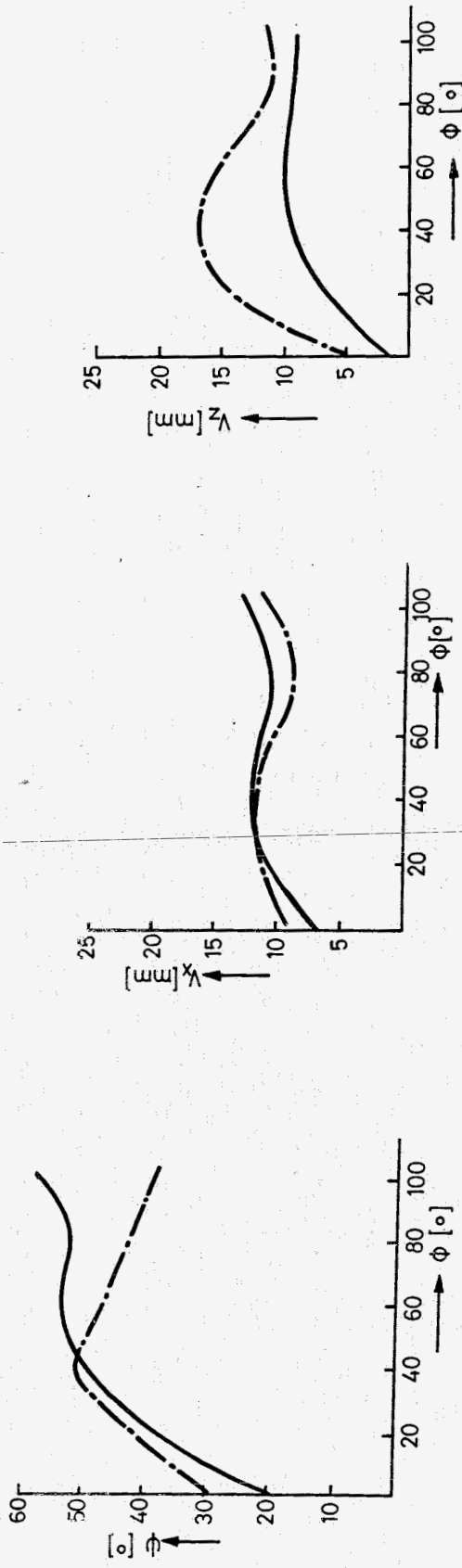


Fig.8.8. Invloed v.d. vorm van de tibiale gewrichtsvlakken op primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden.

— = referentieknie

-.- = berekening 14a/14b: tibiale gewrichtsvlakken voorgesteld door platte evenwijdige vlakken.

In het algemeen kan gekonkludeerd worden dat de vorm van de tibiale gewrichtsvlakken grote invloed heeft op zowel de neutrale flexie-extensiebeweging als op de primaire en sekundaire bewegingsmogelijkheden. De bewegingsmogelijkheid in z-richting (medio-laterale bewegingsmogelijkheid) neemt bij platte tibiale gewrichtsvlakken sterk toe, hetgeen het belang van de eminentia intercondylaris voor de beweging in z-richting aantoont.

## 8.5. De functie van de ligamenten en kapsel.

### 8.5.1. Inleiding.

In dit deelhoofdstuk zullen een tweetal methoden besproken worden die gehanteerd kunnen worden om inzicht te verkrijgen in de mechanische functie van ligamenten en kapsel. De eerste methode bestaat uit de analyse van de in de lijnelementen opgehoopte energie bij de primaire en sekundaire bewegingen (8.5.2). De tweede methode bestaat uit het weglaten van een of meerdere lijnelementen in het model en nagegaan wat de invloed hiervan is op het mechanische gedrag (8.5.3). Konklusies uit deze twee methoden over de functie van ligamenten en kapsel worden in 8.5.4 besproken.

### 8.5.2. De opgenomen energie in de lijnelementen.

Inzicht in de primaire en sekundaire bewegingen van het gewricht is verkregen door achtereenvolgens een aantal belastingsituaties op het femur voor te schrijven: een positieve en negatieve kracht  $F_x$ , een positieve en negatieve kracht  $F_z$  en een positief en negatief moment  $M_y$ . Als bij een zekere voorgeschreven belasting in een zekere flexie-extensiehoek  $\phi$  de energie in een lijnelement groter is dan de energie bij dezelfde  $\phi$  in de neutrale flexie-extensiebeweging (d.w.z. bij afwezigheid van die voorgeschreven belasting) dan zal dat lijnelement van belang zijn bij het opnemen en doorleiden van die voorgeschreven belasting. Tabel 8.4 en tabel 8.5 geven een overzicht van deze veranderingen in de energie in de lijnelementen bij de diverse belastingen, waarbij tabel 8.4 de veranderingen geeft bij kleine belastingen ( $F_x = F_z = 10\text{N}$ ,  $M_y = 0.1\text{Nm}$ ) en tabel 8.5 de veranderingen bij grote belastingen ( $F_x = 250\text{N}$ ,  $F_z = 100\text{N}$ ,  $M_y = 5\text{Nm}$ ) (resp. berekening 1a en 1b).

ENERGIËVERANDERINGEN IN DE LIJNELEMENTEN T.O.V. DE EXTERN F BELASTINGEN [NMM]

STAND	$\theta: 1(0^\circ)$	2	$(5^\circ)$	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	$2(100^\circ)$
1	2.0	1.1	.2	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
2	.4	.3	.2	.4	.6	1.2	1.9	2.1	2.1	4.2	4.5	3.5	3.4	3.2	3.5	3.4	3.4	3.3	3.1	2.9	2.6	2.3
3	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
5	4.2	3.0	2.3	1.2	1.6	2.0	1.5	.7	.2	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
6	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
7	2.2	1.7	1.3	1.0	.6	.4	.4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
1	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
2	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
3	9.3	7.1	5.4	4.2	3.3	2.5	2.0	3.1	3.1	3.2	2.9	3.3	3.3	4.0	4.6	5.2	5.7	6.0	6.2	6.2	6.1	5.9
4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
5	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
6	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
7	.1	.3	.6	.2	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
1	.7	.6	.5	1.0	.8	.5	.2	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
2	1.7	.7	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
3	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
5	7.2	6.3	5.1	3.3	3.2	1.7	.5	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
6	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
7	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
1	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
2	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
3	1.0	.4	.1	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
5	1.9	2.0	2.1	4.0	6.5	6.3	5.4	2.5	.6	.1	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
6	4.0	2.7	1.9	1.2	.7	.4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
7	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
1	2.5	2.5	2.5	2.2	1.1	.6	.5	.3	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
2	4.3	2.2	.4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
3	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
4	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
5	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
6	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .
7	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .	. .

$M_y = 0, 1Nm$

$M_x = -0, 1Nm$

$F_x = 10N$

$F_x = -10N$

$F_z = 10N$

$F_z = -10N$

Tabel 8.4. Opgenomen energie in de lijnelementen [Nmm] t.o.v. de neutrale stand als functie van de flexie-extensiehoek  $\theta$  in 6 belastingsituaties (berekening 1a) 1=LC 2=CL 3=AC 4=PC 5=AMC 6=PMC 7=CM.

ENERGIEVERANDERINGEN IN DE LIGAMENTEN T.O.V. DE EXTERN BELASTINGEN [NMW]

STAND  $\theta: 1(0^\circ) 2(5^\circ) 3 \dots 10 \dots 11 \dots 12 \dots 13 \dots 14 \dots 15 \dots 16 \dots 17 \dots 18 \dots 19 \dots 20 \dots 21(100^\circ)$

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21(100°)	
$M_y = 5Nm$	126.0	113.6	100.4	84.8	72.8	62.1	51.6	40.3	28.1	16.2	6.7	1.3	59.2	59.8	55.9	51.4	46.2	40.5	33.9	26.5	18.7	11.4
$M_y = -5Nm$	67.8	74.6	80.1	81.1	80.3	78.5	76.8	75.1	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3	74.3
$F_x = 250N$	3.3	4.6	7.0	4.6	12.3	15.3	18.3	21.2	24.0	26.3	28.0	28.9	32.0	38.1	47.3	59.4	73.0	87.2	100.9	114.7	128.7	
$F_x = -250Nm$	288.8	284.4	273.6	252.3	227.0	200.7	176.6	161.2	149.5	146.0	154.2	175.0	192.9	200.8	194.2	189.7	174.9	156.0	138.0	109.4	84.0	
$F_z = 100N$	224.2	209.4	184.0	154.0	127.4	122.7	122.2	120.0	111.9	80.1	41.5	12.2	8.3									
$F_z = -100N$	13.8	19.2	18.5	9.1	7																	
	4.1	9.6	9.0	5.8	9																	
	416.3	397.6	378.3	354.1	324.7	315.5	317.2	318.7	321.9	327.4	333.7	339.7	344.2	347.2	351.2	358.8	366.7	373.3	378.0	380.9	382.4	
	35.0	36.6	29.9	13.8	1.2																	
	71.6	65.0	56.8	51.6	48.3	47.1	46.4	43.3	34.0	18.4	4.2											
	14.5																					
	140.0	197.3	233.8	254.4	268.0	277.2	287.5	305.2	338.0	391.4	465.8	525.4	546.2	570.0	595.6	623.6	657.5	696.8	739.0	782.6	816.5	
	119.5	83.2	56.0	36.2	21.9	12.1	6.4	3.6	2.1	1.0	0.6	0.4	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	
	72.5	69.0	59.3	46.3	35.8	27.1	18.0	7.9	8.8													
	10.9	6.7	7.2	7.8	7.5	6.2	3.2	1.1	3.5	10.3	24.1	44.0	47.7	53.0	56.0	58.2	59.6	60.8	61.7	62.3	62.7	
	1.4				0.2	1.4	0.3	1.1	4.9	9.3	16.3	41.3	53.8	63.2	71.1	78.4	85.2	91.9	98.2	104.0	108.8	
	3.8				3.8	18.0	29.8	24.8	24.8	28.7	42.2	44.3	40.7	38.2	35.6	32.1	28.4	24.4	20.8	17.3	14.0	
	19.2	28.3	53.2	69.0	71.7	63.4	37.3	20.1	9.7	6.4	6.9	10.2	8.2	7.0	5.9	4.8	3.7	2.6	1.7	1.1	0.7	
	50.4	47.2	58.7	48.4	37.4	25.4	29.6	7.2														
	31.9	32.6	34.7	36.5	37.2	38.2	35.6	30.9	20.0	5.5	1.1											
	47.6	31.1	16.5	7.4	2.2	1.1																
			7	3.3	5.3	7.2	8.1	9.8	13.9	20.8	30.1	34.8	37.9	39.6	39.8	39.0	37.4	35.4	32.9	30.3	26.9	
		2	1.0	2.8	5.0	6.6	7.5	9.7	20.4	44.8	66.2	70.7	73.9	76.5	76.7	81.0	83.5	86.4	89.9	93.3	96.4	
									1.5	7.3	10.9	12.2	13.0	13.2	13.1	12.4	11.4	10.4	9.2	7.7	5.9	

Tabel 8.5. Opgenomen energie in de lijnelementen [Nmm] t.o.v. de neutrale stand als functie van de flexie-extensiehoek  $\theta$  in 6 belastingsituaties (berekening 1b) 1=LC 2=CL 3=AC 4=PC 5=AMC 6=PMC 7=CM.



In tabel 8.6 zijn de resultaten van de beide voorgaande tabellen als volgt per belastingsituatie samengevat:

- In plaats van de verandering voor elke stap in de flexie-extensiehoek wordt de gemiddelde verandering per lijnelement over het eerste gedeelte der flexie-extensiebeweging [0°-50°] en over het tweede gedeelte der flexie-extensiebeweging beschouwd [50°-100°].
  - De gemiddelde veranderingen in AMC en PMC resp. CL en CM worden bij elkaar opgeteld zodat een gemiddelde verandering voor het mediaal collateraal ligament (MC) resp. het dorsale kapsel wordt verkregen.
  - De gemiddelde verandering in LC, AC, PC, MC en kapsel worden uitgedrukt in een percentage van de som van de gemiddelde veranderingen.
- In tabel 8.6 zijn alleen veranderingen groter dan 15% opgenomen.

trajekt belasting	LC		AC		PC		MC		kapsel	
	[0-50]	[50-100]	[0-50]	[50-100]	[0-50]	[50-100]	[0-50]	[50-100]	[0-50]	[50-100]
$M_y = +5(0.1)Nm$	-	-	18 (33)	30 (69)	-	(17) 17 (31)	50 (42)	42 (0) 27	-	-
$M_y = -5(0.1)Nm$	41 (23)	-	-	-	-	36	-	32 (48)	63 (100)	24 (25)
$F_x = +250(10)N$	-	-	90 (87)	93 (97)	-	-	-	-	-	-
$F_x = -250(10)N$	-	-	-	-	67 (31)	87 (94)	-	(57)	-	-
$F_z = +100(10)N$	-	-	-	33 (37)	-	45 (42)	55 (67)	22 (21)	35 (18)	-
$F_z = -100(10)N$	52 (48)	-	-	29 (24)	17	62 (63)	-	-	17 (28)	-

Tabel 8.6. Veranderingen van de energie in de lijnelementen bij verschillende belastingsituaties uitgedrukt in procenten van de totale verandering in deze lijnelementen. Alleen percentages groter dan 15% zijn in deze tabel opgenomen.

In 8.5.4 zullen de resultaten in deze tabel nader beschouwd worden.

### 8.5.3. Het weglaten van een of meerdere lijnelementen.

Bij de berekeningen 5 t/m 13 zijn een of meerdere lijnelementen weggelaten. De keuze van deze lijnelementen is gebaseerd op experimenten van Markolf [35], die in 2.4.2 (tabel 2.1) besproken zijn. Uit deze berekeningen kunnen globaal de volgende konklusies worden getrokken:

Met uitzondering van berekening 5 (weglaten LC) en 13 (weglaten LC + kapsel) heeft verwijdering van een of meerdere lijnelementen aanzienlijke invloed op de neutrale flexie-extensiebeweging, hetgeen ondermeer tot uiting komt in een sterk gewijzigd schroevingslijnenverloop, een gewijzigde ligging van de tibiale kontaktpunten en het ongespannen zijn van de resterende lijnelementen in het gebied [ $25^{\circ}$ - $100^{\circ}$ ].

De invloed van de verschillende verwijderingen op de drie primaire bewegingsmogelijkheden is weergegeven in de figuren 8.9-8.16. Bij alle berekeningen blijken de drie primaire bewegingsmogelijkheden te zijn toegenomen, waarbij echter tussen de verschillende berekeningen grote verschillen aanwezig zijn. Bij berekening 10 (weglaten AC, AMC, PMC) zijn de drie primaire bewegingsmogelijkheden zelfs zodanig groot dat in het gebied [20-100] een groot aantal kontaktpunten buiten de in het model gedefinieerde tibiale gewrichtsvlakken vallen. Deze primaire bewegingsmogelijkheden zijn daarom niet in een figuur opgenomen.

Kwantitatieve vergelijking van de primaire bewegingsmogelijkheden met de experimentele resultaten van Markolf |35| is niet mogelijk, omdat Markolf andere belastingen hanteerde om de bewegingen te realiseren, namelijk een moment van 2Nm voor de exo-endorotatiemogelijkheid en een kracht van 50N voor de voor-achterwaartse verplaatsingsmogelijkheid. Zouden bij de modelberekeningen de zelfde belastingen voorgeschreven worden als Markolf hanteerde, dan is om diverse redenen geen volledige overeenstemming tussen model en experiment te verwachten. In 8.6 zal op deze redenen nader worden ingegaan. Kwalitatief gezien echter blijken een groot aantal van de berekeningsresultaten met het door Markolf |35| gevonden gedrag overeen te stemmen.



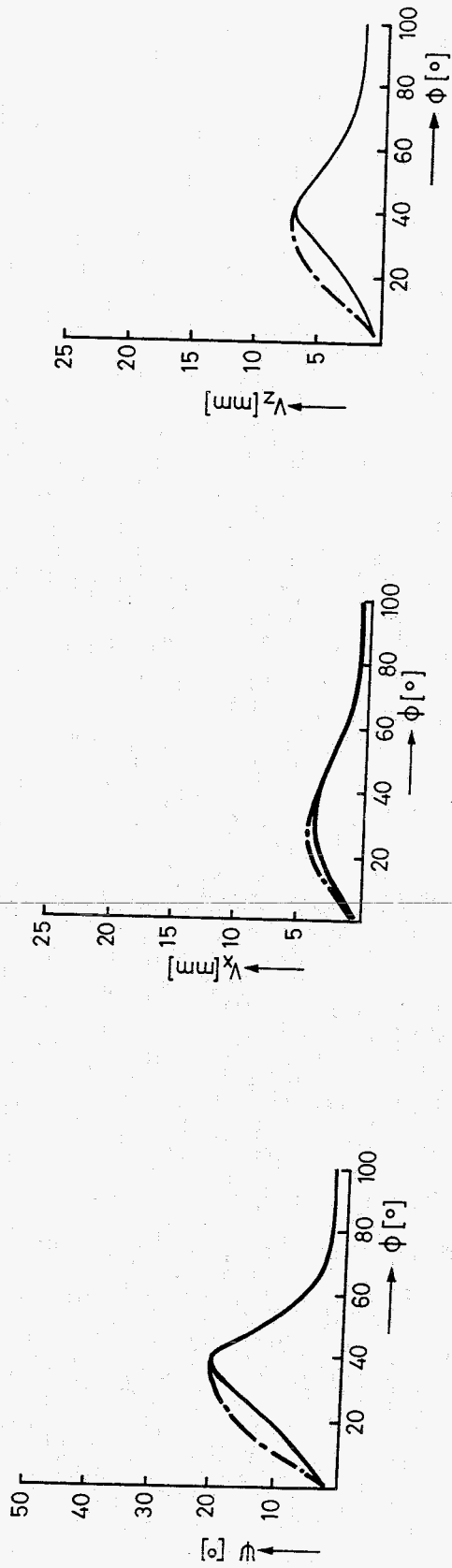


Fig.8.9. Invloed van verwijdering van het lateraal collateraal ligament (LC) op primaire bewegingsmogelijkheden — = referentieknie -.- = berekening 5: LC verwijderd.

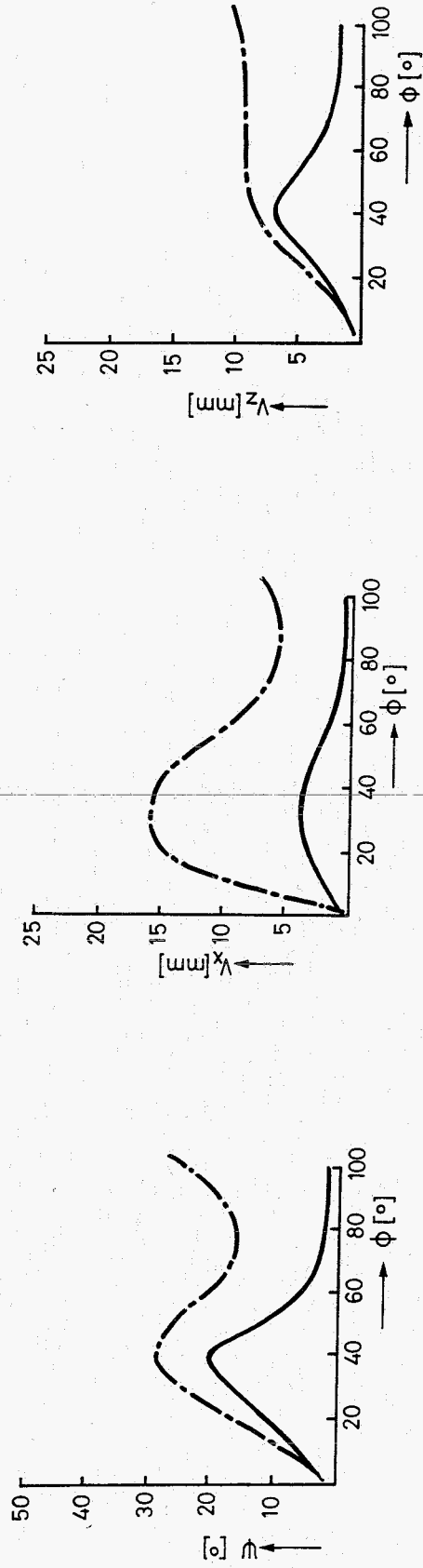


Fig.8.10. Invloed van verwijdering van de voorste kruisband (AC) op primaire bewegingsmogelijkheden.  
---- = referentieknie -.- = berekening 6: AC verwijderd.

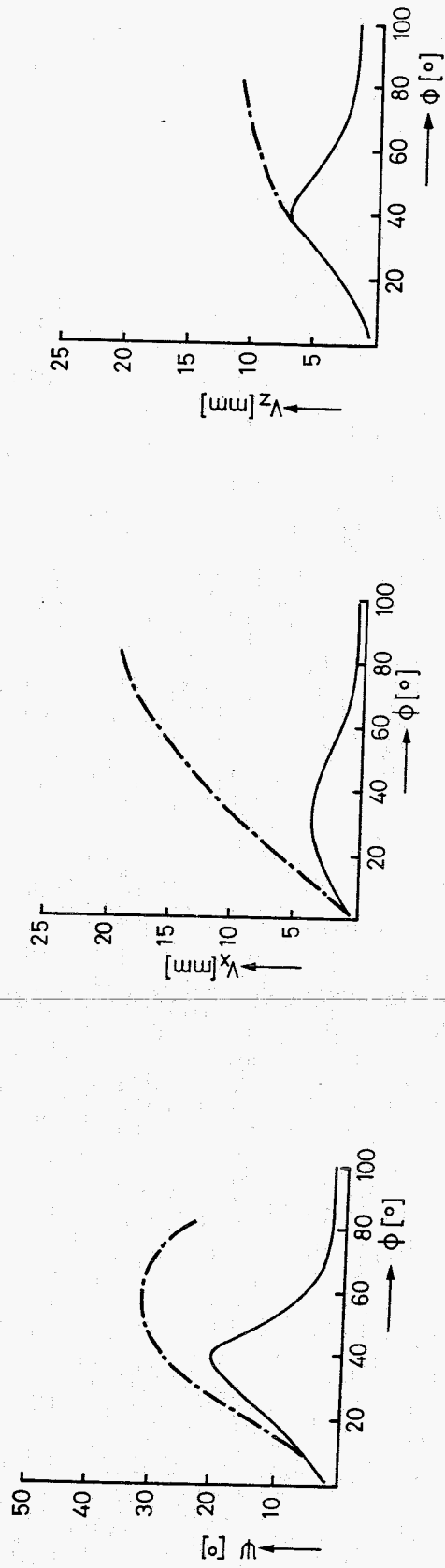


Fig.8.11. Invloed van verwijdering van de achterste kruisband (PC) op primaire bewegingsmogelijkheden. — = referentieknie -.- = berekening 7: PC verwijderd.

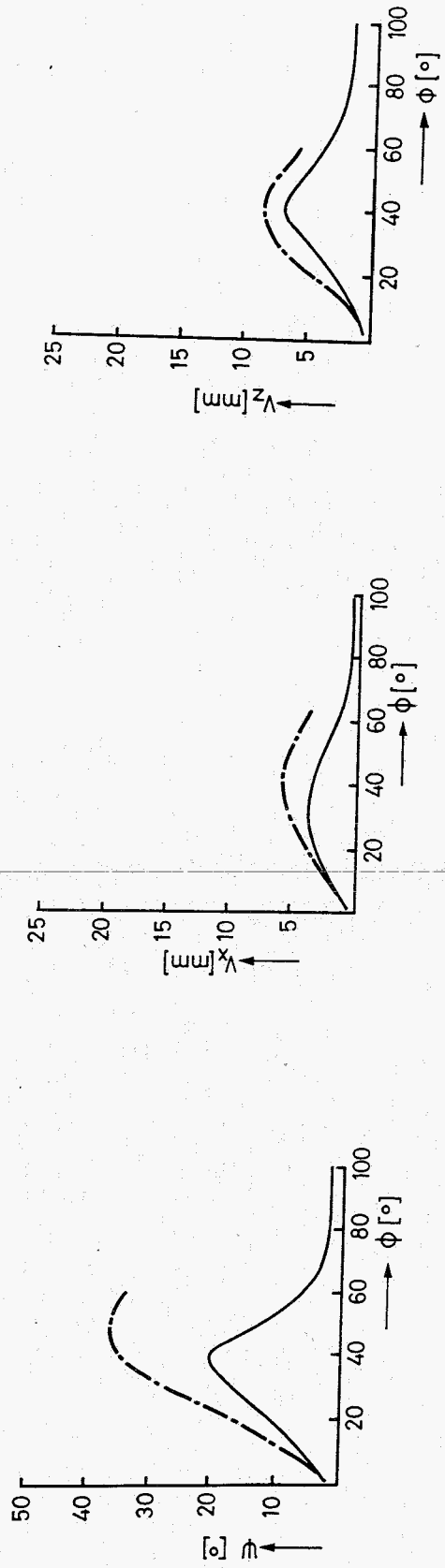


Fig.8.12. Invloed van verwijdering van het mediaal collateraal ligament op primaire bewegingsmogelijkheden. — = referentieknie -.- = berekening 8: AMC + PMC verwijderd.

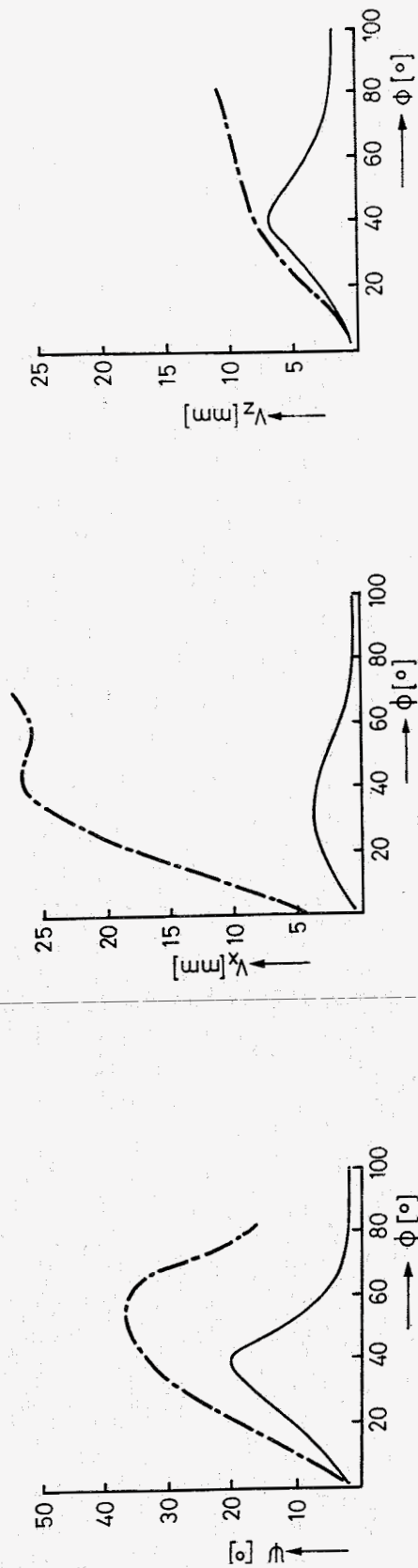


Fig.8.13. Invloed van verwijdering van beide kruisbanden op primaire bewegingsmogelijkheden.  
— = referentieknie    -.- = berekening 9: AC + PC verwijderd.

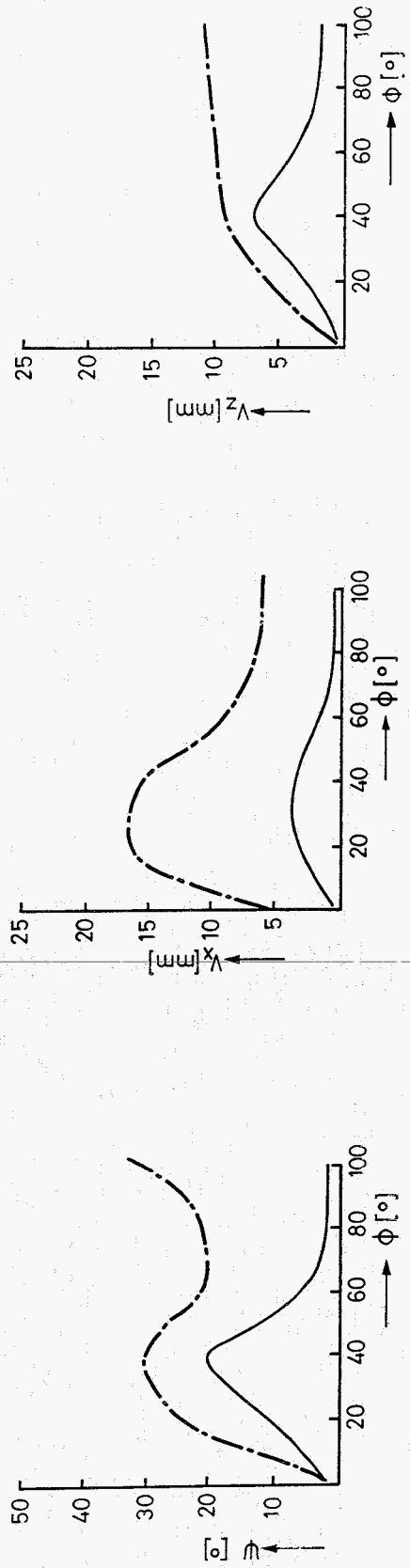


Fig.8.14. Invloed van verwijdering lateraal collateraal ligament + voorste kruisband op primaire bewegingsmogelijkheden. — = referentienknie --- = berekening 11: IC+AC verwijderd.

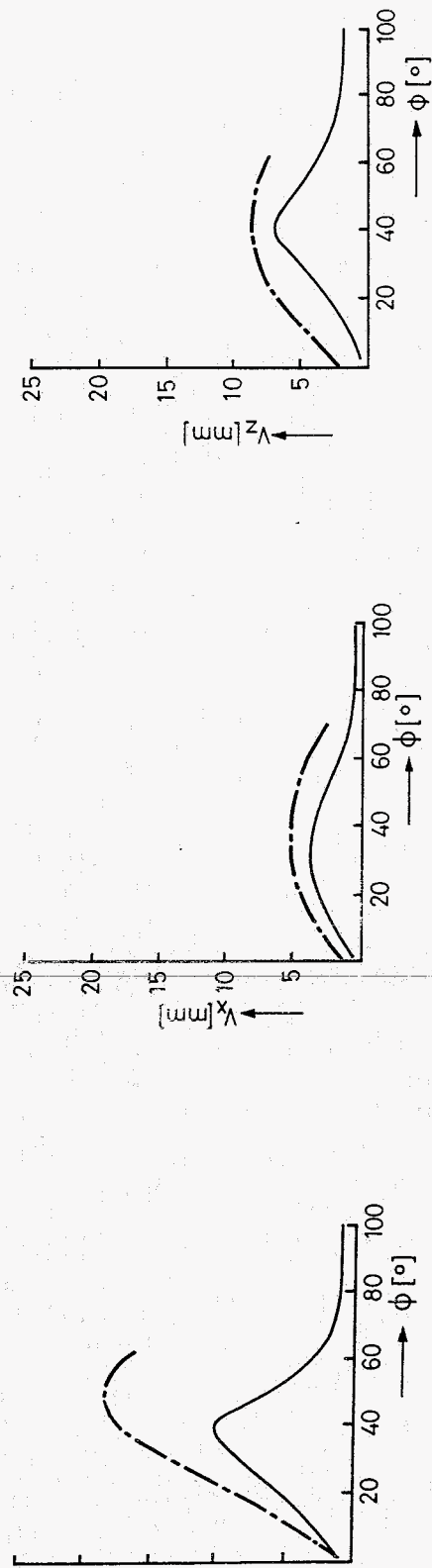
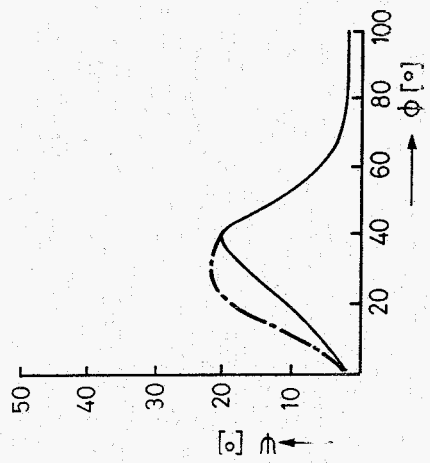
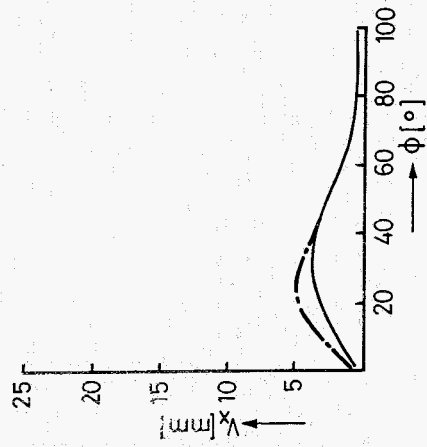
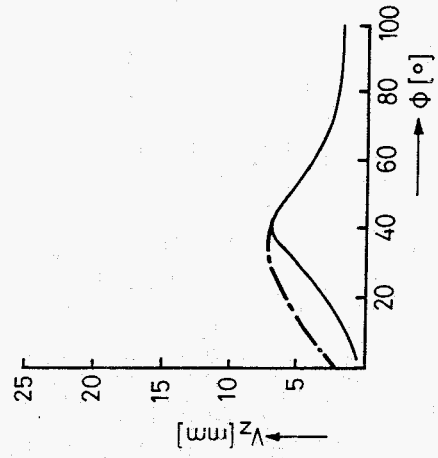


Fig.8.15. Invloed van verwijdering kapsel + mediaal collateraal ligament op primaire bewegingsmogelijkheden.  
— = referentieknie    -.- = berekening 12: CL+AMC+PMC+CM verwijderd.





#### 8.5.4. De functie van ligamenten en kapsel.

Uit beschouwing van de opgenomen energie in de lijnelementen (tabel 8.6) en analyse van de primaire bewegingen na weglating van diverse lijnelementen kunnen de volgende globale konklusies worden getrokken over de functies van de ligamenten en het kapsel met betrekking tot de drie primaire bewegingen:

LC : Beperkt in het gebied  $[0^{\circ}-30^{\circ}]$  de exo-rotatie van het femur en de verplaatsing van het femur in mediale richting.

AC : Beperkt vooral de achterwaartse beweging en de exo-rotatie van het femur. In het gebied  $[50-100]$  wordt ook de medio-laterale beweging beperkt.

PC : Beperkt vooral de voorwaartse beweging en de endo-rotatie van het femur. In het gebied  $[50-100]$  speelt de PC tevens een belangrijke rol bij de beperking van de medio-laterale beweging.

MC : Beperkt vooral de exo-endorotatiemogelijkheid van het femur en ook de verplaatsing van het femur in laterale richting.

Kapsel: Heeft slechts invloed in het gebied  $[0-30]$  en wel op de exo-endorotatie en op de verplaatsing in medio-laterale richting.

Duidelijk volgt uit deze berekeningen dat ligamenten en kapsel op een vrij gekompliceerde wijze de bewegingen beïnvloeden. Met uitzondering van de voorwaartse verplaatsing van het femur die voornamelijk beperkt wordt door de achterste kruisband en de achterwaartse verplaatsing van het femur die voornamelijk beperkt wordt door de voorste kruisband, worden de diverse bewegingen door meerdere elementen beïnvloed. Na verwijdering van een lijnelement blijkt zijn functie deels door anderen te kunnen worden overgenomen.

#### 8.6. Konklusies uit de parameterstudies.

##### 8.6.1. Inleiding.

Het doel van de parameterstudies is de werkelijkheidswaarde van het model aan te tonen door konfrontatie van modelresultaten met literatuurgegevens, enig inzicht te verschaffen omtrent de functie van een aantal elementen in het model, de gevoeligheid van het model voor verschillende parameters na te gaan en een aantal gebruiksmogelijkheden van het model te tonen. In het volgende zal op de eerste drie doelstellingen nader worden ingegaan.

### 8.6.2. De werkelijkheidswaarde.

De werkelijkheidswaarde van het model kan het beste aangetoond worden door konfrontatie van de resultaten van het model met experimenten waarbij de parameters van het model zo goed mogelijk moeten overeenstemmen met de geometrische- en materiaaleigenschappen van het experimentele objekt. Een dergelijk knieexperiment heeft binnen het kader van het onderzoek nog niet plaats kunnen vinden, zodat slechts konfrontatie met in de literatuur beschreven experimenten (aan gewrichtspreparaten) mogelijk is. In hoofdstuk 7 heeft reeds op een aantal plaatsen een dergelijke toetsing plaatsgevonden. Om een aantal redenen kan een dergelijke toetsing slechts zéér globaal zijn en is daarom geen volledige overeenstemming tussen model en experimenten te verwachten :

- Grote interindividuele spreiding tussen preparaten: Uit de experimenten van o.a. Markolf [35] volgt dat er grote verschillen in b.v. de bewegingsmogelijkheden van de diverse preparaten optreden. De door Markolf en ook door andere onderzoekers gepresenteerde resultaten betreffen meestal een gemiddelde van een aantal preparaten. Over de grootte van de spreiding wordt geen informatie verstrekt. Het is zeer wel mogelijk dat de door ons gemeten knieën ver van een "gemiddeld" exemplaar af liggen.
- Experimentele condities: In de literatuur worden de condities waaronder een experiment plaats vindt vaak niet of onvoldoende beschreven. De wijze van inklemmen van preparaat, de keuze van de coördinatenstelsels, de wijze waarop de belasting wordt aangebracht en de wijze waarop de verplaatsing of verdraaiing wordt gemeten zijn factoren die een belangrijke invloed kunnen hebben op de resultaten. Ook de voorgeschiedenis van het preparaat kan van belang zijn.
- Onvolledigheid van het model: Veel experimenten (ook die van Markolf) zijn verricht aan intakte preparaten, dus inclusief huid- en spierweefsel en menisci. In het model zijn deze structuren niet aanwezig. Literatuurgegevens wijzen erop dat de primaire bewegingen door deze structuren niet wezenlijk beïnvloed worden. Wanneer echter bepaalde delen van het ligament- of kapselapparaat doorgesneden zijn en ook bij hoge belastingen op het gewricht kunnen deze structuren wel een belangrijke functie hebben.

Gezien het voorgaande is het niet te verwachten dat modelresultaten in kwantitatief opzicht zeer goed zullen overeenstemmen met de experimen-

tele gegevens. Voor de beoordeling van de werkelijkheidswaarde van het model is men daarom voornamelijk aangewezen op een kwantitatieve konfrontatie van het model met in de literatuur beschreven experimenten. In de voorgaande deelhoofdstukken heeft op een aantal plaatsen een dergelijke konfrontatie reeds plaatsgevonden. Genoemd kunnen worden:

- de beweging in x-richting (8.2.2.)

De niet-lineaire vorm van de experimentele belastings-verplaatsingskarakteristiek (fig.8.1) volgt ook uit het model. Tot een belasting van 100N in x-richting blijken de krommen ook kwantitatief gezien goed overeen te stemmen.

- de rotatie om de y-as (8.2.3.)

De niet-lineaire vorm van de experimentele belasting-rotatiekarakteristiek (fig.8.2) volgt ook uit het model. De exo-endorotatie mogelijkheid van het model is echter aanmerkelijk groter dan de gemiddelde experimentele waarden van Markolf [35].

- invloed van een axiale belasting (8.2.4.)

De door het model aangegeven tendens (vermindering van de bewegingsmogelijkheden bij een hogere axiale belasting) volgt ook uit de experimenten van Wang [71] en Hsieh [21]. De daling van de exo-endorotatiemogelijkheid bij een axiale belasting van 500N en een moment  $M_y = 5Nm$  t.o.v. de situatie waarbij de axiale belasting gelijk aan 10N is, blijken in het model en het experiment verrassend goed overeen te stemmen, namelijk 12% daling bij het model en 10% bij het experiment.

- weglaten van lijnelementen (8.5.3)

Bij het weglaten van een of meerdere lijnelementen in het model volgt in het algemeen een toename van de bewegingsmogelijkheden. Soortgelijke experimenten in de literatuur vertonen, vooral kwantitatief gezien, onderling nogal veel verschillen (hoofdstuk 2). De tendensen die het model aangeeft stemmen op een groot aantal plaatsen overeen met de bevindingen van Markolf [35].

### 8.6.3. Functie van de elementen in het model.

Uit de diverse berekeningen volgt dat zowel de geometrie van de gewrichtsvlakken als ligamenten en kapsel grote invloed hebben op het mechanische gedrag. In een eerste poging om de invloed van de geometrie der gewrichtsvlakken na te gaan zijn de tibiale gewrichtsvlakken door platte vlakken

voorgesteld (8.4). Het blijkt dat door een dergelijke wijziging vooral de bewegingsmogelijkheid in z-richting sterk toeneemt hetgeen duidt op de belangrijke functie van de eminentia intercondylaris. Wellicht is het interessant in de toekomst meer in detail op de invloed van de vorm van de verschillende gewrichtsvlakken in te gaan.

De functie van de ligamenten en het kapsel is nagegaan door analyse van de opgenomen energie in de diverse lijnelementen bij verschillende belasting-situaties en door lijnelementen te verwijderen. Voor de conclusies uit deze berekeningen wordt verwezen naar 8.5.4.

#### 8.6.4. Gevoeligheidsanalyses.

Het doel van gevoeligheidsanalyses is na te gaan welke parameters in het model een relatief grote en welke een relatief geringe invloed op de uitvoergrootheden hebben. Het aantal uitgevoerde berekeningen is dermate beperkt van omvang dat slechts van enige systeemparameters indicatie hierover verkregen is.

Uit de variaties van de lijnelementparameters kunnen de volgende conclusies getrokken worden:

- Bij een verdubbeling van de konstante  $k_i$  van alle lijnelementen, verminderen de bewegingsmogelijkheden met ongeveer 10%, terwijl de invloed op de neutrale flexie-extensiebeweging nagenoeg volledig te verwaarlozen is. Veronderstellende dat de verschillen in het materiaalgedrag tussen diverse preparaten van dezelfde grootteorde zijn als de aangebrachte wijzigingen, verdient het voorlopig geen hoge prioriteit, ter verbetering van de werkelijkheidswaarde van het model, onderzoek te verrichten naar het materiaalgedrag van ligamenten en kapsel. In het model is gekozen voor een kwadratische benadering van de constitutieve vergelijking. Het is zinvol de invloed van andere benaderingen na te gaan.
- Over de rek in ligamenten en kapsel in de extensiestand van het kniegewricht is weinig bekend. De grootte van de rekken  $\epsilon_{ri}$  der lijnelementen is gekozen op basis van zeer globale indicaties in de literatuur. De uitgevoerde variaties van de beginrekken tonen aan dat de invloed van deze parameter vrij groot is, zodat het zinvol is te pogen om (experimenteel) meer informatie over de grootte van deze rekken te verkrijgen.

- De ligging van de insertiegebieden van ligamenten en kapsel zijn globaal bepaald bij de geometriebepaling van de gewrichtsvlakken. De insertiegebieden zijn in het model benaderd door een of meerdere bevestigingspunten, afhankelijk van het aantal lijnelementen waardoor de betreffende structuur wordt voorgesteld. Uit variaties van de femorale bevestiging van de voorste kruisband, waarbij de aanhechting binnen het gemeten insertiegebied blijft, blijkt dat de invloed hiervan op het mechanisch gedrag vrij groot is. Voor structuren met een relatief groot insertiegebied is het daarom aan te bevelen, deze voor te stellen door meerdere lijnelementen.

De gevoeligheidsanalysen hebben zich voornamelijk beperkt tot de invloed van de parameters van de lijnelementen. Het is zinvol, met name ten behoeve van te stellen nauwkeurigheidseisen aan de geometriebepaling en de wiskundige beschrijving van de gewrichtsvlakken, de gevoeligheid van het model voor variatie van de gewrichtsvlakparameters na te gaan.

## 9. Evaluatie, implementatie en generalisatie van het kniemodel.

### 9.1. Inleiding.

In de voorgaande deelhoofdstukken werd de ontwikkeling van een wiskundig model van het menselijk kniegewricht beschreven. Uitgaande van de werkelijkheid en een beschrijving van deze werkelijkheid in de literatuur werden een aantal veronderstellingen en vereenvoudigingen gedaan, op basis waarvan het wiskundig model tot stand kwam. Het model beschrijft het mechanisch gedrag van twee wrijvingsloos t.o.v. elkaar rollende en glijdende starre lichamen die op twee plaatsen met elkaar in contact zijn en die met elkaar verbonden zijn door een aantal niet-lineaire elastische elementen. De contactvlakken (gewrichtsvlakken) van de beide lichamen werden voorgesteld door ruimtelijke polynomen. Op een der beide lichamen werd een rotatie en een uitwendige belasting voorgeschreven. Het ontwikkelde rekenprogramma werd op zijn korrektheid getoetst door enkele, in vergelijking tot het kniegewricht, eenvoudige systemen door te rekenen. Na meting van een aantal geometrische grootheden aan preparaten en schatting van het materiaalgedrag van ligamenten en kapsel aan de hand van literatuurgegevens werden diverse berekeningen aan een knie uitgevoerd. De waarde van het model kan voor wat betreft een aantal aspecten aangetoond worden door vergelijking van berekeningsresultaten met experimentele resultaten in de literatuur.

In dit hoofdstuk zal vooral aandacht worden besteed aan een mogelijk vervolg van het onderzoek. Allereerst zal daartoe in 9.2 een korte evaluatie plaatsvinden van het model. Uitbreiding van het model ter verbetering van de werkelijkheidswaarde, verbeteringen van het rekenprogramma en de toepasbaarheid van het model komen hier ter sprake. In 9.3 worden een aantal suggesties gedaan voor toepassing van het model. Generalisatie van het model naar andere dan kniegewrichten komt in 9.4 ter sprake.

### 9.2. Evaluatie.

a) van de werkelijkheidswaarde van het model.

De te stellen criteria aan de werkelijkheidsinhoud van een model zullen in het algemeen sterk afhangen van het doel waarvoor het model gebruikt wordt. In de hoofdstukken 7 en 8 werden op een groot aantal aspecten de berekeningsresultaten met in de literatuur beschreven experimenten vergeleken. Door o.a. geometrische verschillen tussen, voor

het model gehanteerde preparaten en de preparaten die in de experimenten gebruikt werden, kunnen modelresultaten en in de literatuur beschreven experimentele resultaten kwantitatief aanmerkelijk verschillen. Om een beter inzicht in de waarde van het model te krijgen is het dan ook nodig experimenten uit te voeren en de opgemeten geometrie van de preparaten als invoer van het model te gebruiken. Bij dergelijke experimenten moet de drie-dimensionale positie van het ene gewrichtsdeel t.o.v. het andere gewrichtsdeel worden gemeten bij diverse flexie-extensiehoeken en verschillende belastingsituaties. Door gebruik te maken van geavanceerde röntgenstereofotogrammetrische technieken, zoals beschreven is in [55] en [81] zullen deze metingen geen grote problemen opleveren. Het instellen van een flexie-extensiehoek (en eventueel registreren van een reaktiemoment), het voorschrijven van een uitwendige belasting en de inklemming van de gewrichtsdelen zijn echter niet zonder meer triviaal.

Wanneer een goede experimentele opstelling ontwikkeld is kan ook de invloed van menisci, huid- en spierweefsel, ligamenten en kapsel experimenteel worden nagegaan. Wanneer zou blijken dat het model niet aan te stellen criteria voor de werkelijkheidswaarde voldoet, zou het o.a. op de volgende punten verbeterd of uitgebreid kunnen worden:

- De gewrichtsvlakken.

In het model zijn de gewrichtsvlakken star verondersteld. Wanneer grote uitwendige belastingen op het gewricht voorgeschreven worden, is het zeer wel mogelijk dat de invloed van deformatie in de gewrichtsvlakken op de relatieve bewegingen in het gewricht, niet zondermeer verwaarloosd mag worden. In het model zou deze deformatie gedeeltelijk gesimuleerd kunnen worden door het femur, bijvoorbeeld in y-richting, een verplaatsing te laten ondergaan welke een functie is van de grootte van de contactkrachten en de ligging der contactpunten. De femorale gewrichtsvlakken dringen hierbij gedeeltelijk in de tibiale gewrichtsvlakken. De contactkondities zullen hierdoor een iets andere vorm krijgen. Een indruk omtrent de grootte van de deformatie in de gewrichtsvlakken als functie van een axiale belasting wordt gegeven door Walker [69].

- Ligamenten en kapsel.

Ligamenten en kapsel blijken een grote invloed te hebben op het mechanische gedrag. Voor een aantal parameters der lijnelementen blijkt het model echter erg gevoelig te zijn, terwijl de informatie over



deze parameters beperkt is. Een nader onderzoek naar het mechanische gedrag van ligamenten zou voor het kniemodel belangrijke informatie kunnen opleveren.

- Menisci.

Uit de literatuur blijkt dat bij geringe uitwendige belasting de invloed van de menisci op het mechanisch gedrag beperkt is. Volgens Markolf [35] neemt de bewegingsmogelijkheid in voor-achterwaartse richting bij een kracht in voor-achterwaartse richting van 100N, na verwijdering van de menisci iets toe. Een en ander zou verklaard kunnen worden uit het feit dat de menisci zich bij deze hogere belasting als een soort wig gaan gedragen. Simulatie van deze mogelijke wigwerking zou kunnen plaatsvinden door de menisci vast met de tibia te verbinden waarbij de geometrie van de bovenzijde der menisci in de wiskundige beschrijving van het tibiale gewrichtsvlak wordt opgenomen.

b) t.a.v. het rekenprogramma KNIEMODEL.

Het stelsel vergelijkingen waarmee het mechanisch gedrag beschreven wordt, is in hoofdstuk 6 afgeleid. Gekozen werd voor een oplossingsproces waarbij een Newton - Raphson iteratieproces wordt toegepast om aan de contactkondities te voldoen en een minimaliseringsroutine om een evenwichtspositie te bepalen. Uit latere beschouwingen bleek dat het stelsel vergelijkingen vereenvoudigd kan worden en dat voor andere oplossingsprocessen gekozen zou kunnen worden, die naar verwachting een aanmerkelijke reductie van de rekentijd kunnen opleveren. De eis van een konstante uitwendig voorgeschreven belasting kan bij een dergelijke opzet vervallen. Een aanzet voor een dergelijke wijziging van het rekenprogramma wordt beschreven door Veldpaus [67].

Een andere wijziging van het rekenprogramma is mogelijk op het gebied van de uitvoer van de resultaten. Momenteel wordt namelijk gebruik gemaakt van plotter- en printeruitvoer. Inschakeling van een visual display kan vooral wat betreft toekomstige parameterstudies belangrijke voordelen bieden.

c) de toepasbaarheid van het model.

In 9.3 zullen enige onderwerpen worden aangegeven waarbij het model een zinvol hulpmiddel zou kunnen vormen. Voor een aantal onderwerpen is het model echter niet zondermeer te gebruiken. Een en ander wordt



veroorzaakt door het feit dat het model als invoer de drie-dimensionale geometrie van een gewricht vereist. In het huidige onderzoek werd deze opgemeten aan preparaten. Geometriemetingen aan een gewricht in vivo zijn met de huidige technieken niet mogelijk. Wellicht is het mogelijk uit röntgenfoto's toch voldoende informatie te halen om de belangrijkste geometrische parameters in het model voldoende nauwkeurig te bepalen. Een hierop toegespitst onderzoek, waarbij een groot aantal preparaten zowel mechanisch als m.b.v. röntgentechnieken opgemeten worden, waarbij gebruik gemaakt moet worden van statistische technieken en waarbij het kniemodel ingeschakeld kan worden om meer inzicht te verkrijgen in het belang van de verschillende geometrische parameters, verdient hoge prioriteit. Een wiskundige beschrijving van de gewrichtsvlakken waarbij de parameters eenvoudig fysisch te interpreteren zijn, zou daarbij een waardevol hulpmiddel zijn.

### 9.3. Toepassingen.

In het knieproject heeft de nadruk gelegen op de ontwikkeling van een mathematisch model. Gepoogd is, door een beperkt aantal parameter-varianties uit te voeren het inzicht in de functie van het kniegewricht en het belang van diverse structuren voor die functie, te vergroten. Uitgebreid meer systematisch opgezette parameterstudie zal dit inzicht ongetwijfeld vergroten. Hoewel het inzichtvergroten karakter van een model erg belangrijk is, zal er naar gestreefd moeten worden het model ook van direkter klinisch nut te laten zijn. Hierbij kan gedacht worden aan de volgende onderwerpen:

- Evaluatie van diagnosemethodieken voor band- en kapselletzels.

M.b.v. het model zouden verschillende diagnosemethodieken, die voor het beoordelen van band en kapselletzels gehanteerd worden, met elkaar vergeleken kunnen worden. Wellicht kunnen op basis van een dergelijke studie uitspraken gedaan worden over de waarde van een bepaalde methode en zouden criteria voor nieuwe diagnosetechnieken geformuleerd kunnen worden.

- Evaluatie van gewrichtsprothesen.

M.b.v. het model zouden verschillende, veel toegepaste gewrichtsprothesen op een aantal aspecten met elkaar vergeleken kunnen worden. Met name de invloed van een bepaalde prothese op de bewegingsmoge-

lijkheden (stabiliteit), optredende rekken in ligamenten en kapsel en ligging van de kontaktpunten zouden bestudeerd kunnen worden. Ook de invloed van de positionering van een prothese zou onderzocht kunnen worden. Als mogelijke resultaten van een dergelijk onderzoek kunnen genoemd worden:

- criteria voor de keuze uit de bestaande prothesen.
- criteria voor het ontwikkelen van nieuwe prothesen.
- criteria voor de positionering van prothesen in een gewricht.

- Ligamentrekonstrukties en ligamentplastieken.

De invloed van een bepaalde ligamentrekonstruktie of ligamentplastic op het mechanisch gedrag kan m.b.v. het model bestudeerd worden. Op basis van een dergelijk onderzoek zal allereerst een beter inzicht verkregen kunnen worden in het effect van dergelijke ingrepen. Daarnaast is te verwachten dat criteria geformuleerd kunnen worden waaraan dergelijke ingrepen moeten voldoen. Belangrijke aspecten hierbij zijn de keuze van het bevestigingspunt van de rekonstruktie of het plastic en de te stellen eisen aan het materiaalgedrag (elasticiteit) van ligamentplastieken.

- Berekening van de belasting in de diverse structuren van een gewricht. Uit bewegingsanalyse van activiteiten als lopen, springen, sport, etc. kunnen globale krachtgrootheden bepaald worden die op een gewricht werken (Morrison |39|). Wanneer deze krachtgrootheden als uitwendige belasting in het model worden voorgeschreven, kunnen inwendige krachtgrootheden (kontakt- en ligamentkrachten) bepaald worden. De optredende krachten in ligamenten kunnen belangrijke informatie verschaffen over sterkte eisen van ligamentplastieken. Wanneer belastinggrenzen van ligamenten bekend zijn kan het model een hulpmiddel bieden om meer inzicht te verkrijgen in letselmechanismen.

Uitgaande van de berekende kontaktkrachten, de geometrie van de gewrichtsvlakken en gegevens over het materiaalgedrag van bot en kraakbeen zou m.b.v. geavanceerde mechanika-gereedschappen (elementenmethode) onderzoek verricht kunnen worden naar de spanningstoestand in de gewrichtsvlakken.

#### 9.4. Generalisatie.

Het rekenprogramma KNIEMODEL is ontwikkeld voor een menselijk kniegewricht. In een aantal gevallen zal het rekenprogramma ook gebruikt kunnen worden voor de analyse van andere dan kniegewrichten. De voorwaarden waaraan een dergelijk gewricht moet voldoen luiden:

- het gewricht moet twee botdelen bevatten.
- het ene botdeel moet op twee plaatsen in contact zijn met het andere botdeel, waarbij elk botdeel twee gewrichtsvlakken bezit.
- het contact tussen de gewrichtsvlakken moet geschematiseerd kunnen worden tot puntkontakt.
- de gewrichtsvlakken moeten voorgesteld kunnen worden door polynomen van de vorm:  $z=f(x,y)$ .
- wanneer de beweging in een gewricht 2-dimensionaal is kan eveneens gebruik worden gemaakt van het rekenprogramma, ook als er slechts één gewrichtsvlak is.

Wanneer niet aan de bovenstaande voorwaarden voldaan wordt, is het rekenprogramma niet zondermeer toepasbaar. De in dit rapport beschreven aanpak kan in principe gegeneraliseerd worden waarbij de gewrichtsvlakken eventueel door andere wiskundige functies voorgesteld moeten worden.

Een zelfde weg zal gevolgd moeten worden als gewrichten met meer dan twee botdelen beschouwd worden. Daarvoor zal de formulering in het algemeen echter veel gekompliceerder zijn.

BIJLAGE A.

Subsidieaanvraag knieproject bij Z.W.O.

1. Algemene beschouwing.

Inzicht in de grootte en de richting van de krachten die met elkaar verbonden delen van het menselijk lichaam op elkaar uitoefenen is onmisbaar voor de interpretatie van mechanische fenomenen en het begrijpen van de konstruktie.

Wij vermelden enige voorbeelden:

- hulpmiddel bij het begrijpen van bewegingspatronen en eventuele afwijkingen daarvan
- verbanden tussen afwijkingen in het bewegingspatroon, de positie der elementen van het bewegingsapparaat en de optredende belasting
- het bepalen van de uitwendige belasting van onderdelen van het bewegingsapparaat om bijvoorbeeld in deze onderdelen gedetailleerde spanningen en deformatie te bepalen
- het aangeven van begrenzingen voor grootte en richting van spierkrachten
- het bepalen van de belasting van inwendige prothesen
- het beoordelen van het mechanisch effect van ingrepen
- het bepalen van spanningen en deformaties in de onderdelen

Indien bekend is hoe groot -globaal gezien- de krachten zijn die de verschillende onderdelen op elkaar uitoefenen, dan zal in het algemeen een meer verfijnde analyse nodig zijn om de lokaal optredende krachten en spanningen te bepalen.

Ten behoeve van een globale analyse kan het menselijk bewegingsapparaat opgevat worden als een groot aantal starre onderdelen. Deze onderdelen staan met elkaar in direkt kontakt, of zijn verbonden door middel van flexibele elementen (spieren, banden e.d.).

Op plaatsen waar de onderdelen direkt met elkaar in kontakt komen (de gewrichten b.v.) zal de geometrie, de aard van de uitwendige belasting en de globale materiaaleigenschappen van de kontakvlakken bepalend zijn voor de onderlinge bewegingen en de globale onderlinge krachtoverdracht.

Indien de globale krachtverdeling in het gehele bewegingsapparaat geanalyseerd zou worden, is het onder andere noodzakelijk te beschikken over goede modellen voor de verschillende gewrichten.

Allereerst zullen hulpmiddelen (modellen) gemaakt moeten worden, die de mogelijkheid bieden om realistische gegevens voor de gewrichten te introduceren en om de gewenste analyses uitte voeren. Voorlopig zullen nog

veel kwantitatieve gegevens ontbreken om realistische modellen voor de verschillende gewrichten te presenteren. Indien evenwel de mogelijkheden geschapen worden om de parameters iedere gewenste waarde toe te kennen, is een belangrijk gereedschap t.b.v. analyses van (onderdelen van) het bewegingsapparaat verkregen.

## 2. Methodiek.

### Modellen

Het analyseren van de beweging en de krachtwerking van met elkaar verbonden delen behoort tot het vakgebied der Technische Mechanika.

Het voorspellen van de krachtwerking in een gewricht is o.a. een moeilijk probleem omdat:

- de geometrieën ingewikkeld zijn
- de bepaling (meting) van de relevant geachte geometrische eigenschappen niet triviaal is
- de externe belasting van het gewricht vaak niet of slechts gedeeltelijk bekend is
- zeer veel verschillende standen van het gewricht beschouwd moeten worden
- de mechanische weefseleigenschappen moeilijk te beschrijven zijn

Methoden, gericht op het intensief inschakelen van digitale computers, hebben in de technische mechanica bewezen erg geschikt te zijn om in dergelijke situaties gebruikt te worden. Met deze numerieke modellen is het mogelijk het effect van parameter-wijzigingen (b.v. wijzigingen van de geometrieën, verondersteld materiaalgedrag en uitwendige belasting) relatief eenvoudig na te gaan. Hierdoor ontstaat o.a. de mogelijkheid om aan te geven welke parameters een grote en welke een relatief geringe invloed uitoefenen op de bewegingen en het krachtenspel in het gewricht. Eventueel experimenteel onderzoek om ontbrekende informatie aan te vullen kan daardoor gestuurd worden.

Het werken met dergelijke modellen heeft t.o.v. experimenteel onderzoek het grote voordeel dat zeer eenvoudig wijzigingen in de geometrie, de belasting en het materiaalgedrag kunnen worden gesimuleerd.

Het is duidelijk dat gestreefd moet worden naar een model, waarin elk bekend materiaal-gedrag (al of niet lineair elastisch, visco-elastisch, plastisch, inhomogeen, anistroop) beschreven kan worden. Eveneens moeten alle denkbare geometriën en externe belastingen in het model beschreven kunnen worden.

Primair wordt een numeriek analyse-gereedschap ontwikkeld met de fundamentele mogelijkheid om iedere gewenste geometrie, belastingsituatie en materiaalkarakterisering te introduceren en de effecten van parameterwijzigingen te onderzoeken.

#### Verifikatie-experimenten

Zoals reeds eerder gesteld wordt in het onderhavige onderzoek niet het punt van realistische modellen bereikt. Verifikatie-experimenten zijn dan ook binnen dit projekt niet noodzakelijk.

Het is evenwel een doelstelling van dit onderzoek om door middel van analyses met de numerieke modellen aanwijzigingen te verschaffen voor relevant experimenteel onderzoek en voor noodzakelijk verifikatie-experimenten.

De resultaten van het onderhavige onderzoek zijn derhalve sterk bepalend voor de definiëring van experimentele kondities. Op deze wijze zullen in elk geval -buiten het kader van dit projekt- experimenten worden gesteund van de afdeling Orthopaedie, K.U.N. (hoofd prof.dr. Th.J.G. van Rens) en de vakgroep Technische Mechanica, T.H.E.. Verwacht wordt dat ook met andere instituten op soortgelijke wijze nuttige samenwerkingsverbanden kunnen ontstaan.

#### 3. Konkretisering tot het kniegewricht.

De hiervoor geschetste doelstelling impliceert dat de te realiseren numerieke modellen ingezet kunnen worden bij alle gewrichten. Indien voor een zeer complex gewricht een hanteerbaar model op een systematische wijze gerealiseerd kan worden, mag verwacht worden dat andere gewrichten geen principiële moeilijkheden op zullen leveren. Op grond hiervan wordt het menselijk kniegewricht gekozen: in het licht van de relatieve bewegingen en het krachtenspel één van de zeer complexe verbindingen.

#### 4. Subsidie-aanvraag.

Voor een periode van 3½ jaar (1-6-1974 tot 31-12-1977) wordt een subsidie gevraagd ten behoeve van salaris en sociale lasten van een wetenschappelijk medewerker, gespecialiseerd in de technische mechanica en meer in het bijzonder in die delen van dit vakgebied, waarin modelvorming met behulp van een komputer een belangrijke plaats inneemt. Ervaring op



het gebied van de biomechanika is een voordeel in verband met de duur van de inwerkperiode.

Bovendien wordt een subsidie gevraagd voor ongeveer 15 binnenlandse werkbezoeken per jaar.

De overige kosten van dit onderzoek worden gedragen door de afdeling orthopaedie K.U.N. en de vakgroep Technische Mechanika T.H.E.. Het project vindt plaats in het kader van de werkgroep Biomechanika, vakgroep Technische Mechanika T.H.E.. Leden van deze vakgroep zijn: Prof.dr. Th.J.G. van Rens, drs. R. Sanders en dr. T.J. Sloof ir. H.W.J. Huiskes (afdeling orthopaedie K.U.N.), dr. H.M. Bertsen en dr. O.S. Ingwersen (orthopaedisch chirurg, Diaconessenziekenhuis, Eindh.), ir. H.W. Poort (K.U.N.), ir. W.A.M. Brekelmans, ir. P. van Heugten, prof.dr.ir. J.D. Janssen, S.D. Zorge (vakgroep Technische Mechanika T.H.E.) Voorzitter van deze werkgroep is prof.dr.ir. J.D. Janssen.

#### 5. Onderzoekprogramma.

1974:     ./.. Verzamelen van zoveel mogelijk relevante gegevens voor de modelkonstruktie.

          ./.. Ontwikkelen van een 2-dimensionaal model.

Hierin zijn de volgende elementen te onderscheiden:

- vastleggen van het vlak, waarin alle bewegingen en krachtwerkingen per definitie plaatsvinden
- kiezen en bepalen van relevante geometrische parameters
- mathematische beschrijving van het mechanisch weefsel gedrag
- literatuuronderzoek naar externe belastingen
- ontwikkelen van algoritmen om bij een 2-dimensionaal systeem van starre lichamen, die met elkaar contact maken en die uitwendig belast worden, de interne krachtwerking te bepalen.

1975:     ./.. Ontwikkelen van een 3-dimensionaal model voor de relatieve beweging en de krachtwerking.

1976     ./.. Systematisch onderzoek naar de invloed van de essentiële parameters m.b.v. 2- en 3-dimensionale modellen. Parameterwijzigingen.

          ./.. Criteria voor experimenten

1977       ./.. Aantonen van de generaliseerbaarheid van de modellen naar  
              andere gewrichten  
              ./.. Eindrapportage.

6. Publikatie van de resultaten.

Uit het onderzoek zal een academisch proefschrift kunnen voortkomen van de aan te trekken onderzoeker.

Hierin zal de beschrijving van de mogelijkheden, de realisatie en de intrinsieke evaluatie van de modellen voortkomen. Bovendien kan gerapporteerd worden over de resultaten van systematische variatie van parameters en over de mogelijkheden om dergelijke modellen voor andere gewrichten te ontwikkelen.

7. Onderzoeker, waarvoor subsidie wordt aangevraagd.

Verwacht wordt dat een geschikte onderzoeker voor dit projekt kan worden aangetrokken.

Eindhoven, 11 maart 1974..



BIJLAGE B.

Beknopte medische woordenlijst.

De betekenis van de meeste begrippen is ontleend aan Pinkhof |44|. Bij bewegingsbenoemingen dan wel bij richtingsaanduidingen wordt uitgegaan van de z.g. anatomische stand: romp en benen gestrekt; de armen zijn gestrekt langs het gestrekte lichaam met de handpalmen naar voren gekeerd en tenslotte voorwaarts gerichte ogen en voeten. Voor een toelichting op de termen die de ligging van een structuur in het lichaam aanduiden wordt verwezen naar fig.B.1.

abduktie	: zijwaartse beweging van een ledemaat of onderdeel daarvan van de middellijn van het lichaam af.
adduktie	: tegengestelde van abduktie
anterior	: aan de voorzijde van het lichaam gelegen (ook ventraal=buikzijde)
artikuleren	: een gewricht vormen met
arthrose	: aandoening van een gewricht, die niet berust op een ontsteking
bursa	: buidel, zak
collateraal	: zijdelings
condylus	: het bolle knokkelige uiteinde van een pijpbeen
distaal	: van de romp af gelegen (tegengesteld van proximaal)
dorsaal	: aan de achterzijde (rugzijde) gelegen (ook: posterior)
endorotatie	: binnenwaartse draaiing (zie ook 1.4)
epicondyl	: knobbel boven op de condyli van het opperarmbeen en het dijbeen
exorotatie	: buitenwaartse rotatie (zie ook 1.4)
extensie	: het strekken van een gewricht
femur	: dijbeen
fibula	: kuitbeen
flexie	: het buigen van een gewricht
frontaal	: een frontaal vlak verdeelt het lichaam in een voorste en in een achterste gedeelte
insertie	: aanhechting
intercondylair	: tussen beide condyli gelegen
lateraal	: zijdelings, verder van het medio-sagittale vlak gelegen

ligament	: gewrichtsband
mediaal	: dicht bij het medio-sagittale vlak gelegen
meniscectomie	: verwijdering van een meniscus
musculus	: spier
patella	: knieschijf
posterior	: aan de achterzijde van het lichaam gelegen (ook dorsaal= rugzijde)
proximaal	: naar de romp toe gelegen (tegengesteld van distaal)
sagittaal	: het sagittale vlak verdeelt het lichaam in een linker- en rechter gedeelte
synovia	: gewrichtsvloeistof
tibia	: scheenbeen
transversaal	: een transversaal vlak is loodrecht op de lengte-as van het lichaam gelegen.
varus	: naar binnen gebogen (genu-varum = o-been)
valgus	: naar buiten gebogen (genu-valgum = x-been)
ventraal	: aan de voorzijde (buikzijde) van het lichaam gelegen (ook anterior)

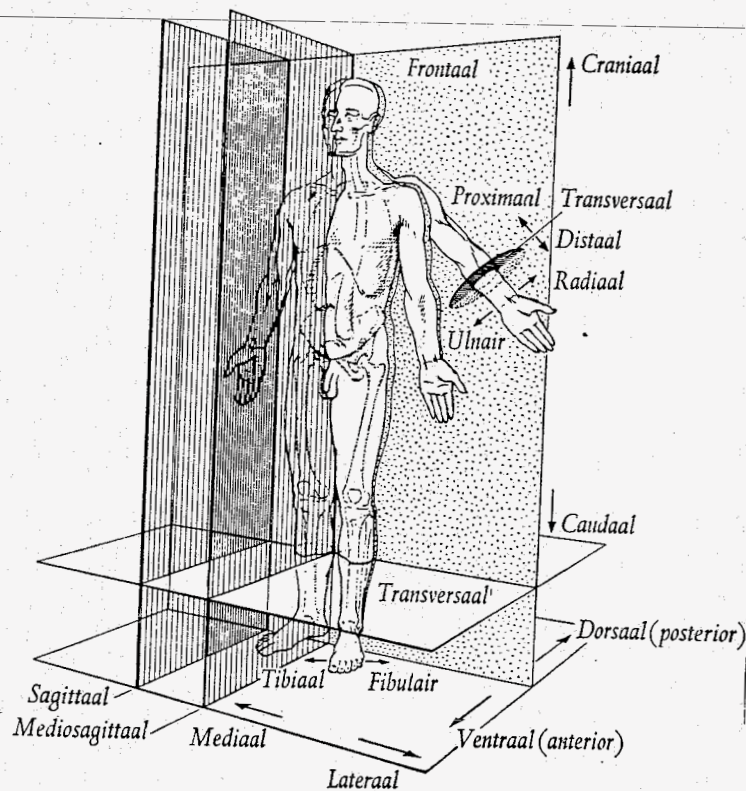


Fig.B.1. Anatomische terminologie uit: Lohman |34|.

BIJLAGE C.

Een beknopte anatomische beschrijving van het menselijk kniegewricht.

In deze bijlage wordt een korte beschrijving gegeven van de anatomie van het menselijk kniegewricht. Voor uitgebreide informatie wordt verwezen naar anatomische handboeken (|30|, |34|, |61|).

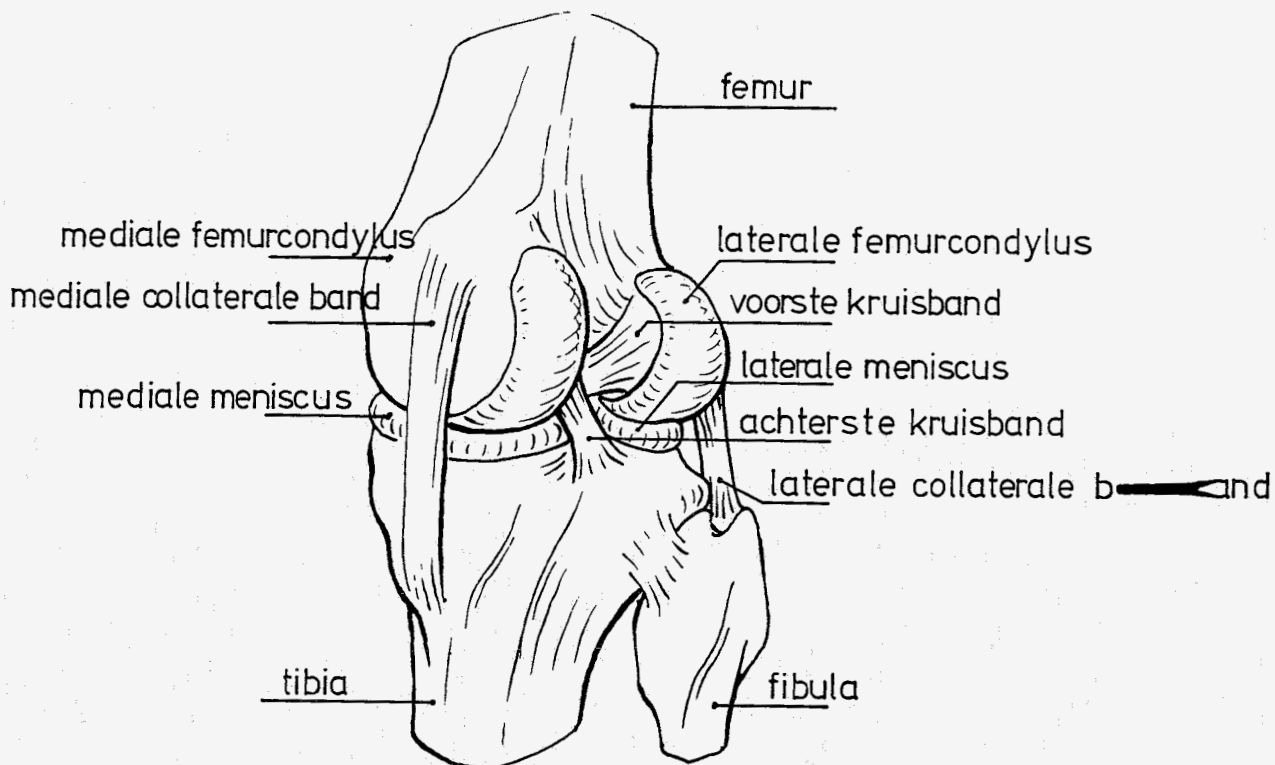
Een gewricht is de verbinding tussen twee of meer beenderen. Meestal onderscheidt men in het menselijk lichaam drie gewrichtstypen:

- gewrichten waarbij de botdelen door bindweefsel verbonden zijn (b.v. tand in tandkas, fibula met tibia).
- gewrichten waarbij de verbinding uit kraakbeen bestaat (b.v. ribben met het borstbeen).
- synoviaalgewrichten

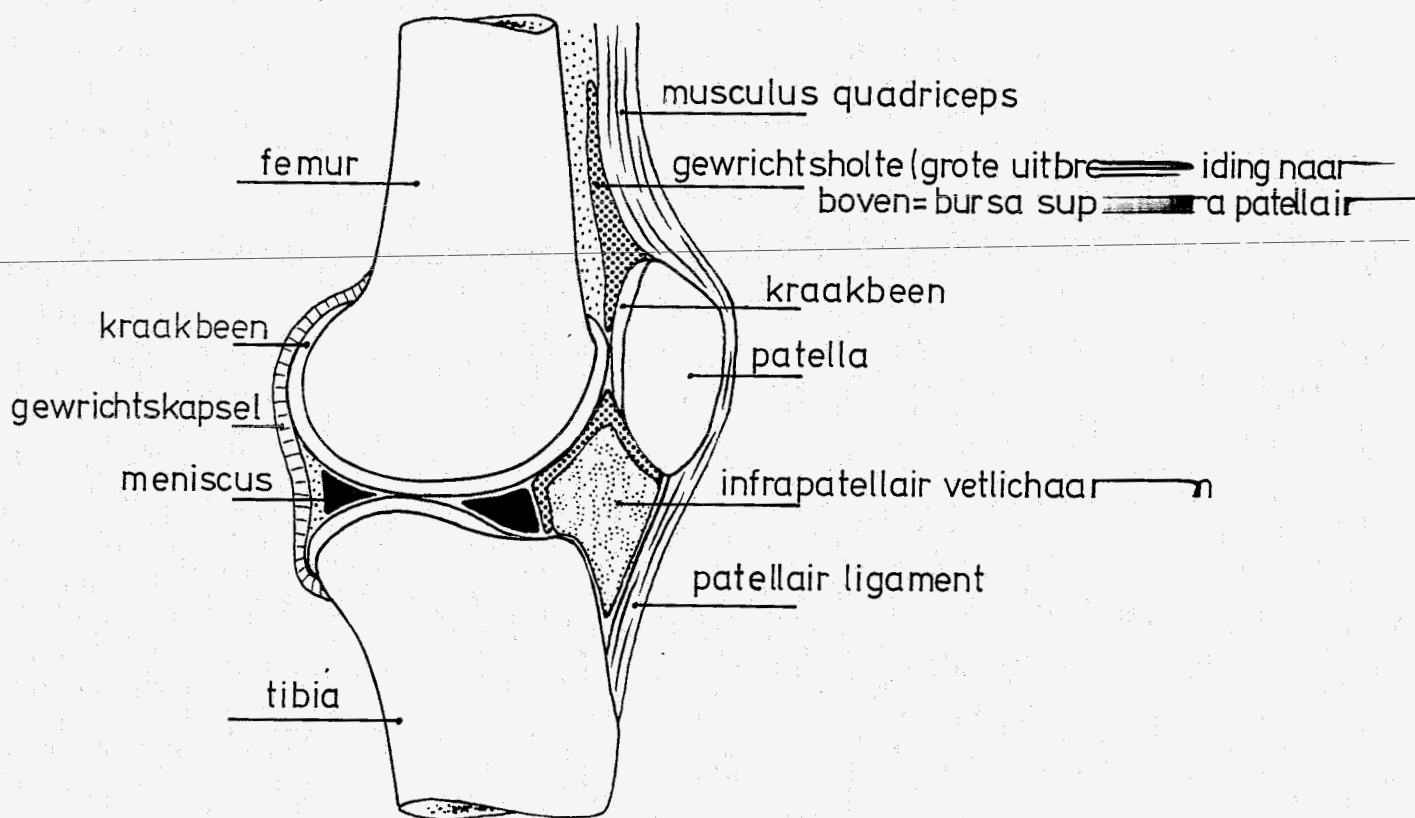
Het belangrijkste kenmerk van een synoviaal gewricht is de aanwezigheid van een gewrichtsholte die gevuld is met synovia, een door de synoviale membraan geproduceerde vloeistof met smerende eigenschappen. De holte wordt omsloten door een gewrichtskapsel. De beweeglijkheid van vele synoviaalgewrichten is in tegenstelling tot de andere gewrichtstypen groot.

Het kniegewricht (fig.C.1) is het grootste synoviaalgewricht in het menselijk lichaam. Zowel wat bouw als ook wat functie betreft is het een van de gekompliceerste gewrichten. Drie beenderen maken in het kniegewricht contact met elkaar: het femur (dijbeen), de tibia (scheenbeen) en de patella (knieschijf). De fibula (kuitbeen) is wel opgenomen in een deel van het bandapparaat maar maakt geen articulerend contact met femur of patella. De patella is een botstructuur gevormd in de pees van de m. quadriceps femoris (grote trekspieren op het dijbeen). Via deze pees worden de krachten van de musculus quadriceps overgebracht naar de tibia. De patella vormt een draagoppervlak tussen de pees en het ventrale (voorst) gedeelte van het femur: het patella-femorale gewricht. Het femur vormt met de tibia het femoro-tibiale gewricht.

De met kraakbeen beklede delen van een bot die een glijdend of rollend contact kunnen maken met een soortgelijk deeloppervlak van een ander bot worden gewrichtsvlakken genoemd. In totaal kunnen er in het kniegewricht zes met kraakbeen beklede gewrichtsvlakken onderscheiden worden, namelijk twee gewrichtsvlakken in het patello-femorale gewricht en vier gewrichtsvlakken in het femoro-tibiale gewricht. Het gewrichtsvlak van de laterale femorale condylus articuleert met het gewrichtsvlak van de la-



binnen-achteraanzicht van een rechter kniegewricht



sagittale doorsnede

Fig.C.1. Het menselijk kniegewricht.

terale tibiale condylus. Hetzelfde geldt voor de mediale zijde van het gewricht. In het femoro-tibiale gewricht kan dus op twee plaatsen directe krachtdoorleiding tussen de botten plaatsvinden. De krommingen van elk der vlakkenparen verschillen dusdanig dat er slechts een beperkt contact tussen beide vlakken is. De overblijvende ruimte tussen beide vlakken wordt opgevuld door de menisci, twee halve maanvormige, uit een vezelige soort kraakbeen bestaande deformaabeerbare structuren. De uiteinden van de menisci zijn aan de tibia bevestigd, terwijl ze bovendien ventraal door middel van een ligament met elkaar verbonden zijn.

Femur en tibia zijn met elkaar verbonden door het gewrichtskapsel en het bandsysteem. Het kapsel met het bandsysteem is zeer complex gebouwd. Van een aantal elementen uit dit systeem kan aangenomen worden dat ze in mechanisch opzicht erg belangrijk zijn. Genoemd kunnen worden de beide kruisbanden en de beide collaterale banden. De voorste kruisband (ligamentum cruciatum anterius) heeft zijn tibiale insertie intercondylair aan de vóórzijde boven op het plateau en zijn femorale insertie achter aan de mediale zijde van de laterale condylus. De achterste kruisband (ligamentum cruciatum posterius) heeft zijn tibiale insertie intercondylair aan de achterzijde aan de plateaurand en zijn femorale insertie aan de laterale zijde van de mediale condylus. Het laterale collaterale ligament (ligamentum collaterale fibulare) verbindt de laterale epicondyl van het femur met de kop van de fibula. Dit ligament, dat in tegenstelling met het mediale collaterale ligament veelal beschreven wordt als rond van vorm, ligt buiten het gewrichtskapsel. Het mediale collaterale ligament (ligamentum collaterale tibiale) wordt beschreven als een brede uit twee lagen bestaande platte band die aan de achterzijde één geheel vormt met het kapsel. Het ligament verbindt de mediale zijde van het femur met de mediale zijde van de tibia. Het vrij dunne gewrichtskapsel is bevestigd langs de randen van de gewrichtsvlakken van femur, tibia en patella.

BIJLAGE D.

Enkele algemene gegevens van knie 1.

Knie 1 is een linker kniegewricht van een 55 jaar oude man.

Fixatie geschiedde intravasculair met een mengsel van fenol, formaline choralhydraat, glycerine en alcohol. Het gewricht werd bewaard in een 3%-fenol oplossing.

De geometriebepaling is verricht op 3 juni 1976 in het anatomisch laboratorium te Leiden. Voor meer informatie over de geometriebepaling van knie 1 wordt verwezen naar Wismans |75|.



- |1| Bartel, D.L. Marshall, J.L. Schiek, R.A. Wang, J.B.: Surgical repositioning of the medial collateral ligament. J. of Bone and Joint Surgery 59-A (1977) p.107-116.
- |2| Beyer, R.: Technische Raumkinematik. Springer Verlag, Göttingen. Heidelberg. (1963).
- |3| Brantigan, O.C. Voshell, M.D.: The mechanics of the ligaments and menisci of the knee-joint. J. of Bone and Joint Surgery 23(1941) p.44-66.
- |4| Braune, W. Fischer, O.: Die bewegungen des Kniegelenks, etc, Abh. Sächs. Akad. Wiss. Math. Physik kl 17(1891) p.75-150.
- |5| Brekelmans, W.A.M. Poort, H.W. Slooff, T.J.J.H.: A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta Orthop. Scand. 43(1972) p.301-315.
- |6| Crisp, J.D.C.: Properties of tendon and skin. Biomechanics: its foundations and objectives. Prentice-Hall N.J. (1972) p.141-177.
- |7| Crowninshield, R. Pope, M.H. Johnson, R. Miller, R.: The impedance of the human knee. J. of biomechanics 9(1976) p.529-335.
- |8| Crowninshield, R. Pope, M.H. Johnson, R.J.: An analytical model of the knee. J. of biomechanics 9(1976) p.397-405.

---

- |9| Dinnar, U.: Two-porous-layers lubrication in human synovial joints. Annals of Biomedical Engineering 4(1976) p.91-107.
- |10| Edwards, R.G. Lafferty, J.F. Lange, K.O.: Ligament strain in the human knee-joint. J. of Basic Engineering (1977) p.131-136.
- |11| Erkman, M.J. Walker, P.S.: A study of knee geometry applied to the design of condylar prostheses. Biomedical Engineering (1974) p.14-17.
- |12| Fischer, O.: Der Gang der Menschen, II-VI Teil. Abhandl. Sächs. Akad. Wiss. Math. Physik kl 28 (1899...).
- |13| Freudenstein, F. Woo, L.S.: Kinematics of the knee-joint. Bulletin of Mathematica Biophysics 31 (1969) p.215-232.
- |14| Frisen, M. Mägi, M. Sonnerup, L. Viidik, A.: Rheological analysis of soft collagenous tissue. J. of Biomechanics. 2(1969) p.13-28.
- |15| Fung, Y.C.B.: Stress-strain history relations of tissues in simple elongation. Biomechanics: its foundations and objectives, Prentice-Hall N.J. (1972) p.181-208.

- |16 | Furman, W. Marshall, J.L. Girgis, F.G.: The anterior cruciate ligament. J. of Bone and Joint Surgery 58-A (1976) p.179-185.
- |17 | Gellert, W. e.a.: Kleine Enzyklopädie Mathematik. V.E.B. Bibliographisches Institut Leipzig (1974) p.556.
- |18 | Girgis, F.G. Marshall, J.L. Monajem, A.R.S.: The cruciate ligaments of the knee-joint. Clinical Orthopaedics and Related Research 106 (1975) p.216-231.
- |19 | Hallen, L.G. Lindahl, O.: The screw-home movement in the knee-joint. Acta Orthop. Scandinav. 37(1966) p.97-106.
- |20 | v.Heugten, P.C.M.: Onderzoek naar de mechanische eigenschappen van delen van het menselijk lichaam in het bijzonder femora. Rapport vakgroep Technische Mechanika, Afd. Werktuigbouwk. Technische Hogeschool Eindhoven, WE 76-06 (1976)
- |21 | Hsieh, H.H. Walker, P.S.: Stabilizing mechanism of the loaded and unloaded knee-joint. J. of Bone and Joint Surgery 58-A (1976) p.87-93.
- |22 | Huson, A.: Biomechanische Probleme des Kniegelenks. Orthopäde 3 (1974) p.119-126.
- |23 | Jakobsen, K.: Stress radiographical measurement of the anteroposterior, medial and lateral stability of the knee-joint. Acta Orthop. Scand. 47(1976) p.335-344.
- |24 | Kennedy, J.C. Hawkins, R.J. Willes, R.B. Danylchuk, K.D.: Tension studies of human knee-joint ligaments. J. of Bone and Joint Surgery 58-A(1976) p.350-355.
- |25 | Kettelkamp, D.B. Chau, E.Y.: A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing. Clinical Orthopaedics and Related Research 83 (1972) p.202-213.
- |26 | Kettelkamp, D.B. Jacobs, A.W.: Tibiofemoral Contact Area-Determination and Implications J. of Bone and Joint Surgery 54-A (1972) p.349-356.
- |27 | Kinzel, G.L. Hatt, A.S. Hilbery, B.M.: Measurement of the total motion between two body segments - I Analytical development. J. of Biomechanics 5 (1972) p.283-293.
- |28 | Knese, K.: Kinematik des Kniegelenkes, Gelenkstudien III. Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte. 115(1950) p.287-322.
- |29 | Krause, W.R. Pope, M.H. Johnson, R.J. Wilder, D.G.: Mechanical changes in the knee after Meniscectomy. J. of Bone and Joint Surgery 58-A(1976) p.599-603.



- [30] Lang, J. Wachsmuth, W.: Praktische Anatomie, Bein und Statik. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1972)
- [31] Lembo, R. Girgis, F.G. Marshall, J.L. Bartel, D.L.: The antero-medial band (AMB) of the anterior cruciate ligament (ACL)-A linear mathematical analysis. Anatomical Record 181(1975) p.409.
- [32] Levens, A.S. Verne, T.I. Blosser, J.A.: Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. J. of Bone and Surgery 30-A(1948) p.859-872.
- [33] Lint, J.A.: Rotatie in het kniegewricht. 110<sup>e</sup> Anatomendag 1977, Acta Morphol. Neerlandica Skand (in press.)
- [34] Lohman, A.H.M.: Vorm en beweging. A. Oosthoek's Uitgevers maatschappij N.V. Utrecht (1972).
- [35] Markolf, K.L. Mensch, J.S. Amstutz, H.C.: Stiffness and laxity of the knee. The contributions of the supporting structures. J. of Bone and Joint Surgery 58-A(1976) p.583-593.
- [36] Menschik, A.: Mechanik des Kniegelenkes, 1<sup>e</sup> Teil. Z. Orthop. 112 (1974) p.481-495.
- [37] Menschik, A.: Mechanik des Kniegelenkes, 3<sup>e</sup> Teil. F. Sailer 1090 Wien Porzellangasse 43 (1974).
- [38] Meyer, H.: Die Mechanik des Kniegelenkes. Archiv für Anatomie, Physiologie und Wissenschaftliche Medizin. Dr. Johannus Müller, Berlin Verlag von veit et comp (1853).
- [39] Morrison, J.B.: The forces transmitted by the human knee-joint during activity. Thesis presented for the degree of doctor of philosophy of the University of Strathclyde (1967).  
Morrison, J.B.: Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee-joint. Biomechanical Engineering (1968) p.164-170.  
Morrison, J.B.: Function of the knee-joint in various activities Biomedical Engineering (1969) p.573-580.  
Morrison, J.B.: The mechanics of the knee-joint in relation to normal walking. J. of Biomechanics 3(1970) p.51-61.
- [40] Mow, C. Lai, W.M. Redler, I.: Some surface characteristics of articular cartilage - I, A scanning electron microscopy study and a theoretical model for the dynamic interaction of synovial fluid and articular cartilage. J. Biomechanics 7(1974) p.449-456.

- [41] Nietert, M.: Das Kniegelenk der Menschen als biomechanisches Problem. Biomedizische Technik 22 (1977) p.13-21.
- [42] Noyes, F.R. Grood, E.S.: The strength of the anterior cruciate ligament in human and rhesus monkeys. J. of Bone and Joint Surgery 58-A (1976) p.1074-1082.
- [43] Perry, J. Antonelli, D. Ford, W.: Analysis of knee-joint forces during flexed knee stance. J. of Bone and Joint Surgery 57-A (1975) p.961-967.
- [44] Pinkhof, H.: Vertalend en verklarend woordenboek van uitheemse en geneeskundige termen. Haarlem. De Erven F. Bohn N.V. (1949).
- [45] Piziali, R.L. Rastegar, J.C.: Measurement of the nonlinear coupled stiffness characteristics of human knee. J. Biomechanics 10 (1977) p.45-51.
- [46] Pope, M.H. Crowninshield R. Miller, R. Johnson, R.: The static and dynamic behaviour of the knee in vivo. J. Biomechanics 9 (1976) p.449-452.
- [47] Radin, E.L. Paul, I.L.: A consolidated concept of joint lubrication. J. of Bone and Joint Surgery 54-A (1972) p.607-616.
- [48] v. Rens, Th.J.G. Huiskes, R.: De operatieve behandeling van gonarthrosis. Ned. T. Geneesk. 120 nr. 31 (1976).
- 
- [49] Rydell, N.: Forces acting on the femoral head prosthesis. Thesis, Edited by A.B. Tryckeri, Liotyp. Gotenburg (1966).
- [50] Schuster, R. Diettrich, H. Bernhardt, J. Hildebrandt, J. Knöch, H.: Ergebnisse bei 300 Menisketomien im Zeitraum von 1964 bis 1971. Zentralblatt für Chirurgie 4 (1975) p.222-225.
- [51] Seedhom, B.B. Terayama, K.: Knee forces during the activity of getting out of a chair with an without the aid of arms. Biomedical Engineering (1976) p.278-282
- [52] Seedhom, B.B. Dowson, D. Wright, V. Longton, E.B.: A technique for the study of geometry and contact in normal and artificial knee joints. Wear 20 (1972) p.189-199.
- [53] Seedhom, B.B. Longton, E.B. Wright, V. Dowson, V.: Dimensions of the knee. Ann. rheum. Diss. 31 (1972) p.54-58.
- [54] Seedhom, B.B. Dowson, D. Wright, V.: The load-bearing function of the menisci: a preliminary study. The knee Joint, Proceedings of the International Congress Rotterdam, Excerpta Medica, Rotterdam (1974) p.37-42.

- [55] Selvik, G.: A roentgen stereophotogrammetric study of the kinematics of the skeletal system. Thesis, Universiteit Lund Zweden (1974).
- [56] Shaw, J.A. Eng, M. Murray, D.G.: The longitudinal axis of the knee and the role of the cruciate ligaments in controlling transverse rotation. J. of Bone and Joint Surgery 56-A (1974) p.1603-1609.
- [57] Slavenburg, A.: Modelvorming van gewrichtsbanden. Afstudeerverslag vakgroep Technische Mechanika, afd. Werktuigbouwkunde. Technische Hogeschool Eindhoven (1976).
- [58] Sluiter, M.: Minimize, een procedure voor het minimaliseren van een functie van n onbekenden onder een set van (on)-gelijkheidsrestricties. Rapport vakgroep Technische Mechanika afd. Werktuigbouwkunde, Technische Hogeschool Eindhoven. WE 75-09 (1975)
- [59] Sluiter, M.: Hyva, een procedure voor het vinden van een volledig aanpassingspolynoom in twee variabelen in de zin van de kleinste kwadraten. Memo vakgroep Technische Mechanika afd. Werktuigbouwkunde Technische Hogeschool Eindhoven, TM 75.161 (1975).
- [60] Smidt, G.L.: Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J. Biomechanics 6(1973) p.79-92.
- [61] Steindler, A.: Kinesiology (of the human body) Charles C. Thomas Publisher Springfield (Illinois) U.S.A. (1955).
- [62] Strasser, H.: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik III. Band. Berlin, Verlag von Julius Springer (1917).
- [63] Townsend, H.A. Izak, M. Jackson, R.W.: Total motion knee goniometry J. Biomechanics 10(1977) p.183-193.
- [64] Trent, P.S. Walker, P.S. Wolf, B.: Ligament length patterns, strength and rotational axis of the knee-joint. Clinical Orthopaedics 117 p.263-270.
- [65] Veldpaus, F.E.: Bepaling schroevingslijnen e.d. bij gegeven transformatie. Memo vakgroep Technische Mechanika afd. Werktuigbouwkunde Technische Hogeschool Eindhoven FEV 770313 (1977)
- [66] Veldpaus, F.E.: Vastleggen van de positie van femur t.o.v. tibia. Memo vakgroep Technische Mechanika afd. Werktuigbouwkunde. Technische Hogeschool Eindhoven. FEV 770202 (1977).
- [67] Veldpaus, F.E.: Uitwerking van het mathematisch model van een kniegewricht. Memo vakgroep Technische Mechanika. afd. Werktuigbouwkunde Technische Hogeschool Eindhoven. FEV 770215 (1977).

- [68] Walker, P.S. Erkman, M.J.: The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clinical Orthopaedics and related research* 109(1975) p.184-191.
- [69] Walker, P.S. Hajek, J.V.: The load-bearing area in the knee-joint. *J. Biomechanics* 5(1972) p.581-589.
- [70] Wang, C.J. Walker, P.S.: The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *J. Biomechanics* 6(1973) 587-596.
- [71] Wang, C.J. Walker, P.S.: Rotatory laxity of the human knee-joint. *J. of Bone and Joint Surgery* 56-A(1974) p.161-170.
- [72] Warren, L.F. Marshall, J.L. Girgis, F.: The prime static stabilizer of the medial side of the knee. *J. of Bone and Joint Surgery* 56-A (1974) p.665-674.
- [73] Weber, W. Weber, E.: *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. Göttingen in der Dieterichschen Buchhandlung (1836).
- [74] Wismans, J.S.H.M.: Modelvorming van een menselijk kniegewricht. Rapport, vakgroep Technische Mechanica, afd. Werktuigbouwkunde Technische Hogeschool Eindhoven. WE 76-07 (1976).
- [75] Wismans, J.S.H.M. Struben P.J.: De drie-dimensionale geometrie van een menselijk kniegewricht. Rapport vakgroep Technische Mechanica afd. Werktuigbouwkunde. Technische Hogeschool Eindhoven WE 77-01 (1977)
- [76] Wismans, J.S.H.M.: Rekengrogramma Kniemodel. Memo vakgroep Technische Mechanica, afd. Werktuigbouwkunde. Technische Hogeschool Eindhoven JW 070977 (1977).
- [77] Wismans, J.S.H.M.: Overzicht van de parameterstudies aan knie 1 en knie 2. Memo vakgroep Technische Mechanica, afd. Werktuigbouwkunde Technische Hogeschool Eindhoven. JW 040278 (1978)
- [78] Zuppinger, H.: *Die aktive flexion im unbelasten Kniegelenk*. Wiesbaden Verlag von J.F. Bergmann (1904).

Niet op alfabetische volgorde:

- [79] Huiskes, R. v.Heugten, P.C.M. Slooff, T.J.J.H.: Experimental Stress Analysis of a Femur with Orthopaedic Implants. 6th Int. Congress of Biomechanics, Copenhagen, Denmark. July 11th-14th, 1977. in: P. Komi (ed.), *Biomechanics VI, Int. Series on Biomechanics*. Univ. Park Press, Baltimore, USA.

- |80| Huiskes, R. Elangovan, P.T. Banens, J.P.A. Slooff, T.J.J.H.: Finite Element Computer Methods for Design and Fixation Problems of Orthopaedic Implants, 6th Int. Congress of Biomechanics, Copenhagen, Denmark July 11th-14th, 1977.  
P. Komi (ed.), 1978; Biomechanics VI, Int. Series on Biomechanics; Univ. Park Press. Pennsylvania, USA.
- |81| v.Dijk, R. Selvik, G. Huiskes, R.: Roentgenstereophotogrammetric methods for the evaluation of the three-dimensional kinematic behaviour and cruciate length patterns of the human knee-joint.  
Technical note, to be published in: J. Biomechanics.