

EEM simulatie van een axisymetrisch fysisch model van het tibio-femorale contact

Citation for published version (APA):

Hart, de, J. (1995). *EEM simulatie van een axisymetrisch fysisch model van het tibio-femorale contact*. (DCT rapporten; Vol. 1995.039). Technische Universiteit Eindhoven.

Document status and date:

Gepubliceerd: 01/01/1995

Document Version:

Uitgevers PDF, ook bekend als Version of Record

Please check the document version of this publication:

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

[Link to publication](#)

General rights

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

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

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

www.tue.nl/taverne

Take down policy

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

openaccess@tue.nl

providing details and we will investigate your claim.

STAGE-RAPPORT:

**EEM SIMULATIE VAN EEN AXI-
SYMMETRISCH FYSISCH MODEL
VAN HET TIBIO-FEMORALE
CONTACT**

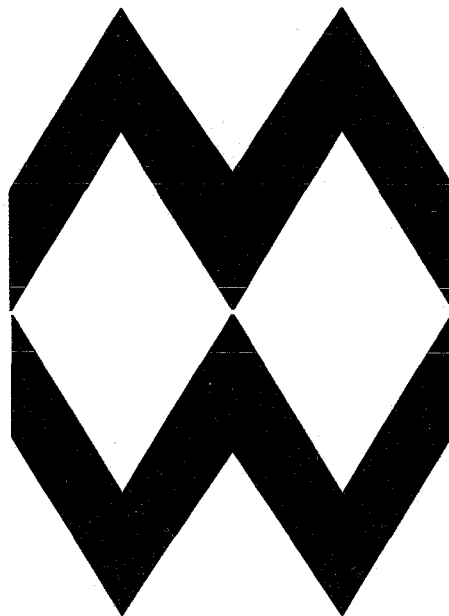
W.F.W.-Rapport nr. 95.039, door Jürgen de Hart.

Vakgroep Fundamentele Werktuigkunde
Stage-Rapport 95.039
Jürgen de Hart, id.: 352524
Begeleiders: Peter Schaap, Fons Sauren
Technische Universiteit Eindhoven
Maart 1995

EEN SIMULATIE VAN EEN AXISYMMETRISCH FYSISCH MODEL VAN HET TIBIO-FEMORALE CONTACT

W.F.W.-Rapport 95.039

Jürgen de Hart, 30-03-'95



Jürgen de Hart,
id.: 352524

Begeleiders: Peter Schaap
Fons Sauren

INHOUD

Samenvatting	1
1. Inleiding	2
2. EEM-model voor het tibio-femorale contact	3
2.1 Inleiding	3
2.2 Beschrijving EEM-model	4
2.2.1 Geometrische eigenschappen	4
2.2.2 Materiaaleigenschappen	5
2.2.3 Randvoorwaarden en belasting	6
2.2.4 Implementatie binnen MARC	7
3. Resultaten van het EEM-model	9
3.1 Inleiding	9
3.2 Resultaten ongevarieerde materiaalparameters	9
3.2.1 Wrijvingsloze situatie	9
3.2.2 Situatie met zeer grote wrijving	10
3.2.3 Vergelijking van beide situaties	11
3.3 Variatie van materiaalconstanten C_{10} en C_{01}	13
3.3.1 20% verhoging resp. verlaging van materiaalconstanten	13
4. Validatie van het fysische model	14
4.1 Inleiding	14
4.2 De experimentele studie	14
4.3 Vergelijking van de resultaten	16
5. Conclusies en aanbevelingen	17
5.1 Inleiding	17
5.2 Conclusies	17
5.3 Aanbevelingen	18
Literatuur	20
Appendix A	A1

SAMENVATTING

In het kader van het project "3-D modellering van het kniegewricht" is een opdracht uitgevoerd, waarin een numeriek model voor het tibio-femorale contact wordt vergeleken met een overeenkomstig fysisch model op grond van gemeten en berekende verplaatsingen. Dit fysische model is een aanzet tot de ontwikkeling van meer complexe fysische modellen voor het tibio-femorale contact. In een later stadium worden deze complexe fysische modellen gebruikt om de waarde te schatten van numerieke simulaties.

Een experimentele studie is gedaan door Albert Wijnja aan een opstelling voor het tibio-femorale contact, waarin gebruik is gemaakt van een axisymmetrisch referentie model dat eerder door Schreppers [1] is opgesteld. De experimentele opstelling bestond uit drie componenten: femur, tibia en meniscus. Het tibia en de meniscus zijn vervaardigd uit hetzelfde rubberachtige materiaal en het femur is gemaakt van messing. Het materiaalgedrag van de meniscus en tibia component werd verondersteld incompressibel homogeen isotroop te zijn met niet-lineair elastische eigenschappen. De femur component vertoonde lineair elastische homogeen isotrope eigenschappen met een stijfheid, die veel groter is dan de stijfheid van de meniscus en tibia component.

Dit fysische model is in dit onderzoek numeriek gesimuleerd door het te implementeren in het EEM-pakket MARC. Hierbij zijn de geometrische en fysische condities tijdens de experimenten zo goed mogelijk numeriek gemodelleerd. De wrijving in het fysische model is onbekend en er zijn dan ook twee wrijvingssituaties voor numerieke simulaties bekeken nl.: een wrijvingsloze situatie en een situatie, waarin relatieve beweging van de contactoppervlakten t.o.v. elkaar niet mogelijk is. Onder gelijke belasting met het fysische model is de respons van het numerieke model bekeken in termen van deformatie van de verschillende lichamen en krachtdoorleiding binnen de lichamen. Er is een kleine materiaalparameter variatie gedaan voor de tibia en meniscus component om enig inzicht te krijgen in de invloed van de veronderstelde materiaalparameters op berekende verplaatsingen. De numerieke respons in termen van berekende verplaatsingen is vergeleken met de experimentele verplaatsingen gemeten op identieke posities in beide modellen.

De fysische verplaatsingsresultaten blijken in alle opzichten de numerieke verplaatsingsresultaten te overtreffen. Fysische verplaatsingsresultaten zijn zelfs groter dan numerieke resultaten in een wrijvingsloze situatie. De materiaalparameter variatie voor de tibia en meniscus component levert geen noemenswaardig beter resultaat m.b.t. de waarde van het numerieke model. Enkele aanpassingen moeten worden gedaan. Met name het materiaalgedrag van de verschillende componenten zou beter moeten worden geanalyseerd. Om de waarde van de numerieke simulatie te verhogen zou ook gekeken moeten worden naar een voor het fysische model andere karakteristieke grootte, nl. de optredende reactiekrachten in het contact.

1. INLEIDING

De laatste tijd wordt erg veel onderzoek gedaan naar het functioneren van het menselijk kniegewricht in verschillende belastingsituaties. Door de complexe geometrieën en de verschillende materiaaleigenschappen van de onderdelen vergt dit enorm veel tijd. De ontwikkeling van numerieke modellen is een grote vooruitgang binnen dit onderzoek. Door numerieke studies, waarvan resultaten vergeleken worden met experimenten wordt een verbeterd begrip verkregen van de krachtdoorleiding. Met name de krachtdoorleiding via het contact tussen tibia en femur wordt nu aan de TUE op deze manier bestudeerd.

Het tibio-femorale gewricht, is een belangrijk mechanisch systeem met betrekking tot krachtdoorleiding. Het gewricht bestaat uit een aantal componenten met elk hun eigen karakteristieke eigenschappen. Binnen dit gewricht kunnen twee verschillende bewegingspatronen worden gecombineerd: buigen/strekken en in gebogen stand te combineren met exo-/endorotatie van het onderbeen. Bewegingen van het onderbeen t.o.v. het bovenbeen zijn in feite bewegingen van het tibia t.o.v. het femur. Kruisbanden, ligamenten, spieren en pezen ondersteunen de mechanische functie van het gewricht. De wat hardere en stijvere botuiteinden van het tibia en femur worden bedekt met kraakbeenlagen. Deze kraakbeenlagen en de menisci worden verondersteld te zorgen voor een zo homogeen mogelijke spanningsverdeling in het contact en gecombineerd met synoviale vloeistof voor een goed gesmeerd dynamisch systeem.

Het onderzoek, dat binnen de TUE plaatsvindt, is in mindere mate gericht op de bewegingen van dit gecompliceerd gebouwde scharnier, maar richt zich vooral op de krachtdoorleiding binnen het gewricht. Dit fenomeen is bestudeerd door het analyseren van de interactie tussen femur, tibia en meniscus gedurende een opgelegde belasting. Deze drie componenten zijn de belangrijkste componenten in het tibio-femorale gewricht m.b.t. krachtdoorleiding door contact. Schreppers [1] ontwikkelde een referentiemodel van het tibio-femorale gewricht met uitsluitend deze componenten. Dit eenvoudige model werd m.b.v. de eindige elementen methode ontwikkeld binnen het pakket DIANA. Naar aanleiding van het numerieke model zijn metingen verricht aan een experimentele opstelling van het tibio-femorale gewricht. In dit fysische model zijn dezelfde componenten verwerkt als in het numerieke model van Schreppers [1].

Het doel van deze stage-opdracht is het vergelijken van het fysische model met een binnen het EEM-pakket MARC geïmplementeerd overeenkomstig model. Hierbij zal worden beschouwd hoe binnen dit pakket zowel contactproblemen in het algemeen als in fysisch en geometrisch niet-lineaire situaties worden behandeld. Daar in de experimentele situatie gewerkt wordt met relatief grote verplaatsingen en niet-lineaire materiaaleigenschappen, moet gebruik worden gemaakt van niet-lineaire elementen. Gecombineerd met contact tussen drie lichamen voor verschillende randvoorwaarden zullen algoritmen worden gebruikt, die binnen MARC een oplossing geven. De respons van het model als resultaat van een opgelegde belasting wordt geanalyseerd en vergeleken met de respons van de experimentele situatie. De numerieke resultaten worden gegeven in termen van deformatie van het gehele model en de krachtdoorleiding in het model. Validatie van het fysische model vindt in dit geval plaats op grond van de gemeten en berekende verplaatsingen van de verschillende componenten. In principe worden standaard MARC contactalgoritmen gebruikt voor het oplossen van contactproblemen (zie appendix A).

Het numerieke model voor dit probleem met zijn geometrische eigenschappen en materiaalparameters wordt beschreven in hoofdstuk 2. Hierin wordt ook behandeld hoe dit model binnen een EEM-pakket als MARC opgenomen kan worden. Numerieke resultaten worden besproken in hoofdstuk 3 voor twee extreme wrijvingssituaties. Een kleine materiaalparametervariatie wordt gedaan voor de siliconenrubber componenten van het numerieke model. Deze resultaten zijn ook te vinden in hoofdstuk 3. De validatie wordt beschreven in hoofdstuk 4, gevolgd door enkele conclusies en aanbevelingen m.b.t. de modellering binnen MARC in hoofdstuk 5.

2. EEM-MODEL VOOR HET TIBIO-FEMORALE CONTACT

2.1 INLEIDING

Het eenvoudige model voor het tibio-femorale gewricht, dat door Schreppers [1] is opgesteld, is voor enkele experimentele studies gebruikt door Albert Wijnja. Het tibia werd hierbij voorgesteld als een cilindrische schijf, vervaardigd uit een siliconen rubber, rustend op een starre ondergrond. Hierop lag een meniscus van hetzelfde materiaal in de vorm van een toroïde met een wigvormig dwarsdoorsnede. Een metalen bol, voorgesteld als femur, maakte contact met het bovenoppervlak van de toroïde en het middelpunt van het bovenoppervlak van de cilindrische schijf. Op het femur werd een drukbelasting aangebracht, zoals te zien is in Fig. 1.1. In het oppervlak van de metalen bol, dat in contact is met de twee rubberachtige lichamen, bevonden zich krachtopnemers, die het belastingverloop waarnamen voor toenemende opgelegde belasting. Bovendien waren verplaatsingsopnemers geplaatst op de bol en de buitenrand van de toroïde.

In dit hoofdstuk wordt een numeriek model beschreven voor tibio-femoraal contact, dat binnen het EEM-pakket MARC is geïmplementeerd. De condities bij het experimentele onderzoek van Albert Wijnja worden hierbij zo goed mogelijk gesimuleerd. Dit houdt in dat getracht wordt dezelfde geometrieën, componenten en materiaaleigenschappen te hanteren. Zodoende is validatie te realiseren. Zowel femur, tibia en meniscus worden gemodelleerd in dit model. Het geheel is axisymmetrisch, zodat tweedimensionaal kan worden gemodelleerd. Het tibia en de meniscus volgen de materiaalwetten volgens Mooney-Rivlin en vertonen daardoor een niet-lineair elastisch incompressibel isotroop materiaalgedrag. Het femur is lineair elastisch en isotroop volgens Hooke met een stijfheid, die veel groter is dan de stijfheid van de andere componenten. De wrijving, die tijdens de experimenten in het contactgebied ontstaat is moeilijk te beschrijven. Wrijvingstypen en -coëfficiënten zijn onbekend voor de verschillende contactoppervlakten. Er worden dan ook twee extreme situaties bekeken m.b.t. de wrijving nl.:

1. Wrijving wordt in het geheel verwaarloosd.
2. Wrijving wordt geïmplementeerd met grote wrijvingscoëfficiënten, zodat geen relatieve beweging optreedt tussen contactoppervlakten.

Voor de tweede situatie wordt Coulombse wrijving tussen de contactvlakken genomen, omdat in geval van uiterst hoge wrijvingscoëfficiënten, waarbij vastplakken van lichamen aan elkaar wordt gesuggereerd, type wrijving een onbelangrijke factor wordt. Resultaten, die gerelateerd zijn aan tussenliggende situaties, kunnen worden geïnterpoleerd uit bovenstaande extrema. Het geheel wordt belast met 1000N verdeeld over 50 incrementen en de respons van het model wordt gegeven in termen van deformatie en spanningsverdeling. Omdat de materiaalparameters van het siliconen rubber niet exact bekend zijn wordt in hoofdstuk 3 een kleine variatie in de waarden, zoals ze hieronder worden gebruikt, aangebracht.

2.2 BESCHRIJVING EEM-MODEL

2.2.1 GEOMETRISCHE EIGENSCHAPPEN EN FYSISCH E RANDVOORWAARDEN

De afmetingen van het numerieke model zijn afgeleid van de experimentele opstelling. Het axisymmetrisch model bevat drie componenten (Fig. 2.1), te weten : femur, tibia en meniscus. Het tibia-plateau wordt voorgesteld als een ronde schijf met een straal van 57,5mm en een dikte van 12mm. Het ondervlak van deze schijf rust op een starre ondergrond. Hierop rust het femur in de vorm van een tweede ronde schijf met een dikte van 8mm en een concaaf bovenvlak en een convex ondervlak beide met straal 75mm. Tussen deze twee lichamen bevindt zich de meniscus als een toroïde met een wigvormige dwarsdoorsnede. De toroïde heeft een binnen- resp. buitenstraal van 20mm en 45mm. De drie lichamen hebben een gemeenschappelijke symmetrie-as, zoals in Fig. 2.2 te zien is. In de onbelaste situatie is er sprake van initieel contact nl.:

- a. Contact tussen bovenoppervlak van het tibia en ondervlak van de meniscus.
- b. Contact tussen het convex ondervlak van het femur en bovenoppervlak van de meniscus.
- c. Puntcontact tussen bovenoppervlak van het tibia en het convex ondervlak van het femur.

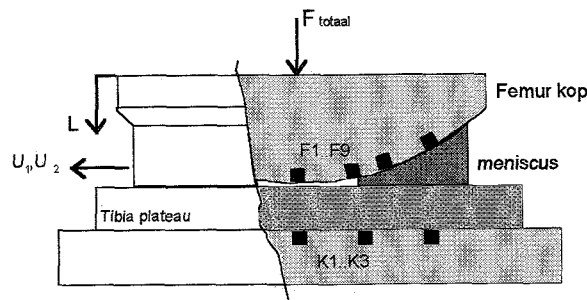


Fig. 1.1: afbeelding van de experimentele opstelling, bestaande uit de drie componenten en een starre ondergrond. De kracht- en verplaatsingopnemers en opgelegde belasting F_{totaal} zijn ook in de figuur weergegeven.

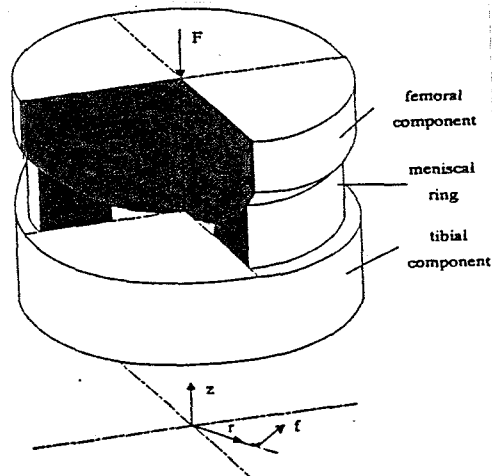


Fig. 2.1: 3-dimensionale afbeelding van het axisymmetrisch model met de drie componenten, femur, tibia en meniscus en de aangebrachte drukbelasting F .

2.2.2 MATERIAALEIGENSCHAPPEN

Zoals reeds eerder vermeld bestaat het model uit twee verschillende materiaalsoorten. Het femur, dat in de experimentele situatie gerepresenteerd werd als een metalen bol, wordt binnen MARC voorgesteld als een deformeerbaar lichaam, dat de materiaalwet van Hooke volgt met een Young modulus $E = 200 \text{ N/mm}^2$ en een dwarscontractiecoëfficiënt $\nu = 0,3$. Deze component is homogeen en isotroop, zodat de constitutieve relatie wordt gegeven door:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{rr} \\ \varepsilon_{rz} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{tt} \end{bmatrix} = \frac{1}{E} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -\nu & -\nu \\ 0 & 2(1+\nu) & 0 & 0 \\ -\nu & 0 & 1 & -\nu \\ -\nu & 0 & -\nu & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{rr} \\ \sigma_{rz} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{tt} \end{bmatrix}$$

Hierin is ε de Green-Lagrange rek en σ de 2° Piola-Kirchhoff spanning. De coëfficiënten r, z en t geven resp. de radiale, axiale en tangentiële richting aan. De E-modulus is zodanig hoog gekozen dat deze component star te veronderstellen is t.o.v. de overige componenten.

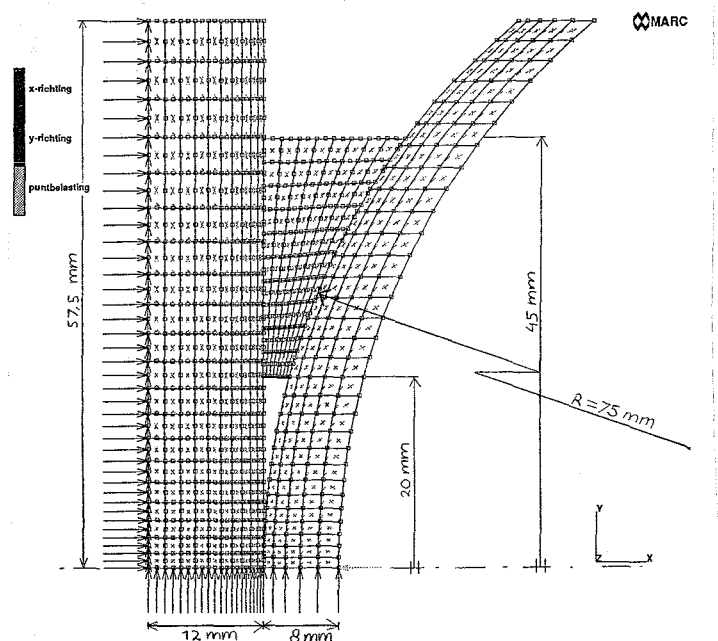


Fig. 2.2: 2-dimensionale afbeelding van het axisymmetrisch model met bijbehorende afmetingen en randvoorwaarden. Een pijl duidt op $u=0$ in de richting van de pijl. De rechter gestippelde pijl geeft de opgelegde belasting weer. De elementenverdeling is ook aangegeven.

Het tibia en de meniscusring zijn vervaardigd uit een siliconen rubber. Dit materiaal heeft de eigenschappen van een elastomeer. Een elastomeer is een initieel isotroop polymeer met een niet-lineair spannings-rek verband dat in praktijk nagenoeg incompressibel is. Hoewel elk rubberachtig materiaal viscoelastische eigenschappen vertoont, gaan we er in dit model van uit dat de visceuze eigenschappen te verwaarlozen zijn. Zodoende wordt alleen elastisch gedrag verondersteld met een elastomerische materiaalwet voorgesteld door een derde orde rek-energie functie volgens Jamus, Green en Simpson:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (2.1)$$

, waarin W [N/mm^2] de rek-energie functie is ($\bar{W} = \sigma \cdot \varepsilon$), C_{10} , C_{01} , C_{11} , C_{20} , C_{30} [N/mm^2] materiaalconstanten zijn en I_1 , I_2 [-] de eerste en tweede invariant van de elastische rektensor zijn.

Voor het siliconen rubber uit het experiment wordt een Mooney-Rivlin gedrag verondersteld, waarvan de rek-energie functie alleen de eerste twee termen in rekening brengt:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad \text{Mooney-Rivlin} \quad (2.2)$$

met,

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \end{aligned} \quad (2.3)$$

waarin de rek λ_i , afhankelijk van een verplaatsing u_i , in drie richtingen wordt gedefinieerd als:

$$\lambda_i = (l_i + u_i) / l_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (2.4)$$

met l_i de onvervormde lengte.

Vanwege de incompressibiliteit wordt een extra vergelijking toegevoegd nl.:

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1 \quad (2.5)$$

De materiaalconstanten C_{10} en C_{01} van de gebruikte materie zijn helaas niet exact bekend, waardoor volstaan moet worden met waarden, die naar verwachting de materiaaleigenschappen zo goed mogelijk benaderen. Omdat de siliconenrubber componenten vervaardigd zijn naar aanleiding van het referentiemodel van Schreppers, wordt hiervoor Schreppers [1] geraadpleegd en worden de waarden $C_{10} = 0,15$ [N/mm^2] en $C_{01} = 0,21$ [N/mm^2] gebruikt.

2.2.3 RANDVOORWAARDEN EN BELASTING

De geometrische en materiaaleigenschappen van het numerieke model zijn nu besproken. Om het model compleet te maken moeten randvoorwaarden worden opgelegd voor de verplaatsingen van de verschillende componenten en zal er een drukbelasting worden aangebracht. Er zullen twee extreme wrijvingsituaties bekeken worden, omdat de wrijving tussen de contactvlakken in de werkelijke situatie niet bekend is.

Het onderoppervlak van de tibia schijf, dat op een starre ondergrond rust, heeft geen bewegingsvrijheid. Verplaatsingen in axiale en radiale richting van dit ondervlak worden dus onderdrukt. Verplaatsingen van het tibia en femur zijn op de symmetrie-as in radiale richting onderdrukt. Aan de meniscus, die in contact is met het tibia en het femur, worden geen beperkingen m.b.t. de bewegingsvrijheid opgelegd. Tenslotte wordt er voor gezorgd dat het bovenoppervlak van het femur ten alle tijden loodrecht op de symmetrie-as blijft staan. Gecombineerd met de starre eigenschappen van deze component leidt deze randvoorwaarde tot een beweging van het femur in uitsluitend de axiale richting.

Zoals reeds eerder vermeld zijn typen wrijving en wrijvingscoëfficiënten in het contactvlak bij de experimentele opstelling niet bekend. Om enig inzicht te krijgen in de invloed van wrijving op de resultaten worden twee extreme situaties bekeken. In het eerste geval wordt wrijving verwaarloosd en in het tweede geval wordt wrijving met zeer grote wrijvingscoëfficiënten gehanteerd, zodat relatieve beweging van contactvlakken van de verschillende componenten t.o.v. elkaar niet mogelijk is. Door de zeer grote wrijvingscoëfficiënten zijn de typen wrijving in de contactvlakken niet meer belangrijk en wordt eenvoudig Coulombse wrijving gehanteerd met een wrijvingscoëfficiënt $\mu = 1.0 \cdot 10^6$.

Het geheel wordt axiaal belast met een drukkracht tot 1000N, die op het bovenoppervlak van het femur wordt aangebracht. In Fig. 2.2 zijn de verschillende randvoorwaarden opgenomen en is de opgelegde belasting weergegeven. Het numerieke model met zijn geometrische eigenschappen en materiaaleigenschappen wordt nu met bovenbeschreven randvoorwaarden en opgelegde belasting opgenomen in het EEM-pakket MARC.

2.2.4 IMPLEMENTATIE BINNEN MARC

Om het model binnen MARC te implementeren wordt gebruik gemaakt van de pre-processor MENTAT versie 1.2. Nadat de geometrieën van de verschillende componenten zijn gedefinieerd, wordt een mesh aangebracht. Vooral bij contactproblemen is het essentieel hoe elementen over de verschillende contactvlakken worden verdeeld en wat voor type elementen er worden gebruikt. Parameters als meshverdelingsfactoren, elementgrootte vlak bij contactoppervlakten en volgorde-nummering van de bodies beïnvloeden de kwaliteit van de oplossing. In dit model is daarmee zo goed mogelijk rekening gehouden.

De keuze van elementtype hangt af van de materiaaleigenschappen van het betreffende lichaam en de aard van het probleem. In dit geval is er sprake van een axisymmetrisch probleem met geometrische niet-lineariteiten t.g.v. relatief grote deformaties. Bovendien zijn tibia en meniscus incompressibel. Een geschikte keuze voor deze componenten is een acht-knoops isoparametrisch element met kwadratische interpolatie functies voor verplaatsingen. Binnen MARC staan deze elementen vermeld als zgn. Hermann elementen. De extra vergelijking voor incompressibiliteit (vgl. 2.5) wordt door Lagrange multipliers in rekening gebracht. De vrijheidsgraden die daaruit volgen, worden geïnterpoleerd tussen de hoek-knooppunten (MARC elementtype 33). Voor de mesh van het femur wordt gebruik gemaakt van een vier-knoops axisymmetrisch isoparametrisch element met bilineaire interpolatie functies voor verplaatsingen (MARC elementtype 10). In Fig. 2.3 staan deze elementtypen afgebeeld met bijbehorende integratiepunten. De mesh-verdeling van het totale model wordt volgens Fig. 2.2 gehanteerd, omdat elementen aan het contactoppervlak zodoende niet te veel in grootte en in dichtheid verschillen.

De nummering van de volgorde van contactlichamen (body-nummering) bepaalt in sterke mate de oplossing. De manier waarop MARC contactproblemen benadert alsmede de invloed van body-volgorde wordt besproken in appendix A. Gekozen wordt voor de volgende body-volgorde:

1. Body 1 meniscus
2. Body 2 tibia
3. Body 3 femur

Echter deze body-nummering resulteert in enige doordringing van contactlichamen en het ontstaan van 'gaps' tussen elementen en tussen componenten. Dit fenomeen wordt ook besproken in appendix A. Een oplossing hiervoor is de hieronder toegelichte 'separation force'. Alternatieve body-nummering gaf in hogere mate doordringing en het ontstaan van 'gaps' tussen contactlichamen.

Variatie in de volgorde van nummering van de contactlichamen sluit doordringing van knooppunten door de elementzijden en ontstaan van kieren ('gaps') tussen de contactlichamen niet altijd uit. Door de maximaal toelaatbare trekkracht in contactknooppunten ('separation force') drastisch te verhogen ($1.0 \cdot 10^5 \text{N}$) wordt bereikt dat kieren niet meer ontstaan. Daarnaast verdwijnt ook doordringing van knooppunten. Bovendien wordt snellere convergentie bereikt, doordat minder vaak nieuwe contactcondities opgesteld moeten worden opgesteld, immers knooppunten veranderen minder snel van status (contact/ geen contact). Deze ingreep is toelaatbaar, omdat in het model drukbelastingen worden bestudeerd en loslating van de contactknooppunten niet optreedt.

De materiaalparameters van de componenten worden volgens paragraaf 2.2.2 ingevoerd en de beperkingen voor de verplaatsingen van de componenten worden volgens paragraaf 2.2.3 opgelegd. Vervolgens wordt een puntbelasting aangebracht op de symmetrie-as van het concave bovenoppervlak van het femur met een grootte van 1000N verdeeld over 50 incrementen (zie Fig. 2.1). De verplaatsing van het femur t.g.v. de drukbelasting is in de experimentele opstelling voor de hele bol gelijk. Dit wordt binnen MARC mogelijk gemaakt door de optie TYING toe te passen, waardoor knooppunten langs het concaaf bovenvlak van het femur gelijke verplaatsingen ondergaan als het belaste knooppunt op de symmetrie-as. Omdat de verplaatsing van het belaste knooppunt op de symmetrie-as in radiale richting is onderdrukt zal het bovenoppervlak van het femur parallel aan de symmetrie-as bewegen. Vanwege de veel hogere stijfheid van het femur t.o.v. de andere componenten zullen zodoende alle knooppunten van het femur deze beweging ondergaan.

Uiteindelijk wordt een model verkregen, waarin drie verschillende niet-lineariteiten zijn verwerkt: geometrische niet-lineariteiten t.g.v. grote deformaties, fysische niet-lineariteiten t.g.v. niet-lineaire materiaaleigenschappen en niet-lineariteiten t.g.v. het contact. Het model bestaat uit een body 1 meniscus-component opgebouwd uit 80 elementen type 33, een body 2 tibia-component opgebouwd uit 200 elementen type 33 en een body 3 femur-component opgebouwd uit 150 elementen type 10, dat belast wordt met 50 keer 20N.

Het geheel wordt opgelost met een Total Lagrange, Newton-Raphson iteratie-procedure voor zowel een wrijvingsloze situatie als een situatie, waarbij in alle contactvlakken Coulombse wrijving heerst met wrijvingscoëfficiënt $\mu = 1,0 * 10^6$. Resultaten zijn te vinden in hoofdstuk 3.

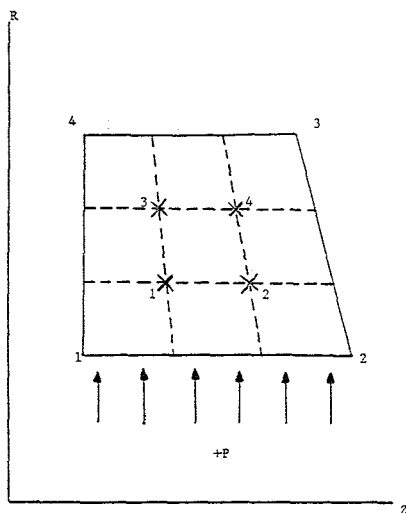


Fig. 2.3a: 4-knooppunts axisymmetrisch element met bilineaire interpolatiefuncties en bijbehorende integratiepunten (x). (type 10).

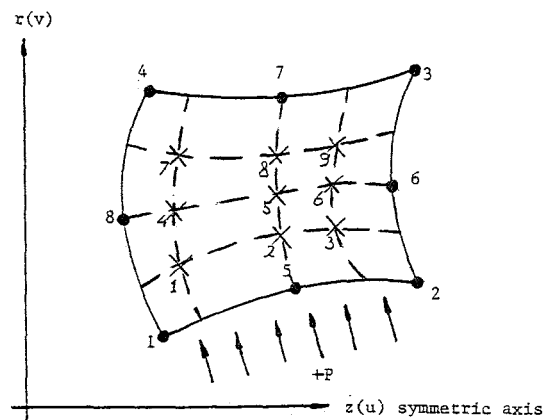


Fig. 2.3b: 8-knooppunts axisymmetrisch element met kwadratische interpolatiefuncties en bijbehorende integratiepunten (x). (type 33).

3. RESULTATEN VAN HET EEM-MODEL

3.1 INLEIDING

In dit hoofdstuk zullen resultaten besproken worden, die verkregen zijn door het model uit hoofdstuk 2 door te rekenen met behulp van het eindige elementen pakket MARC. Hierbij worden twee wrijvingsituaties bekeken, omdat de wrijvingsituatie, zoals die in de experimentele situatie heerst onbekend is. Resultaten van deze extreme situaties (loos/ zeer grote wrijving) zullen ook onderling worden vergeleken. Oplossingen zullen beschouwd worden in termen van verplaatsingen en gelet zal worden op spanningsverdelingen in de tibia-component. In paragraaf 3.2 wordt de wrijvingsloze situatie resp. de situatie met zeer grote wrijving besproken met materiaalparameters bepaald volgens Schreppers [1]. Zoals eerder vermeld, worden deze waarden gehanteerd, omdat verondersteld wordt dat deze waarden de beste benaderingen voor de werkelijke materiaalparameters zijn. Om toch enig inzicht te krijgen in de mate, waarin andere materiaalparameters de resultaten beïnvloeden wordt een kleine parametervariatie gedaan. Dit wordt besproken in paragraaf 3.3.

3.2 RESULTATEN ONGEVARIEERDE MATERIAALPARAMETERS

3.2.1 WRIJVINGSLOZE SITUATIE

Contactvlakken kunnen geheel wrijvingsloos over elkaar heen schuiven, waardoor de opgelegde belasting geen reactiekracht veroorzaakt langs het oppervlak. In Fig. 3.1a is de verdeling van de axiale spanning weergegeven voor een belasting van 1000N (increment 50). Aan de hand van deze figuur wordt een indruk verkregen van de spanningsverdeling en dus de krachtdoorleiding in het contactgebied. In het algemeen lijkt het spanningsverloop in de tibia-component aan de verwachting te voldoen, immers er is een gelijkmatig afnemend spanningsverloop in radiale richting. Omdat er sprake is van zuiver contact tussen femur en tibia, d.w.z. geen doordringingen en openingen van en tussen contactelementen, behoren de spanningen in de femur-component een gelijk verloop te tonen met de spanningen in de tibia-component. In de figuur is te zien dat voor opeenvolgende contactknooppunten van het femur de spanningen in waarde variëren. Deze spanningswisselingen langs het femur contactvlak verlagen spanningswaarden in het femur zodanig dat de spanningsopbouw van beide contactlichamen niet overeenkomt. In Fig. 3.1b is het spanningsverloop te zien langs het contactoppervlak van zowel het femur en het tibia. De onregelmatigheden zijn in deze figuur duidelijk waar te nemen als spanningspieken. In het contactgebied van de meniscus geldt dat de axiale spanningen vooral aan de binnenkant van de meniscusring worden doorgeleid. Hoewel deze spanningsoverdracht in veel mindere mate plaatsvindt in vergelijking met spanningsoverdracht tussen tibia en femur, is de meniscus in het model een belangrijke factor m.b.t. de krachtdoorleiding.

Verplaatsingen zijn bepaald voor de meniscus op een plaats, die initieel in het midden van de buitenkant van de meniscus ligt, en voor de indrukking van het femur. De axiale verplaatsing van het femur is te zien in Fig. 3.3a, waarin de indrukking is uitgezet tegen de opgelegde belasting. Hierbij is de verplaatsing van het femur in de richting van het tibia negatief genomen. De grafiek toont een dalende kromme, die de niet-lineariteiten van het model aantoont. De maximale indrukking van het femur bedraagt ongeveer 2,05 mm. De radiale verplaatsing van de meniscus is te zien in Fig. 3.3b. Opnieuw is er geen lineair verband tussen verplaatsingen en krachten. De maximale radiale verplaatsing is ongeveer 2,85 mm.

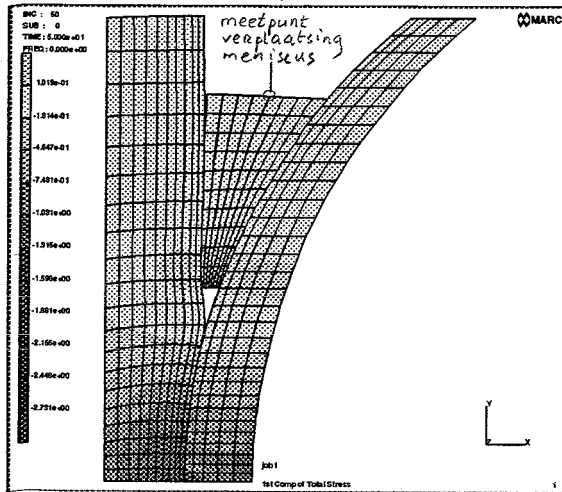


Fig. 3.1a: axiale spanningsverdeling in het wrijvingsloze model bij een belasting van 1000N.

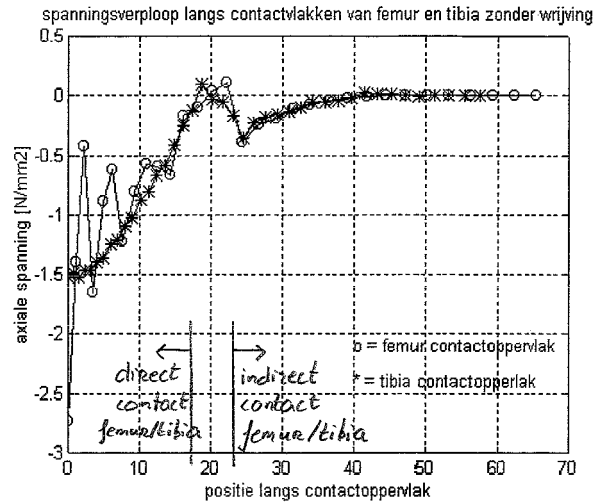


Fig. 3.1b: spanningsverloop langs contactoppervlakken van de tibia- en femurcomponenten bij een belasting van 1000N voor de wrijvingsloze situatie.

3.2.2 SITUATIE MET ZEER GROTE WRIJVING

Om er zeker van te zijn dat geen relatieve beweging tussen contactvlakken optreedt, worden extreem grote wrijvingscoëfficiënten genomen. De wrijvingstypen, die in de experimentele opstelling heersen, zijn echter onbekend. Omdat vastplakken van de contactvlakken aan elkaar wordt gesuggereerd zijn de typen wrijving van ondergeschikt belang. Binnen MARC wordt dan ook eenvoudig Coulombse wrijving geïmplementeerd, hoewel combinatie van verschillende wrijvingstypen in de werkelijke situatie niet uitgesloten is. Als wrijvingscoëfficiënt wordt dan genomen, $\mu = 1,0 \cdot 10^6$ voor elk contactvlak. De axiale spanningsverdeling over het geheel toont nu een heel ander beeld, zoals in Fig. 3.2a en 3.2b te zien is.

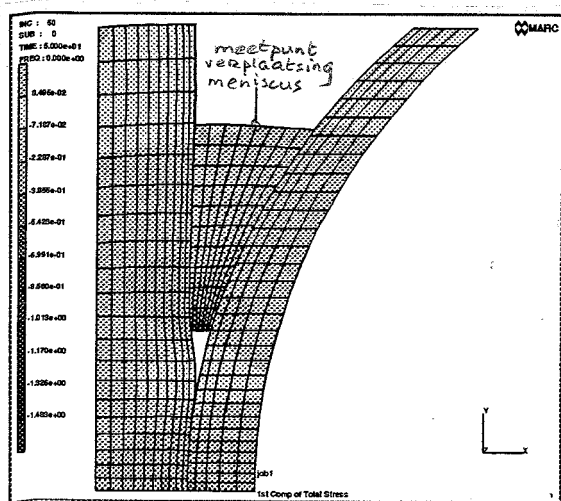


Fig. 3.2a: axiale spanningsverdeling in het model met zeer grote wrijving bij een belasting van 1000N.

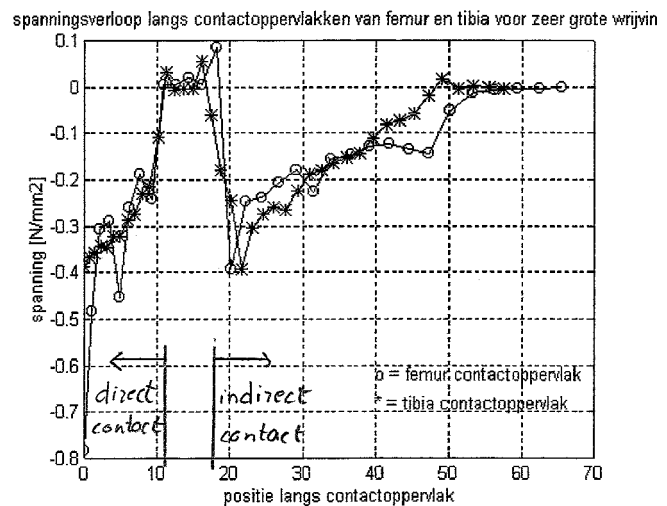


Fig. 3.2b: spanningsverloop langs contactoppervlakken van de tibia- en femur-component bij een belasting van 1000N verdeeld over 50 incrementen voor de situatie met zeer grote wrijving.

De radiale afname van axiale spanningen is gelijkmatiger en de waarden zijn veel lager. Bovendien zijn veel minder spanningspieken langs het femur contactoppervlak waar te nemen, waardoor de spanningsverdeling tussen de twee contactlichamen beter overeenkomt. Ook nu zijn radiale en axiale verplaatsingen gemeten van dezelfde knooppunten als in de wrijvingsloze situatie. Fig. 3.3 geeft de resultaten weer. De maximale indrukking van het femur is in dit geval 0,62 mm en de maximale radiale verplaatsing van de meniscus bedraagt ongeveer 0,47 mm.

3.2.3 VERGELIJKING VAN BEIDE SITUATIES

Vergelijking van beide situaties toont twee resultaten. Ten eerste is de radiale afname van axiale spanningen van de situatie met wrijving gelijkmatiger en kleiner van waarde, zoals in Fig. 3.4 te zien is. Een mogelijke verklaring hiervoor is dat de grootte van de spanningsvector nu in sterkere mate bepaald wordt door radiale spanningen. Omdat de grootte van deze vector ongeveer gelijk zou moeten zijn voor beide wrijvingssituaties, neemt de bijdrage van de axiale spanningen dan af. In de figuur zijn alleen deze axiale spanningen weergegeven, waardoor een gelijkmatigere spanningsverdeling met lagere spanningswaarden verkregen kan worden. Opvallend is dat de onregelmatigheden, die in de wrijvingsloze situatie optraden als spanningswisselingen voor opeenvolgende knooppunten van het femur contactvlak, weliswaar in mindere mate, terug te vinden zijn in de situatie met zeer grote wrijving. De oorzaak van deze spanningspieken moet gezocht worden in het grote verschil in stijfheid van de twee verschillende materialen. Verdere verlaging van de Young modulus van het femur ($E=200\text{N/mm}^2$) zal deformeerbare eigenschappen geven aan dit lichaam en is in die zin dan ook niet geoorloofd. Immers deformaties van het femur moeten verwaarloosbaar zijn t.o.v. deformaties van de andere componenten. Er vanuit gaande dat de betreffende onregelmatigheden geen invloed hebben op berekende spanningswaarden in de tibia-component, zullen deze spanningswaarden onder voorbehoud als juiste waarden voor berekende spanningen worden verondersteld.

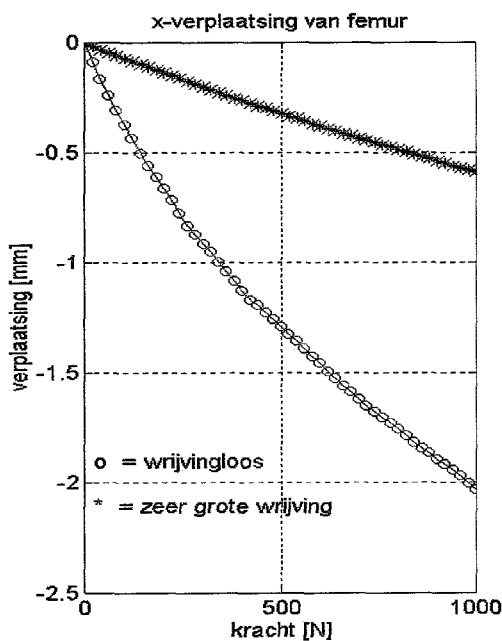


Fig. 3.3a: axiale verplaatsing van het femur als functie van de opgelegde belasting voor beide wrijvingsituaties.

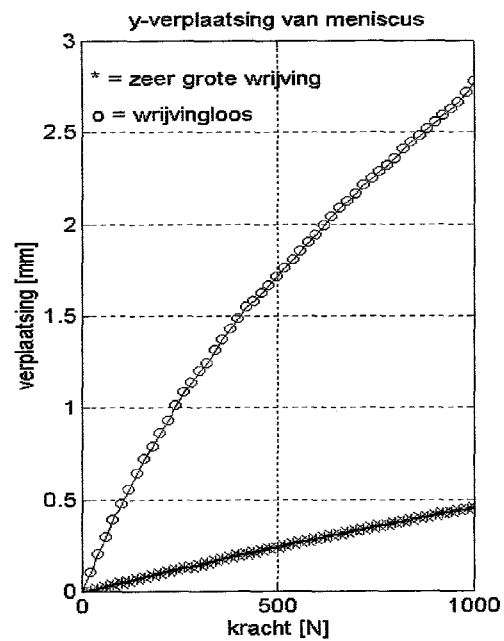


Fig. 3.3b: radiale verplaatsing van de meniscus als functie van de opgelegde belasting voor beide wrijvingsituaties.

Ten tweede zijn axiale en radiale verplaatsing in de situatie met zeer grote wrijving veel kleiner (Fig. 3.3). Opnieuw is, weliswaar in mindere mate, een niet-lineair verband te zien. Dit verband is minder sterk doordat niet-lineariteiten t.g.v. schuivende contactvlakken minder prominent aanwezig zijn. De niet-lineariteiten volgen nu steeds uit de vergroting van het contactgebied tussen femur en tibia. Daarnaast spelen de fysische niet-lineariteiten nog steeds een rol. De situatie, zoals die in werkelijkheid heerst bij de experimentele opstelling, zou geïnterpoleerd kunnen worden uit de bovenstaande extrema, indien juiste materiaalparameters gekozen zijn. De volgende paragraaf gaat hier verder op in.

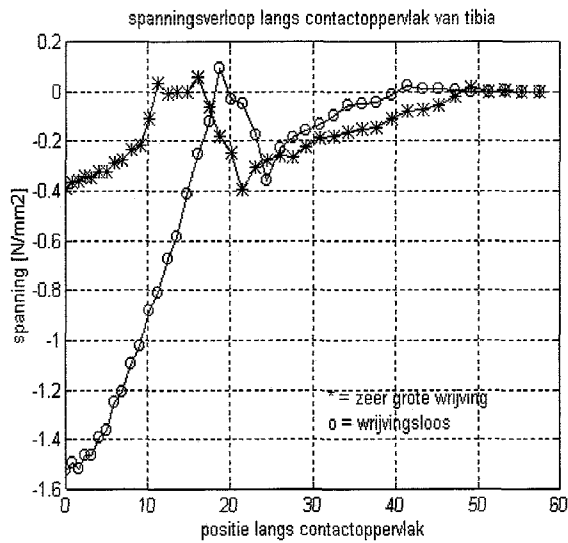
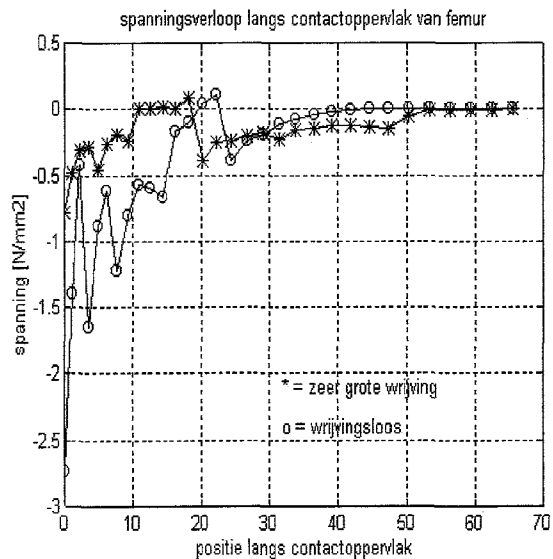


Fig. 3.4a: spanningsverloop langs het tibia contactoppervlak tijdens increment 50 (1000N) voor beide wrijvingsituaties.

Fig. 3.4b: spanningsverloop langs het femur contactoppervlak tijdens increment 50 (1000N) voor beide wrijvingsituaties.



3.3 VARIATIE VAN MATERIAALCONSTANTEN C_{10} EN C_{01}

3.3.1 20% VERHOOGING RESP. VERLAGING VAN MATERIAALCONSTANTEN

De materiaalconstanten, die in eerste instantie werden gebruikt, worden nu 20% opgehoogd ($C_{10} = 0,18 [N/mm^2]$ en $C_{01} = 0,225 [N/mm^2]$) en vervolgens 20% verlaagd ($C_{10} = 0,12 [N/mm^2]$ en $C_{01} = 0,165 [N/mm^2]$). Hierbij wordt alleen de wrijvingsloze situatie bekeken, omdat deze parametervariatie uitsluitend wordt verricht om enig idee te krijgen van de invloed van de materiaalparameters op de resultaten. Uit de rek-energie functie (vgl. 2.2) volgt dat grotere constanten C_{10} en C_{01} stijvere eigenschappen aan het materiaal geven. Het materiaal geeft meer weerstand aan de opgelegde drukbelasting in het model, wat tot uitdrukking komt in kleinere verplaatsingen in de radiale en axiale richting. Omgekeerd leiden lagere constanten tot verslapping van het materiaal. Verplaatsingen worden nu groter bij dezelfde toegepaste drukbelasting. Het een en ander is te zien in Fig. 3.5, waarin verplaatsingen van het femur en de meniscus, gemeten op dezelfde plaatsen, zijn uitgezet tegen de opgelegde belasting voor verschillende materiaalconstanten. De grafiek toont gekromde lijnen, waarin de drie niet-lineariteiten van het model weer tot uitdrukking komen.

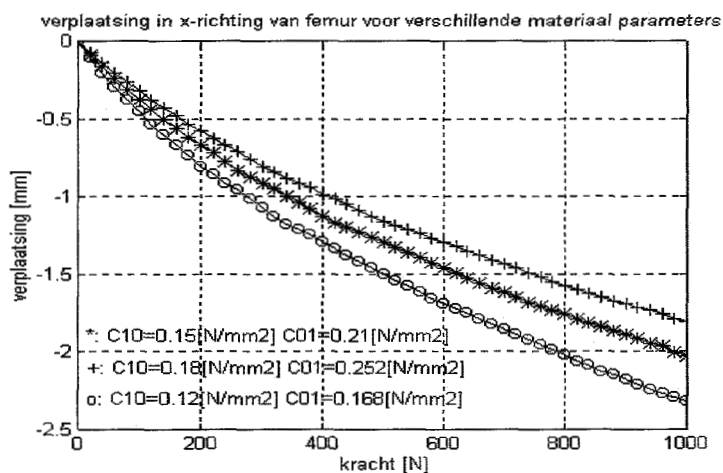


Fig. 3.5a: axiale verplaatsing van het femur in het wrijvingsloze model als functie van de opgelegde belasting voor verschillende materiaalparameters.

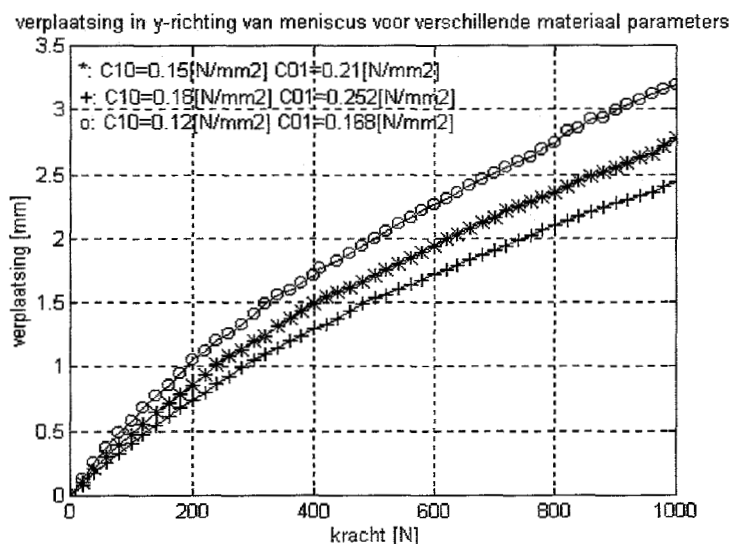


Fig. 3.5b: radiale verplaatsing van punt A op meniscus in het wrijvingsloze model als functie van de opgelegde belasting voor verschillende materiaalparameters.

4. VALIDATIE VAN HET FYSISCH MODEL

4.1 INLEIDING

In de vorige hoofdstukken is het numerieke model, zoals het binnen MARC is geïmplementeerd, besproken. Het model is beschreven en de respons op een opgelegde belasting in termen van spanningen en verplaatsingen is aan de orde gekomen. In dit hoofdstuk worden de resultaten van het numerieke model in termen van verplaatsingen vergeleken met de verplaatsingen zoals die bij de experimentele opstelling gemeten zijn. Validatie vindt dus alleen plaats op grond van de verandering in positie van het femur en de meniscus. In paragraaf 4.2 zal een kleine toelichting gegeven worden op de experimentele studie, zoals die door Albert Wijnja is gedaan, met de daaraan gekoppelde resultaten. Deze resultaten zullen uiteindelijk in paragraaf 4.3 vergeleken worden met numerieke resultaten van het EEM-model.

4.2 DE EXPERIMENTELE STUDIE

Tussen een messing bol, waarin krachtopnemers zijn aangebracht en een starre ondergrond bevinden zich twee siliconen rubberen lichamen: een cilindervormige schijf en een ring met wigvormige doorsnede (Fig. 4.1). Verplaatsingsopnemers zijn geplaatst aan de bovenkant van de messing stempel die de axiale verplaatsing hiervan meten. Twee verplaatsingsopnemers zijn in het midden van de buitenring van de meniscus bevestigd en meten de radiale verplaatsing aan de buitenzijde van de meniscus. Twee radiale verplaatsingen zijn dus gemeten, zodat kan worden nagegaan of in het experiment wordt voldaan aan axisymmetrie. Op de messing bol wordt, oplopend van 0 tot 1000N, een drukbelasting aangebracht. De inzakking van de bol en de radiale uitwijking van de meniscusring worden weergegeven in Fig. 4.2.

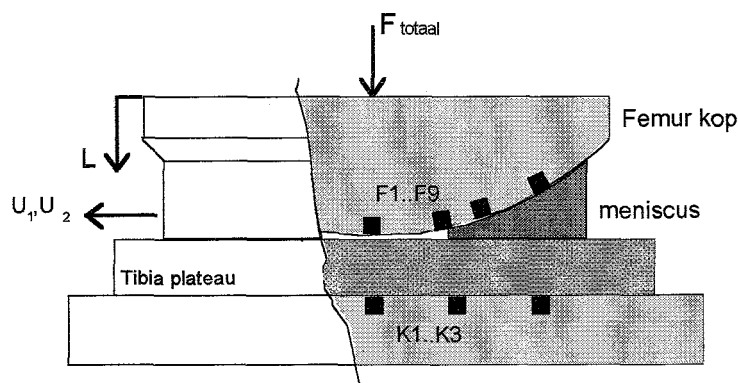


Fig. 4.1: afbeelding van de experimentele opstelling, bestaande uit de drie componenten en een starre ondergrond, kracht- en verplaatsingsopnemers en de opgelegde belasting F_{totaal} .

Uit Fig. 4.2a is op te maken dat de verplaatsing van de bol in het begin bij zeer kleine toename van de drukbelasting veel sterker toeneemt om vervolgens niet-lineair naar een eindwaarde van ongeveer 4.23mm toe te gaan. Deze grote verplaatsingsgradiënt is een gevolg van het 'zetten' van het model. Aanvankelijk kunnen er kleine kieren bestaan tussen de verschillende lichamen. Deze kieren kunnen met een hele kleine kracht dichtgedrukt worden, waardoor in eerste instantie een lage stijfheid van het model als geheel wordt verkregen. Een ander gevolg hiervan is dat de lichamen zich initieel kunnen gaan heroriënteren. In het numerieke model is hier geen sprake van en om deze effecten te elimineren worden de experimentele resultaten over 0,4mm omhoog getransleerd. Deze translatie van de lijn naar boven geeft dan ook een beter overeenkomst met het resultaat van het numerieke model (paragraaf 4.3). De in het begin gemeten positieve waarden voor de verplaatsingen van de bol zijn systematische fouten, die ontstaan zijn door het niet goed ijkten in de onbelaste situatie.

In Fig. 4.2b zijn verplaatsingen opgenomen van de meniscusring in het fysische model. Deze verplaatsingen zijn gemeten op twee verschillende posities in het midden op de buitenkant van de meniscusring. Uit de figuur blijkt dat deze uitwijking van de meniscusring niet gelijk is voor beide posities. De experimentele opstelling is dus niet cirkelsymmetrisch, zodat geen eenduidig verband bestaat tussen de indrukking van de bol en de radiale verplaatsing van de ring. Zowel de uitwijking van de meniscusring als de indrukking van de bol volgen t.g.v. het Mooney-Rivlin materiaalgedrag en de niet-lineaire randvoorwaarden een niet-lineaire kromme met voor de verplaatsingskromme van de meniscus een eindwaarde van ongeveer 5,48mm voor positie 1 en 4,43mm voor positie 2. Deze resultaten bij het experiment worden in de volgende paragraaf vergeleken met de resultaten bij het numerieke model.

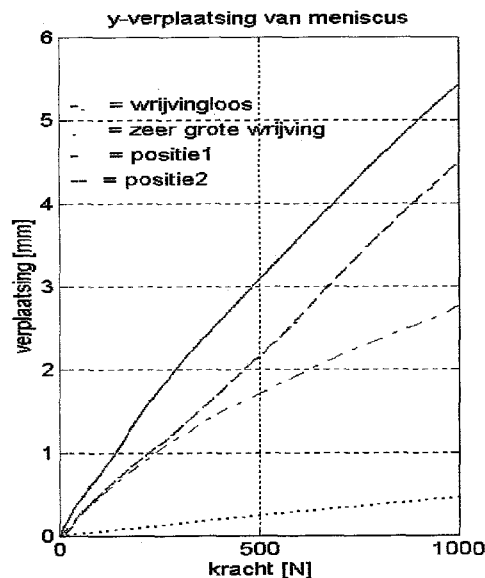
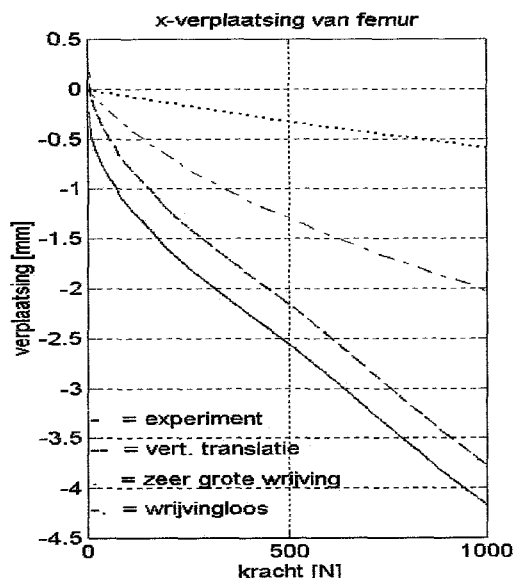


Fig. 4.2a: axiale verplaatsingen van het femur als functie van de opgelegde belasting voor het numerieke model, het experimentele model en een translatie over 0.4mm van de verplaatsingen van het experimentele model.

Fig. 4.2b: radiale verplaatsingen van de meniscus als functie van de opgelegde belasting voor het numerieke model en het experimentele model gemeten op twee plaatsen (positie 1 en 2) midden op de buitenrand van de meniscus.

4.3 VERGELIJKING VAN DE RESULTATEN

De verplaatsingen berekend met het numerieke model en de experimentele verplaatsingsresultaten zijn weergegeven in Fig. 4.2. In de figuur zijn de verplaatsingen opgenomen, die horen bij zowel de wrijvingsloze situatie als de situatie met zeer grote wrijving met materiaalconstanten $C_{10} = 0,15$ $[N/mm^2]$ en $C_{01} = 0,21$ $[N/mm^2]$. De femur verplaatsingen van het experiment zijn 0,4mm omhoog getransleerd. Hoewel globaal het verloop van de verplaatsingen van de femur-component in het numerieke model overeenkomt met het verloop bij het fysische model, zijn de waarden veel lager. Bij de uitwijking van de meniscus kunnen resultaten niet zonder meer vergeleken worden. In Fig. 4.2b is voor de uitwijking van de meniscus te zien dat gemeten verplaatsingen aan de buitenkant van de ring sterk plaatsafhankelijk zijn. Dit maakt vergelijking met het cirkelcilindrische numerieke model moeilijk, waardoor geen concrete uitspraken kunnen worden gedaan over overeenkomsten en verschillen m.b.t. deze verplaatsingen. Desondanks mag aangenomen worden dat de verplaatsingen van het fysische model de verplaatsingen van het numerieke model in waarde overtreffen. Oorzaken hiervoor zijn niet gelegen in het gebrek aan kennis over de wrijving, die heerst in de experimentele situatie. Immers implementatie van wrijving leidt tot nog lagere waarden voor verplaatsingen van numerieke model (zie Fig. 4.2).

In Fig. 4.3 zijn de experimentele resultaten samen met de resultaten bij de materiaalparametervariatie voor de wrijvingsloze situatie uitgezet tegen de opgelegde belasting. Hieruit volgt dat kleine variatie in de materiaalparameters geen noemenswaardig beter resultaat oplevert. Hierbij dient te worden opgemerkt dat de kleine materiaalparametervariatie wordt toegepast, daar de materiaalconstanten naar veronderstelling niet te veel van het siliconen rubber uit het experiment afwijken. Echter het siliconen rubber, dat in dit experiment gebruikt is, is op een andere wijze gefabriceerd dan het materiaal, dat door Schreppers [1] is gebruikt. Hoewel getracht is gelijke componentverhoudingen voor het mengsel te hanteren, kan de wijze van produceren een dusdanige invloed hebben op de materiaaleigenschappen dat materiaalconstanten, zoals in het numerieke model en door Schreppers [1] gebruikt, niet meer representatief zijn voor de eigenschappen van het siliconen rubber. Materiaalparameters zouden opnieuw moeten worden bepaald. Bovendien is in paragraaf 2.2.2 vermeld dat bij de modellering in MARC aan de deformeerbare lichamen uitsluitend elastische eigenschappen worden toegekend. In het algemeen tonen alle rubberachtige materialen naast elastische ook visceuze eigenschappen, die mogelijk vervormingen van de lichamen onder belasting kunnen beïnvloeden.

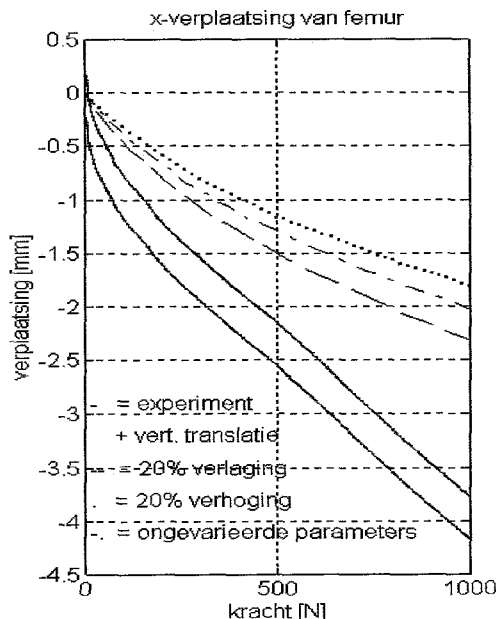


Fig. 4.3a: axiale verplaatsingen van het femur als functie van de opgelegde belasting. De experimentele resultaten zijn weergegeven alsmede de verplaatsingen van het wrijvingsloze numerieke model voor verschillende materiaalparameters. Zie ook Fig. 3.5 en Fig. 4.2.

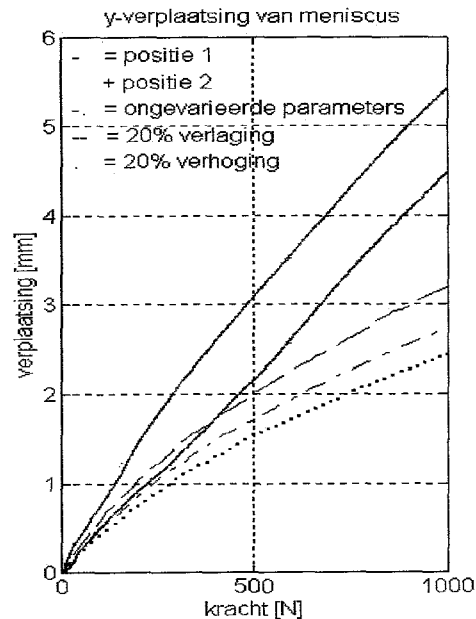


Fig. 4.3b: radiale verplaatsingen van de meniscus als functie van de opgelegde belasting. De experimentele resultaten zijn weergegeven alsmede de verplaatsingen van het wrijvingsloze numerieke model voor verschillende materiaalparameters. Zie ook Fig. 3.5 en Fig. 4.2.

5. CONCLUSIES EN AANBEVELINGEN

5.1 INLEIDING

Experimentele en numerieke resultaten zijn vergeleken en uitspraken kunnen nu worden gedaan over juistheid van dit numerieke model m.b.t. de experimentele opstelling. Zoals in hoofdstuk 4 al is opgemerkt komen resultaten niet of nauwelijks overeen. Deels is dit een gevolg van het niet goed conditioneren en analyseren van de experimentele opstelling, zoals het niet goed plaatsen van de meniscusing op de tibiaschijf en het toeschrijven van verkeerde of onvolledige materiaalwetten aan de deformeerbare componenten. Voor een ander deel is dit te wijten aan het numerieke model zelf. De stage-opdracht, zoals hier is uitgevoerd, omvatte een modellering van het tibio-femorale contact binnen MARC met de eigenschappen van een bestaand fysisch model teneinde dit fysische model te valideren. Er zullen dan ook uitspraken worden gedaan over de modellering van het numerieke model maar ook over de juistheid van de fysische modelparameters. Deze uitspraken worden hieronder vermeld.

5.2 CONCLUSIES

Enige conclusies kunnen worden getrokken uit de vergelijking van de verkregen resultaten. Onder deze conclusies bevinden zich opmerkingen, die betrekking hebben op de modellering van het numerieke model. De conclusies zullen puntsgewijs worden vermeld, waarna een kleine toelichting volgt:

- De verkregen oplossing is sterk afhankelijk van gebruikte elementtypen, elementenverdelingen en body-volgorde.
- Resultaten van het numerieke model komen niet goed overeen met resultaten, verkregen bij de experimentele studie.
- Extrapolatie van de twee extreme situaties voldoet niet aan de verwachte resultaten.
- Materiaalparametervariatie leidt niet tot resultaten, die het experiment beter beschrijven.

De elementen, die binnen MARC zijn geselecteerd, zijn probleemspecifiek. Gebruik van type element beïnvloedt dan ook in sterke mate de nauwkeurigheid van de oplossing. Deze nauwkeurigheid wordt mede bepaald door de wijze, waarop elementen zijn verdeeld over de verschillende lichamen. In principe geldt dat een fijnere mesh leidt tot nauwkeurigere resultaten, echter zal moeten worden afgewogen in hoeverre de onvermijdelijke langere rekentijden acceptabel zijn. Hoewel de definiëring van de lichaamsnummering ook een oorzaak kan zijn voor de randeffecten, die optreden als spanningswisselingen langs het femur contactoppervlak, moet dit fenomeen meer gezocht worden in het grote verschil in stijfheid van de componenten. Appendix A handelt hier over.

Vergelijking van de resultaten van het numerieke model met de resultaten van het fysische model voldoet niet aan de verwachtingen, immers de verplaatsingen van het numerieke model leveren lagere waarden op die overigens over het algemeen wel gelijke tred houden met de verplaatsingen bij het fysische model.

Omdat in eerste instantie materiaalparameters genomen zijn, die naar veronderstelling het meest toepasselijk waren voor de deformeerbare lichamen, wordt een variatie in deze grootheden aangebracht. Deze parametervariatie leidt echter niet tot een noemenswaardig beter resultaat m.b.t. de validering van het fysisch model op grond van gemeten en berekende verplaatsingen. Enkele aanpassingen zullen dus gedaan moeten worden m.b.t. het numerieke model om een betere validatie van het fysische model te realiseren. Mogelijke aanpassingen worden besproken in de volgende paragraaf.

5.3 AANBEVELINGEN

Uit de vorige paragraaf is gebleken dat het ontworpen model niet geheel aan de eisen voldoet. Hoewel veel tijd gestoken is in het verkrijgen van een zo goed mogelijk model ter validatie van de experimentele opstelling zijn er toch enkele punten, waaraan aandacht geschonken zou moeten worden om het bestaande model te verbeteren. Hierbij zal opvallen dat enkele van deze opmerkingen betrekking hebben op een verbetering van de analysering van het fysische model. De aanbevelingen worden weer puntsgewijs vermeld, waarna een kleine toelichting volgt:

- Gebruik maken van een 'rigid' body voor het femur i.p.v. een 'deformable' body.
- Aanbrengen van een fijnere mesh-verdeling.
- Materiaalgedrag van de componenten uit de experimentele opstelling analyseren en, indien sprake is van een Moonley-Rivlin gedrag voor de siliconenrubber componenten, de waarden van de gebruikte materiaalparameters controleren.
- De wrijvingsituatie in het contact bij de experimentele opstelling analyseren.
- Centreren van de experimentele opstelling
- Validatie op grond van andere fysische grootheden, zoals gemeten contactkrachten.

Bij de modellering van het model binnen MARC is gekozen voor een deformeerbaar lichaam voor de femur-component. De reden hiervoor is dat naast verplaatsingen ook reactiekrachten langs het contactoppervlak tijdens de experimenten gemeten zijn. Deze krachten zijn gemeten met krachtopnemers, die op het contactvlak van de metalen bol zijn geplaatst. De reactiekrachten kunnen in het numerieke model worden bepaald uit de optredende deformaties van de componenten. Bij gebruik van een volledig star lichaam als femur-component (rigid body binnen MARC) zijn er geen deformaties langs het femur contactoppervlak, waardoor de reactiekrachten niet bepaald kunnen worden. In dit onderzoek vindt validatie alleen plaats op grond van gemeten verplaatsingen en modellering van het femur als een 'rigid body' kan dan betere uitkomsten bieden. Met name de spanningswisselingen langs het femur contactoppervlak kunnen zodoende worden onderdrukt.

Deze spanningswisselingen voor opeenvolgende knooppunten langs de contactvlakken zouden ook verminderd kunnen worden door lokaal een fijnere meshverdeling aan te brengen. Deze oplossing zal echter leiden tot onvermijdelijke lange rekentijden, die geen positief effect op het onderzoek hebben. Bovendien is niet gegarandeerd dat een fijnere mesh zal leiden tot betere resultaten m.b.t. het valideren van het fysische model.

Vergelijking van resultaten is in principe alleen geoorloofd indien de condities van beide situaties goed overeenkomen. De materiaalparameters, die in het numerieke model zijn gebruikt, werden verondersteld representatief te zijn voor de werkelijke materiaalparameters. Hoewel er geen grote verbetering in de resultaten verwacht wordt (zie paragraaf 4.3), zal bij gebruik van de werkelijke parameters het numerieke model de experimentele opstelling beter benaderen. Het is zelfs mogelijk dat geheel andere waarden aan de materiaalparameters gegeven moeten worden. Bovendien kan de experimentele opstelling beter gevalideerd worden, indien het materiaalgedrag van de componenten beter bekend is. De visceuze effecten, die in het numerieke model verwaarloosd zijn, kunnen een dusdanige invloed hebben op optredende deformaties, dat verplaatsingen geheel andere waarden aannemen.

Voor het numerieke model zijn twee extreme situaties m.b.t. de wrijving in het contactvlak bekeken. Om de wrijvingsituatie tijdens de experimenten te beschouwen, zou geïnterpoleerd moeten worden tussen deze extrema. Als gevolg hiervan treden er onnauwkeurigheden op bij de vergelijking met de resultaten van de experimenten. Echter toepassing van de werkelijke wrijvingsituatie benadert nog steeds niet de experimentele resultaten (zie paragraaf 4.3), maar ook in dit geval zal het modelleren van de werkelijke wrijvingsituatie een betere benadering voor het fysische model opleveren.

Uit de experimentele resultaten is gebleken (zie paragraaf 4.2) dat de radiale uitwijking van de meniscus voor verschillende posities op de buitenkant van de ring in waarden verschilt. Het fysisch model was dus niet axisymmetrisch. Om een verband te kunnen leggen tussen gemeten verplaatsingen en numeriek berekende verplaatsingen is centreren van de experimentele opstelling noodzakelijk.

Tenslotte dient opgemerkt te worden dat validatie door numerieke simulaties van een fysisch model plaats moet vinden op grond van meerdere karakteristieke grootheden van het model. In dit geval is de waarde van het numerieke model groter indien ook de gemeten contactkrachten in het fysische model vergeleken worden met de relevante modelrespons.

LITERATUUR

- [1]: Schreppers, G.J.M.A. (1991) Force Transmission in the Tibio-Femoral Contact Complex, *Proefschrift, Technische Universiteit Eindhoven.*

APPENDIX A

CONTACT

I. INLEIDING

Deze appendix handelt over de moeilijkheden, die ontstaan bij deformatie van lichamen, indien sprake is van contact tussen twee lichamen. Hierbij is niet alleen het punt van initieel contact, maar ook de verandering in contactgebied t.g.v. continue deformatie, moeilijk te voorspellen. De globale werking van contact algoritmen zal worden besproken gebruikmakend van voorbeelden, waarin aandacht wordt besteedt aan fenomenen, die specifiek zijn voor contactproblemen. Er wordt een onderscheid gemaakt tussen deformeerbare lichamen en niet-deformeerbare (rigid) lichamen afhankelijk van hun functie in de analyse. In dit onderzoek wordt alleen contact tussen deformeerbare lichamen beschouwd, waarbij een deformeerbaar lichaam voorgesteld kan worden als een verzameling van eindige elementen.

II. CONTACT OPTION

Indien twee of meer lichamen met elkaar in contact komen, moeten non-penetratie voorwaarden worden opgesteld, die probleemspecifiek zijn. Deze voorwaarden zorgen er voor dat geen doordringing optreedt van lichamen in elkaar of in zichzelf. Binnen het eindige elementen pakket MARC worden de non-penetratie voorwaarden automatisch gegenereerd en aangeropen door gebruik te maken van de CONTACT optie. Het concept bij contact is de opbouw van een lichaam. Alle noodzakelijke geometrische informatie om non-penetratie voorwaarden op te leggen wordt gevonden in de oppervlakten, die de lichamen begrenzen.

Om er voor te zorgen dat de veranderingen in de randvoorwaarden bij een contactproces tussen twee lichamen steeds worden vastgelegd, moet de volgende informatie in acht worden genomen:

- De oppervlakte van een lichaam dat m.b.v. een eindige elementen model wordt opgebouwd uit een set randknooppunten.
- De verplaatsing van (delen van) het lichaam.

De verplaatsing van (rand-) knooppunten van een deformeerbaar lichaam is een gevolg van een opgelegde (punt en/of verdeelde) belasting of een voorgeschreven verplaatsing. Indien sprake is van contact tussen deformeerbare lichamen, wordt steeds elk knooppunt van elk lichaam wederzijds gecontroleerd op contact met elke rand van elk ander lichaam.

Bij gebruik van de optie CONTACT binnen MARC wordt de analyse voorafgegaan door een nul increment. Tijdens dit increment 0, waarin nog geen belasting wordt opgelegd, worden initiële controles uitgevoerd, zoals de bepaling van alle randknooppunten en de vertaling van randoppervlakken in geometrische grootheden.

Een contact analyse bestaat uit een of meer incrementen, waarin successievelijk belastingen worden opgelegd. Deze incrementen worden altijd gedefinieerd door tijdstappen. Voor het geval dat een increment wordt opgedeeld in sub-incrementen, wordt de tijd proportioneel met de belastingfractie opgedeeld. Er zijn enkele mogelijkheden binnen MARC bruikbaar om tijdstappen of multiple belastingincrementen in te geven. In deze analyse wordt de optie AUTO LOAD in combinatie met TIME STEP toegepast om een beperkt aantal incrementen, die alle dezelfde belasting dragen, op het probleem los te laten. De wijze, waarop de contactalgoritmen van MARC werken is als volgt:

1. Zoek alle knooppunten, die in contact zijn. Er is sprake van contact, als de afstand tussen het knooppunt en het oppervlak, waarmee contact zou moeten zijn beneden een bepaalde limiet is. Deze limiet kan zelf worden ingegeven of door MARC worden berekend als 1/20 deel van de kleinste elementzijde. Noodzaak is dat deze waarde veel kleiner is dan de geometrische karakteristieken van het model.
2. Voor alle knooppunten, die in contact zijn, worden vervolgens non-penetratie voorwaarden opgesteld in de vorm van 'tyings'. Deze tyings worden gekarakteriseerd door drie knooppunten: het tied knooppunt en twee (retained) knooppunten, die de uiteinden van het oppervlakte segmentje van een element vormen dat in contact komt. Als gevolg van deze tying heeft het contact-knooppunt de mogelijkheid de rand van het grensoppervlak te volgen door er langs te glijden of er aan vast te plakken afhankelijk van contact-voorwaarden zoals wrijving (Fig. A.1). De volgorde, waarin tyings worden gegenereerd, is afhankelijk van nummering van de verschillende contactlichamen en heeft een grote invloed op de oplossing. Dit fenomeen wordt geïllustreerd in voorbeeld 1.
3. Indien een geconvergeerde oplossing wordt gevonden, worden contactkrachten berekend. Is deze kracht een trekkracht, die groter is dan een ingestelde separation kracht, dan wordt het contactknooppunt losgelaten en een nieuwe oplossing wordt bepaald. De separation kracht wordt automatisch berekend uit residuele krachttermen, mits hij niet handmatig wordt ingevoerd.
4. Op dit punt moet besloten worden of een knooppunt, dat aan het begin van het increment los was, zich door het lichaam laat verplaatsen aan het einde van het increment. Indien dit het geval is, wordt het increment gesplitst, zodat in eerste instantie het knooppunt nauwelijks in contact komt. Op deze manier zal het begin van het volgende increment een nieuw contact detecteren, waarna de analyse als normaal verloopt. Bij constante incrementgrootte, op te geven in de HISTORY DEFINITION, zal een reductie in tijdsduur van een increment leiden tot een opsplitsing van het increment in twee, meestal ongelijke, sub-incrementen. In elk sub-increment is de opgelegde belasting een fractie van oorspronkelijke incrementele opgelegde belasting.

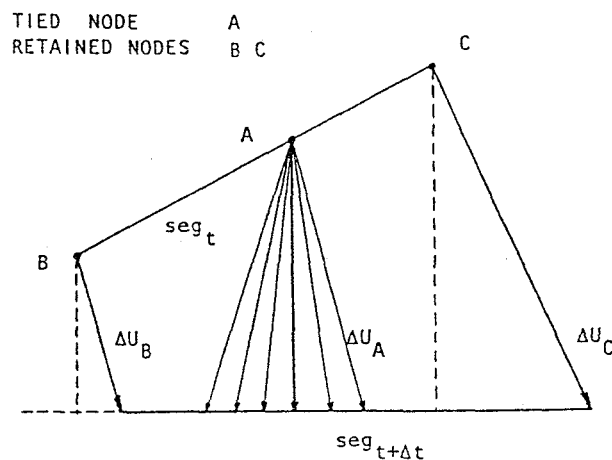


Fig. A.1: detectie van contact van knooppunt A op zijde B-C op tijdstip t . Afhankelijk van de wrijvingsituatie in het contactvlak zal knooppunt A na een verplaatsing van zijde B-C op tijdstip $t + \Delta t$ aan het contactvlak blijven plakken of er langs glijden.

III. VOORBEELD 1

In dit eerste voorbeeld wordt uitgelegd hoe de body-nummering in de contactvoorwaarden een rol speelt. In de MARC-invoer file moet elk lichaam voorzien zijn van een nummer. De volgorde, waarin MARC de tyings genereert, indien knooppunten binnen de contacttolerantie komen, is afhankelijk van de volgorde, waarin de verschillende lichamen zijn genummerd. De kwaliteit van de oplossing wordt sterk beïnvloed door deze tyingvolgorde. Een verkeerde body-nummering kan leiden tot doordringen van lichamen in elkaar of tot grote discontinuïteiten in de berekende spanningen langs de contactoppervlakten. Dit geldt vooral indien een grove mesh in contact komt met een veel fijnere mesh. Voorbeeld 2 zal hier meer over zeggen. De manier, waarop lichamen juist kunnen worden genummerd, wordt bepaald door een aantal vuistregels, die gehanteerd dienen te worden voor een correcte analyse:

1. - Deformeerbare lichamen dienen vóór starre lichamen te worden gedefinieerd. Indien twee lichamen met elkaar in contact komen is het deformeerbare lichaam body 1 en het starre lichaam body 2.
2. - Indien de dichtheid van de mesh van twee lichamen sterk verschilt, moet het lichaam met de fijnste mesh al eerste worden gedefinieerd, d.w.z. dit lichaam heeft het laagste nummer.
3. - Indien sprake is van grote verschillen in geometrische afmetingen tussen lichamen, moet het lichaam met de kleinste afmetingen als eerste worden gedefinieerd.
4. - Indien een van twee lichamen convex is en de andere concaaf, moet het convexe lichaam als eerste worden gedefinieerd.
5. - Indien sprake is van een groot verschil in materiaaleigenschappen tussen twee lichamen, moet het zachtere lichaam als eerste worden gedefinieerd.

Deze regels kunnen niet altijd leiden tot kwalitatief de beste oplossing. Combinatie van bovenbeschreven toestanden is immers niet uitgesloten, waardoor overwogen moet worden welke combinatie in de voorwaarden-volgorde zal leiden tot de beste resultaten.

In Fig. A.2 wordt de verandering in de lichaams-nummering geïllustreerd. Het voorbeeld bestaat uit een eenvoudig model, waarin twee lichamen met elkaar in contact komen. De manier, waarop de verschillende lichamen geometrisch zijn gedefinieerd, is weergegeven in Fig. A.2a. Hierbij is het element, waaruit het onderste lichaam is opgebouwd identiek aan, maar 2 maal zo groot als de 3 elementen, waaruit het bovenste lichaam is opgebouwd. De materiaalparameters van de lichamen zijn gelijk en in dit geval in waarden niet van groot belang. De verplaatsingen van de knooppunten 9 t/m 12 zijn in alle richtingen onderdrukt, terwijl op de knooppunten 1 en 2 een puntbelasting in positieve y-richting wordt aangebracht. De lichaams-nummering, die in de eerste analyse wordt gebruikt, is te zien in Fig. A.2b. Het bovenste lichaam wordt als eerste genummerd en het onderste lichaam dus als tweede. In de tweede analyse (Fig. A.2c) wordt de lichaamsvolgorde omgedraaid. Afhankelijk van de gekozen nummering worden tyings genereerd met de volgende mogelijkheden:

1. Verplaatsingen van knooppunten 6 en 7 worden voorgeschreven door de verplaatsingen van de knooppunten 3 en 4: $U_6 = f(U_3, U_4)$, $U_7 = f(U_3, U_4)$.
2. a-Verplaatsing van knooppunt 3 wordt voorgeschreven door de verplaatsingen van de knooppunten 5 en 6: $U_3 = f(U_5, U_6)$.
b-Verplaatsing van knooppunt 4 wordt voorgeschreven door de verplaatsingen van de knooppunten 7 en 8: $U_4 = f(U_7, U_8)$.

Uit de contactalgoritmen, die MARC aanroept, volgt dat de eerste tying combinatie geldig is voor Fig. A.2b en de tweede tying combinatie voor Fig. A.2c. Onafhankelijk van de gekozen lichaamsnummering treedt er in dit voorbeeld doordringing op. Deze doordringing is echter verschillend voor beide analyses. Steeds dringt body 2 door in body 1. In andere goed gedefinieerde modellen kan doordringing voorkomen worden door de lichaamsnummering te veranderen. Deze doordringingen verlagen de kwaliteit van de oplossing in termen van verplaatsingen en kunnen in die zin dan beschouwd worden als fouten in het verplaatsingsveld in de contactzône. Discontinuïteiten in het verplaatsingsveld kunnen ook ontstaan door de vorming van openingen ('gaps') tussen contactelementen. Indien verandering van de lichaamsvolgorde geen verbetering oplevert kan doordringen vermeden worden door de mesh van de verschillende lichamen rond het contact op elkaar af te stemmen. Dit is mogelijk door knooppunten langs het contactvlak te laten samenvallen of in geval van complexere geometrieën, waarbij samen laten vallen van knooppunten niet te realiseren is, de mesh te verfijnen. Voorbeeld twee zal hier verder op in gaan.

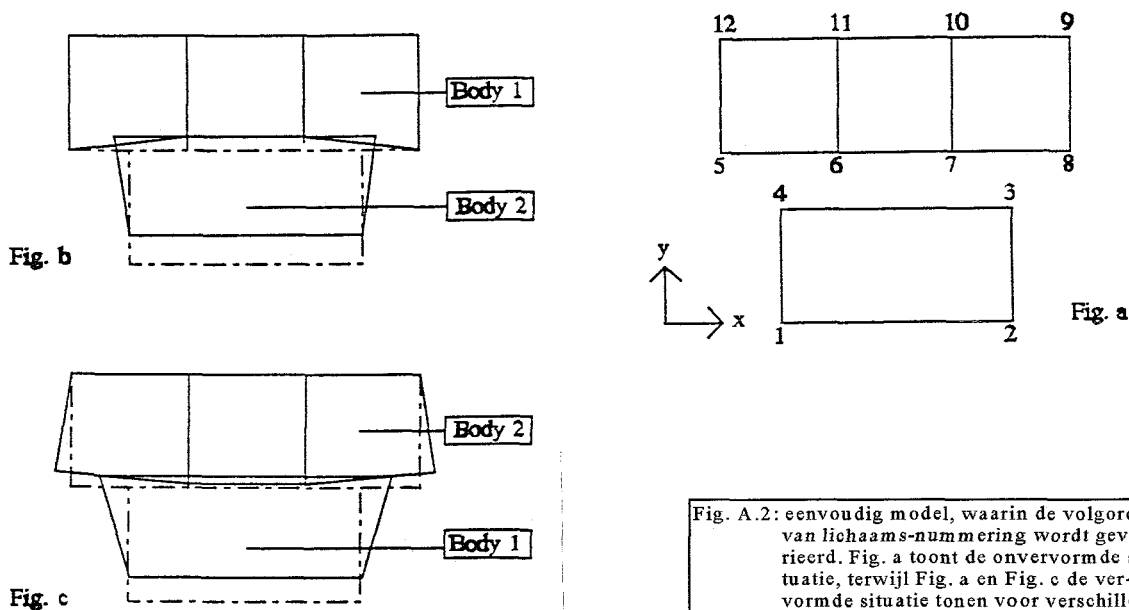


Fig. A.2: eenvoudig model, waarin de volgorde van lichaamsnummering wordt gevarieerd. Fig. a toont de onvervormde situatie, terwijl Fig. a en Fig. c de vervormde situatie tonen voor verschillende lichaamsnummeringen.

IV. VOORBEELD 2

De invloed van de elementenverdeling op de kwaliteit van de oplossing wordt in dit voorbeeld bekeken. In het vorige voorbeeld werd de kwaliteit van de oplossing bepaald afhankelijk van optredende discontinuïteiten in het verplaatsingsveld. De spanningsverdeling wordt nu als maat voor de kwaliteit van de oplossing genomen. Wederom wordt een eenvoudig model beschouwd met twee contactlichamen, die geometrisch identiek zijn en platte cilindrische schijven voorstellen (Fig. A.3a). De symmetrie-assen van de twee schijven liggen in elkaars verlengde. De verplaatsing van het linker oppervlak van cilinder 1 wordt in alle richtingen onderdrukt. Op het rechter oppervlak van de cilinder 2 wordt een uniforme oppervlaktespanning in negatieve z-richting als drukbelasting aangebracht. De knooppunten op de symmetrie-as kunnen alleen in axiale richting verplaatsen. De materiaaleigenschappen van beide cilinders komen overeen en zijn in de analyse van ondergeschikt belang.

Als gevolg van de opgelegde belasting wordt verwacht dat de interne spanningsverdeling homogeen zal zijn voor het model met voor beide cilinders gelijke waarden. De oppervlakten, die initieel loodrecht op de symmetrie-as staan blijven na deformatie ook loodrecht op de symmetrie-as staan. Om deformatie te realiseren wordt cilinder 1 verdeeld in drie gelijkwaardige elementen. In de eerste analyse heeft cilinder 2 dezelfde mesh als cilinder 1 (Fig. A.3b), waardoor knooppunten in het contactvlak samenvallen.

Uit Fig. A.3b volgt dat het model aan de verwachting voldoet, immers de spanningsverdeling is homogeen in het gehele model. In de tweede analyse wordt de mesh van cilinder 2 zodanig veranderd dat knooppunten in het contactvlak niet meer samenvallen (Fig. A.3c). In Fig. A.3c is te zien dat hierdoor de spanningsverdeling in het model drastisch verandert. De discontinuïteiten in de spanningsverdeling zijn groot, hoewel doordringing nauwelijks plaats heeft. Bovendien is op te merken dat de gedeformeerde oppervlakten zijn gaan krommen.

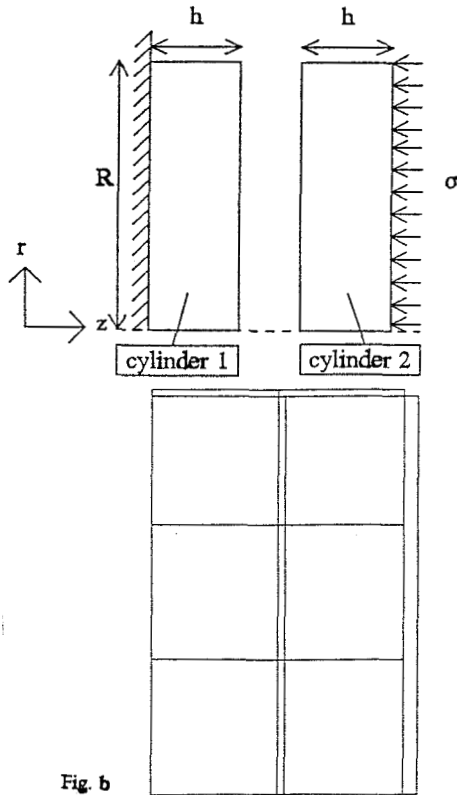
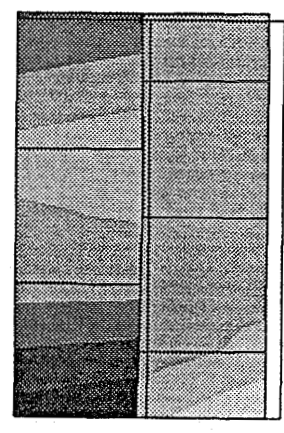


Fig. A.3: eenvoudig model, waarin de elementenverdeling in één contactlichaam wordt veranderd. Fig. a toont de onvervormde toestand van twee cilinders, die met elkaar in contact komen. Fig. b en c laten het spanningsverloop in de vervormde toestand van het model zien voor verschillende elementenverdelingen. De onvervormde toestand is ook weergegeven.



V. CONCLUSIES

Het blijkt verstandig te zijn aandacht te schenken aan de manier, waarop contactlichamen in een model worden genummerd en worden verdeeld in elementen tijdens een contact analyse. De beste resultaten bij een contact analyse worden verkregen door een mesh toe te passen, waarvan de elementenverdelingen langs de verschillende contactoppervlakten zo goed mogelijk overeenkomen en, indien mogelijk, waarvan knooppunten in het contactvlak samenvallen. Om doordringen te voorkomen of te reduceren moet gelet worden op de lichaams-nummering in analyses, waarbij contactknooppunten niet kunnen samenvallen. In elke analyse zal een verfijning van de mesh in het contactvlak leiden tot kwalitatief betere resultaten.