

Biomechanica van orthopaedische implantaten

Citation for published version (APA):

Huiskes, H. W. J. (1993). Biomechanica van orthopaedische implantaten. *Klinische Fysica*, 93(2), 81-86.

Document status and date:

Published: 01/01/1993

Document Version:

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

Please check the document version of this publication:

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

[Link to publication](#)

General rights

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

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

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

www.tue.nl/taverne

Take down policy

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

openaccess@tue.nl

providing details and we will investigate your claim.

Biomechanica van orthopaedische implantaten

R. Huiskes, afdeling orthopaedie, Katholieke Universiteit Nijmegen

Inleiding

'Het gebruik van kunstheupen is een ieder bekend', schreef Rozing (9) vorig jaar in dit blad. Dat is juist. Ieder kent wel een familielid, vriend of buurtgenoot die met zo'n voorziening van een ernstige invaliditeit is afgeholpen. De meest gestelde vraag in het sociale circuit luidt 'hoe lang gaan die dingen mee, tegenwoordig?' En ook dat is juist, want daar gaat het om. Gewrichtsprothesen veroorzaken zelden ernstige complicaties, maar ze hebben wel een beperkte levensduur. Die beperking houdt verband met biologische processen die zich rond de verankering van het implantaat in het bot afspelen, met micro-scheurtjes die zich in de loop van de jaren ontwikkelen in en rond het implantaat, als gevolg van de voortdurende gewrichtsbelasting, en met slijtage van de gewrichtsvlakken. Faalt de gewrichtsvervangings uiteindelijk, dan is dat vrijwel altijd het gevolg van een z.g. 'loslating' van de verankering van het implantaat, een proces dat gepaard gaat met veel pijn. Hoe snel zo'n loslating optreedt is afhankelijk van de eigenschappen van het implantaat, de chirurgische technieken gehanteerd tijdens de operatie, en van het gedrag van de patiënt. Het juiste antwoord op de boven gestelde vraag luidt dan ook: 'als u een goede prothese hebt, een goede orthopaed, en u netjes gedraagt, dan kunt u er nog lang plezier van hebben.' De volgende vraag is dan natuurlijk welke eigenschappen de prothese tot een goede maken, wat een orthopaed moet doen en laten om succes te hebben, en hoe de patiënt met zijn kunstgewricht moet omgaan. Dat is nu precies waar de biomechanica een antwoord op tracht te vinden.

De ontwikkeling van gewrichtsprothesen

De eerste echt succesvolle heupprothese werd ontwikkeld door Sir John Charnley. Dit succes had hij te danken aan twee factoren. Ten eerste de toepassing van z.g. 'acryl-cement' voor de verankering van de prothesedelen aan het bot (figuur 1). Dit is een zelfhardend polymeer, ook in de tandheelkunde veel toegepast, dat de ruimte tussen bot en implantaat opvult. Het is geen lijm. De tweede factor was de toepassing van polyethyleen als materiaal voor de heup-cup (figuur 1). De articulatie van dit materiaal tegen de metalen bol van de femur-component garandeerde een geringe wrijving. Er worden zeer veel Charnley prothesen toegepast in de wereld. In grote nationale 'multi-center-trials' scoort deze prothese nog steeds het hoogst waar het gaat om levensduur, bijvoorbeeld

95% succes na negen jaar (1). Dit succes wordt dan meestal afgemeten tegen de resultaten van andere 'gecementeerde' prothesen, die voornamelijk lager scoren. Niettemin is dit succes, ook voor de Charnley prothese, tijdelijk. Na vijftien of twintig jaar functioneren in de heup is er een veel grotere kans op een loslating. Dit is natuurlijk vooral een nadeel voor de jongere patiënten, met een lange levensverwachting. Een nadeel dat nog versterkt wordt door de grotere activiteit (hogere heupbelasting) en het snellere metabolisme (biologische processen verlopen sneller). Er is dan ook een inverse correlatie tussen de levensduur van de gewrichtsvervangings en de leeftijd van de patiënt ten tijde van de operatie.

Als reactie op dit nadeel zijn er de laatste vijftien jaren een aantal alternatieve (ongecementeerde) vormen van verankering ontwikkeld, in de hoop dat deze nog langer mee zouden gaan, ook voor de jongere patiënt. Voorbeeld hiervan is de ingroei-prothese, voorzien van een poreuze coating waar bot geleidelijk in vast groeit - althans in concept. Een recente innovatie is de toepassing van bio-actieve coatings -hydroxyl-apatiet, een calciumfosfaat- waarmee bot een verbinding kan vormen (4). Deze cementloze prothesen vereisen een

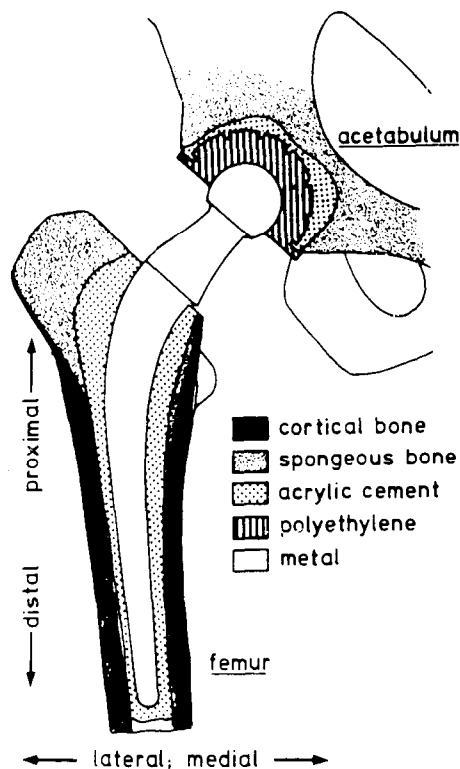
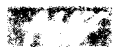


Fig. 1 Schematische illustratie van een Charnley totale heupprothese met cement.



precieze passing in het bot. Een speling van meer dan 2 mm kan het bot niet overbruggen, en bovendien leidt een slechte passing tot relatieve bewegingen tussen implantaat en bot ('microbeweging') in de beginfase, waardoor de biologische verankering niet tot stand komt.

Over het algemeen komen vernieuwingen tot stand op dezelfde wijze waarop Charnley tot zijn succesvolle prothese kwam: door 'trial-and-error'. Hij heeft eerst veel verschillende materialen uitgetoetst voor hij de juiste vond. De 'errors' waren natuurlijk ook vervelend voor de betreffende patiënten. Toch waren zijn klinische experimenten ethisch aanvaardbaar, omdat er nu eenmaal geen bevredigende therapie bestond voor de ernstig geïnvalideerde heuppatiënt. Of dat nu nog zo is, mag betwijfeld worden, omdat er nu immers wel zo'n therapie bestaat, in de vorm van de 'traditionele' gecementeerde heupprothese. Anderzijds zijn, zoals gezegd, de gecementeerde prothesen allesbehalve onfeilbaar, en zou zelfs een jaar verlenging van de gemiddelde levensduur de maatschappij veel geld en patiënten veel ellende sparen. Innovatie is dus belangrijk, maar leidt altijd tot klinische experimenten. De vraag is echter of 'trial-and-error' de juiste basis is voor het innovatie-proces.

Er zijn vele innovatieve gewrichtsprothesen op de markt gebracht die later ongeschikt bleken te zijn, en tot voortijdige loslatingen hebben geleid (3,10). Ook op dit moment zijn er veel prothesen op de markt waarvan in feite nog niet precies vaststaat of ze wel deugen, op de langere termijn. Om dit probleem te ondervangen kennen een aantal landen wettelijke regels waar implantaten aan moeten voldoen, voordat ze op de markt geïntroduceerd mogen worden (3). Voorbeelden zijn de VS, met de FDA als uitvoerende instantie, en Frankrijk. Ook de toekomstige EEG zal wetgeving op dit gebied ontwikkelen. In de toekomst zullen, ook in Nederland, fabrikanten de veronderstelde voordelen van hun producten moeten kunnen documenteren. De klinische en pré-klinische testmethoden die daarvoor nodig zijn moeten in wetenschappelijk onderzoek worden ontwikkeld.

Prof.dr.ir. R. Huiskes studeerde werktuigbouwkunde aan de Technische Universiteit Eindhoven en trad daarna in dienst van de Universiteit Nijmegen, afdeling Orthopaedie. Zijn promotie-onderzoek, op het gebied van de biomechanica van heupprothesen, verrichtte hij in samenwerking met Eindhoven. Hij is nu hoofd van de biomechanica sectie van de afdeling Orthopaedie in Nijmegen, en bijzonder hoogleraar in de Biomechanica, vanwege de Nederlandse Orthopaedische Vereniging. Hij is tevens hoofdredacteur van de *Journal of Biomechanics*. In het academisch jaar 1992/93 is hij gasthoogleraar aan de University of Michigan in Ann Arbor.

Faal-scenario's voor gewrichtsprothesen

Ook in faal-mechanismen van de gewrichtserving lijkt vaak alles met alles samen te hangen. Het is ook erg lastig om zo'n mechanisme te determineren. Een patiënt met een gewrichtsprothese is moeilijk inwendig te onderzoeken en röntgenfoto's zijn te weinig nauwkeurig om een faalproces precies te kunnen volgen. Soms kan een post-mortem onderzoek worden uitgevoerd, als de patiënt zijn lichaam ter beschikking stelt van de wetenschap. Ook dierexperimenten leveren gegevens. Als de loslating een feit is en de prothese gereviseerd moet worden kan er onderzoek op de prothese en het resterende bot worden uitgevoerd. Het beeld is dan wel duidelijk, maar de precieze oorzaak vaak moeilijk te achterhalen. Er zijn immers zo vele factoren die een loslating tot gevolg kunnen hebben. Het is daarom wetenschappelijk gezien verstandiger onderzoek te richten op *faalscenario's*, waarvan er een aantal identificeerbaar zijn (7):

'*Accumulated damage*': de repeterende (dynamische) belasting op het gewricht veroorzaakt geleidelijk een toename van micro-scheurtjes in het acrylcement, op de verbindingen tussen bot en cement, of tussen cement en prothese. Uiteindelijk leidt de accumulatie van micro-scheuren tot breuken in het materiaal (een soort materiaal-vermoeiing). De prothese is dan, mechanisch gezien, los (5). Het gevolg is beweging tussen implantaat en bot, waardoor bot oplost en vervangen wordt door zacht bindweefsel tussen implantaat en bot, wat uiteindelijk tot klinisch falen leidt. De kans dat dit scenario optreedt is afhankelijk enerzijds van de sterkte van de materialen en hun onderlinge verbindingen, en anderzijds van de mechanische spanningen die als gevolg van de belasting worden opgewekt. Acrylcement is een relatief zwak materiaal en bovendien is zijn verbinding met het implantaat, noch met het bot, erg sterk. Dit scenario treedt dan ook vooral op in relatie met gecementeerde gewrichtsprothesen. Of het optreedt ligt ook aan de grootte van de spanningen, dus aan de grootte van de belastingen (gewicht en activiteiten van de patiënt), en aan de vorm en materiaal-eigenschappen van de prothese (5). De intrinsieke sterkte van cement is natuurlijk een gegeven, maar een slechte chirurgische techniek kan de sterkte verlagen. Met name porositeit kan de sterkte verminderen.

Waarschijnlijk zal dit scenario bij ongecementeerde prothesen minder vaak optreden omdat de verankering sterker is, hoewel deze nog te kort in zwang zijn om daar zeker van te zijn. Mechanisch falen van de verankeringen komt wel voor bij deze prothesen (8).

'*Particulate reaction*': slijtage van gewrichtsprothesen is onvermijdelijk. Dit hoeft nog niet direct desastreus te gevolgen te hebben, omdat de slijtage-snelheid laag is. De slijtpartikels zelf kunnen echter wel tot proble-

men leiden. Deze partikels (metaal, cement of polyethyleen) blijven in de gewrichtsruimte aanwezig en kunnen van daaruit tussen de verankering van implantaat en bot migreren. Zij veroorzaken daar irritaties van het weefsel en reacties van reuscellen, die tot resorptie van bot en interpositie van een zachte bindweefsellaag leiden; dezelfde afloop dus als in het eerste scenario, maar nu met een andere oorzaak. Dit scenario treedt zowel rond gecementeerde als rond ongecementeerde prothesen op en wordt natuurlijk vooral bepaald door het aantal slijtpartikels, dus door de gewrichtsbelasting en de kwaliteit van de gebruikte materialen.

'Failed ingrowth': dit scenario is specifiek voor ongecementeerde prothesen, die tijd nodig hebben om vast te groeien. Ingroei zal niet plaatsvinden als er voortdurend beweging plaatsvindt tussen implantaat en bot, als gevolg van de gewrichtsbelasting. Omdat er altijd belasting is -deze kan zelfs voor de bedlegerige patiënt aanzienlijk zijn- moet de prothese dus tijdens de operatie goed geborgd worden. Dat betekent een juist ontwerp en een precieze passing. Vindt ingroei niet plaats, dan kunnen de relatieve bewegingen weer botafbraak veroorzaken, met als gevolg weer interpositie van zacht bindweefsel en uiteindelijk klinisch falen.

'Stress shielding': bot is een levend materiaal dat zich voortdurend vernieuwt. Het is steeds onderhevig aan 'turn-over', waarbij bot wordt afgebroken door osteoclasten, en weer opgebouwd door osteoblasten. Al sinds jaar en dag is bekend dat dit proces beïnvloed wordt door de mate van botbelasting ('Wolff's Law', 12). Bij onderbelasting wordt er meer bot afgebroken dan gevormd (b.v. bij ruimtevaarders), en bij overbelasting vindt het omgekeerde plaats. Dit proces is het gevolg van een lokaal biologisch regelmechanisme, zoals geschematiseerd in figuur 2. Aangenomen wordt

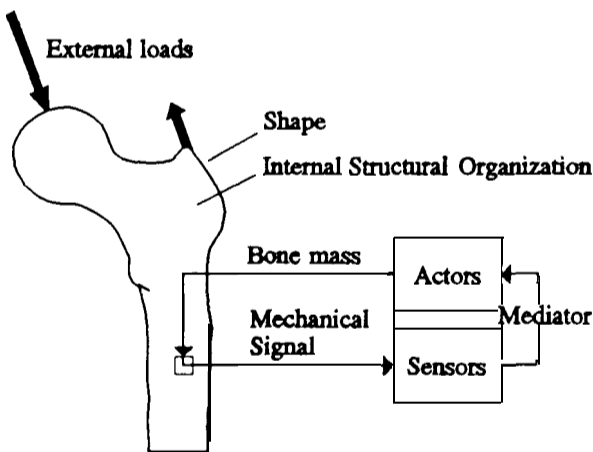


Fig. 2 Schema van een biologisch regelproces volgens Wolff, waarmee de botmassa lokaal geregeld wordt met mechanische variabelen als regelsignaal. De lokale waarde van het regelsignaal wordt weer bepaald door externe belasting, vorm en interne structuur van het gehele bot.

dat de osteocyten een sensorrol vervullen, waarbij ze een lokaalmechanisch signaal, veroorzaakt door de deformatie van het bot (bijvoorbeeld elastische energie), kunnen omzetten in chemische mediators voor het remodeleringsproces.

Nu is de lokale elastische energie natuurlijk afhankelijk van de externe botbelasting, maar ook van de vorm van het bot en van zijn mechanische (elastische) eigenschappen. Deze veranderen tergevele als een gewricht vervangen wordt door een kunstgewricht. Dan zal dus ook de distributie van de elastische energie in het bot rond de prothese veranderen, met als gevolg netto winst of verlies aan botmassa. Vooral rond de steel van een heupprothese, in de corticale schil van het femur, zal het bot onderbelast worden ('stress shielded'). Het gevolg is dat daar dan ook vaak botresorptie plaatsvindt (figuur 3).

De mate van onderbelasting in het bot rond de femursteel is afhankelijk van de heupbelasting, maar ook weer van de vorm en materiaalkeuze van de prothese. Vooral de flexibiliteit van de steel is van belang. Grote flexibiliteit geeft weinig onderbelasting, dus ook weinig botresorptie, en vice versa (11). Omdat ongecementeerde prothesen de hele schacht van het bot op moeten vullen -er is immers geen cement- zijn ze veel stijver dan gecementeerde prothesen. Dit scenario is dan ook vooral van belang bij ongecementeerde prothesen. Op de langere termijn blijkt soms 50% van de botmassa verdwenen te zijn (2). De prothese kan als gevolg daarvan uit zijn verankering breken. Het grootste probleem is dat er dan bij een eventuele revisie-operatie te weinig bot voor de verankering van een nieuwe prothese voorhanden is.

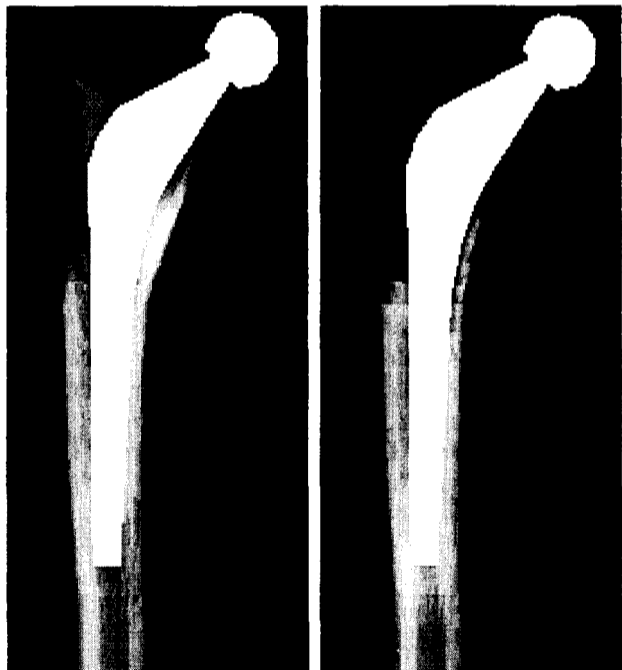


Fig. 3 Adaptieve botresorptie rond de steel van een heupprothese. Links de radiologische dichtheid van het bot direct na de operatie en rechts vele jaren later. Er is behoorlijk wat bot opgelost, vooral aan de bovenzijde, als gevolg van onderbelasting (11).

'*Destructive wear*': het slijtageproces in de heupprothese, tussen metalen kop en polyethyleen kom, verloopt normaal vrij traag, in de orde van zo'n 50 μm per jaar. Er is dan niet veel kans dat de prothese letterlijk verslijt op het loopvlak. Niettemin bestaat er altijd een kans dat de slijtage vergroot wordt door het gebruik van slecht polyethyleen, een slechte passing tussen de beide componenten, of het migreren van partikels -bv cement- tussen de loopvlakken. In de knieprothese, die meestal contraforme gewrichtsvlakken heeft, is de slijtage veel kritischer. Inferieur polyethyleen kan dan tot dramatische slijtage en klinisch falen van de prothese leiden, zoals onlangs aange- toond voor een bepaalde prothese (10).

In vele gevallen wordt tegenwoordig gekozen voor een modulair ontwerp van met name ongecementeerde prothesen. Dat wil zeggen dat de prothese uit aparte, uitwisselbare onderdelen wordt gemonteerd, tijdens de operatie. Het voordeel hiervan is dat er een betere passing bereikt kan worden voor de individuele patiënt. Het nadeel is echter dat zo'n modulaire opbouw ook weer verbindingen nodig heeft die onderhevig zijn aan slijtage.

Kortom, het is niet ondenkbaar dat een moderne prothese, door wat voor oorzaak dan ook, voortijdig verslijt. Het is in ieder geval een faalscenario waarmee rekening gehouden moet worden.

Pré-klinische testen

Als een nieuwe prothese op de markt verschijnt, dan wordt meestal de verwachting gewekt dat deze beter is dan de reeds bestaande typen. Dat is zeker niet altijd het geval (3). De vraag is dan hoe we moeten vaststellen of de nieuwe prothese tenminste niet slechter is, voordat hij klinisch gebruikt wordt in patiënten. Let wel, de fabrikant zal daaromtrent geen enkele garantie bieden, omdat hij simpelweg levert wat orthopaedische chirurgen en andere wetenschappers uit het vakgebied voor hem uitdachten. Zo'n nieuw ontwerp is dan wel enkele jaren uitgeprobeerd in een beperkte klinische studie, maar als regel toch te kort om zekerheid voor de lange termijn te bieden (3,7). Dankzij klinisch en biomechanisch onderzoek gedurende recente jaren is het echter mogelijk een indruk te verkrijgen over de kansen op falen van een nieuwe gewrichtsprothesen door gebruik te maken van pré-klinische testmethoden (5,7).

Deze pré-klinische testmethoden hebben tot doel de prothesen te analyseren op hun gevoeligheid voor faal-scenario's. Een voorbeeld van zo'n test is een slijtage-analyse van een prothese in een heup- of knie-simulator. In zo'n testmachine worden de gewrichtskrachten en -bewegingen nagebootst en de slijtage per tijdseenheid gemeten (10). Hoewel deze testen geen absolute uitspraak kunnen leveren over de slijtagesnelheid *in vivo*, is het zeker mogelijk vergelijkende testen uit te voeren om de relatieve gevoeligheid van

een prothese voor de 'particulate reaction' en 'destructive wear' scenario's te onderzoeken. Een ander voorbeeld, gericht op het 'failed ingrowth' scenario, is de uitvoering van testplaatsingen in donor-bot, om de passing van ongecementeerde prothesen te onderzoeken. Gericht op hetzelfde scenario zijn z.g. stabiliteits-proeven. Hierbij worden de relatieve bewegingen tussen implantaat en bot gemeten onder dynamische belasting in een laboratorium-opstelling. Met een vergelijkbare opstelling kan de weerstand tegen het 'accumulated damage' scenario worden getest. Het probleem is natuurlijk dat er voor géén van deze testen officiële normen bestaan. Hun toepassing is dan ook vooralsnog volstrekt facultatief.

Vele van de bovengenoemde testen kunnen ook worden gesimuleerd in computerprogramma's, een gebied waarin de auteur zich gespecialiseerd heeft. Het aardige van deze computer-simulatiemethoden is dat ze al kunnen worden uitgevoerd als de nieuwe prothese nog in het ontwerp stadium verkeert. Bovendien zijn ze veel goedkoper dan laboratorium-testmethoden of dierexperimenten, is er geen donor-bot voor nodig en zijn ze zeer eenvoudig te standaardiseren. Met uitzondering van slijtage-proeven in gewrichtsimulatoren, kunnen alle bovengenoemde testmethoden in principe in de computer worden nagebootst. Hierbij wordt dan over het algemeen gebruik gemaakt van de eindige elementen methode (EEM). De EEM komt uit de sterkte- en elasticiteitsleer. Een constructie wordt opgedeeld in geometrische eenheden of elementen (figuur 4). Voor elk element worden parameterwaarden ingevoerd die de constitutieve (bv elastische) eigenschappen bepalen. Op de buitenoppervlakken worden krachten aangebracht die de externe belasting van de

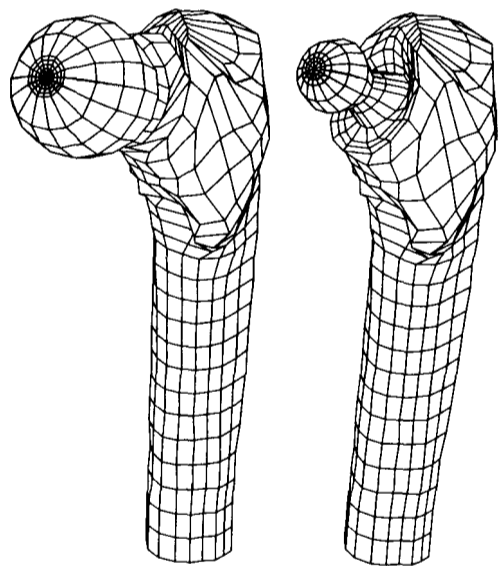


Fig. 4 Afbeeldingen van twee 'eindige elementen' modellen, links van een normaal bot, rechts van hetzelfde bot met een heupprothese (6).

constructie simuleren. Met deze gegevens kan de computer bij zeer goede benadering de elastische deformatie in elk element bepalen. Hiervan kunnen dan weer allerlei mechanische grootheden worden afgeleid, zoals spanning of elastische energie. Als de sterkte van het materiaal bekend is, dan kunnen ook schattingen omtrent de levensduur gemaakt worden. Voor gewrichtsprothesen wordt deze methode al regelmatig toegepast, met name om de relatie tussen ontwerpparameters en falen van de protheseverankering te onderzoeken (5). Het toepassingsgebied is echter veel breder dan alleen de sterkteleer. In het laatste deel van dit artikel wordt een voorbeeld behandeld van een onlangs ontwikkelde methode om prothese-componenten pré-klinisch te testen ten opzichte van het 'stress shielding' faal-scenario.

Spanning+adaptieve remodelering van bot rond implantaten

Doelstelling van de pré-klinische test is om de remodelering van bot rond prothesen, zoals hierboven besproken bij het 'stress shielding' scenario, voor de lange termijn te kunnen voorspellen. Hierbij wordt gebruik gemaakt van een combinatie van een EEM model en een mathematische beschrijving van het biologische reguleringsproces in figuur 2. Zo'n regelmodel is natuurlijk empirisch, omdat feitelijk het mechanische signaal op basis waarvan de cellen de botmassa reguleren niet bekend is, evenmin als de doelfunctie van het proces. Het uiteindelijke model is dan ook tot stand gekomen na uitproberen van een aantal mogelijkheden, en uiteindelijk geverifieerd ten opzichte van de normale architectuur van bot en van dierexperimenten met heupprothesen (11). In de procesbeschrijving worden zowel uitwendige vormveranderingen als inwendige massa-veranderingen gereguleerd, maar in de volgende bespreking zullen we ons beperken tot het laatste aspect.

Voor het mechanische regelsignaal gebruiken we de elastische energie die een uitwendige belasting op het bot per eenheid van massa lokaal levert. Deze grootte wordt per element berekend in het EEM model, voor een bepaalde belastingscyclus van gewrichts- en spierkrachten, uit de lokale spanningen en rekken. De regulering van de interne botmassa wordt nu beschreven door de verandering van de tijd- en plaatsafhankelijke dichtheid

$$\frac{d\rho}{dt} = \tau [S - (1 \pm s) S_{ref}]$$

waarin $\rho(t, \mathbf{x})$ de dichtheid van het bot is, $S(t, \mathbf{x})$ de elastische energie per eenheid van massa, $S_{ref}(\mathbf{x})$ de lokale referentie-waarde voor de elastische energie, en s een drempelwaarde rond de referentie die een zekere 'remodellerings-schroom' van bot representeert; t is de tijd, τ een tijdconstante en \mathbf{x} de lokatie-vector.

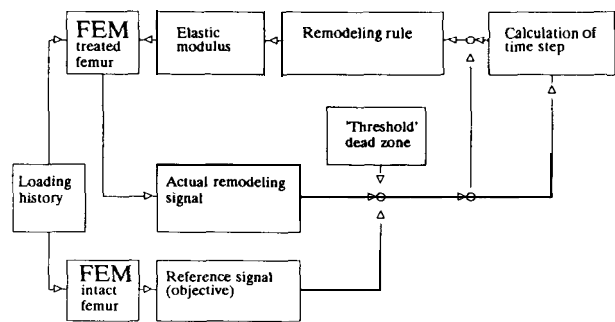


Fig. 5 Regelschema voor de computersimulatie van het remodeleringsproces rond de heupprothese met de eindige elementenmethode (FEM) (6).

Deze differentiaalvergelijking wordt rond het EEM programma iteratief opgelost, volgens het schema van figuur 5, met een voorwaardtse differentiemethode. Voor de (plaatsafhankelijke) referentiewaarde van de elastische energie S_{ref} wordt uitgegaan van wat het bot vóór de implantatie van de prothese onderging. Om deze te bepalen wordt een EEM analyse van het intacte bot uitgevoerd, op dezelfde wijze belast als de prothese. Het iteratieproces wordt voortgezet tot, in ieder element, het rechterlid van de bovenstaande vergelijking tot nul is genaderd, of de dichtheidsgrenzen (nul of maximaal mogelijk) bereikt zijn.

Als voorbeeld nemen we het bot en prothese-paar van figuur 4 (ongecementteerd), waarvoor een remodelerings simulatie overeenkomstig het schema van figuur 5 werd uitgevoerd (6). Het resultaat ziet u in figuur 3! U bent dus even voor de gek gehouden. Figuur 3 toont geen Röntgenfoto's van een werkelijkheid, maar fotosimulaties van de dichtheidsverdelingen in EEM modellen. Links de simulatie van de direct post-operatieve (natuurlijke) situatie, volgens de dichtheidsverdeling in een donor-bot, gemeten met een CT-scanner. Rechts de uiteindelijke met het model voorspelde dichtheidsverdeling nadat het simulatieproces geconvergeerd is. Het botverlies bedraagt hierbij een totaal van 23%; in alleen het bovenste deel zelfs 70%. Het aardige van deze simulatiemodellen is dat ze voor allerhande interessante problemen snel een antwoord geven. Zo werd bijvoorbeeld in deze studie onderzocht wat nu het effect op de langere termijn zou zijn als in plaats van een metalen prothesesteel (zoals in het voorbeeld), een steel gemaakt van een flexibel komposietmateriaal zou worden gebruikt (resultaat: de botresorptie wordt drastisch beperkt, maar de kansen op het 'failed ingrowth' scenario worden behoorlijk groter). Tevens werd onderzocht wat het effect is van de initiële (natuurlijke) botdichtheid van de patiënt ten tijde van de operatie op het uiteindelijke botverlies (resultaat: hoe meer bot ten tijde van de operatie, hoe minder procentueel botverlies). Deze soort relaties zijn moeilijk te bepalen in experimenteel of klinisch onderzoek.

Hoe realistisch zijn deze resultaten? Welnu, het toeval wil dat onlangs rapport werd uitgebracht van een botdichtheidstudie van 5 overleden heupprothesepatiënten, waarbij de dichtheid zeer nauwkeurig in het laboratorium werd gemeten (2). Voor een schatting van de botmassa ten tijde van de operatie gebruikten ze het andere, niet behandelde bot. Ook zij vonden een relatie tussen initiële botmassa en uiteindelijk botverlies. Dit is natuurlijk een aardige gelegenheid om de resultaten van het simulatiemodel aan de werkelijkheid te toetsen. De vergelijking gaat wel niet helemaal op, omdat het post-mortem onderzoek kobalt-chroom prothesen betrof, en de simulatie een titanium prothese, een materiaal dat bijna tweemaal zo flexibel is. Maar omdat we de relatie tussen prothesemateriaal en botresorptie nu kennen, zijn de simulatie-resultaten vrij eenvoudig te extrapoleren naar de omstandigheden van het post-mortem onderzoek. De resultaten van deze vergelijking vindt u in figuur 6. Het lijkt er op dat het simulatiemodel de werkelijkheid uitstekend kan voorspellen. En dat betekent dat het een zeer geschikt middel is voor préklinische testen.

Slotwoord

In dit artikel werd benadrukt dat de moderne gewrichtsprothese een zeer succesvolle therapie kan bieden voor ernstige gewrichtsaandoeningen. De levensduur van de gewrichtserving is echter toch beperkt en omdat revisie-chirurgie relatief kostbaar is, en leed veroorzaakt, is het de moeite waard om onderzoek naar nieuwe materialen, ontwerpen en fixatietechnieken uit te voeren. Innovatie op basis van 'trial-and-error' is echter niet meer te verantwoorden. Betoogd werd dat de biomechanica préklinische testmethoden biedt om nieuwe ideeën en prothese-typen te toetsen aan bekende faal-scenario's. Hiervan werd ook een voorbeeld besproken.

Correspondentie:

Prof.dr.ir. R. Huiskes
Afdeling Orthopaedie
Katholieke Universiteit Nijmegen
Postbus 9101
6500 HB Nijmegen

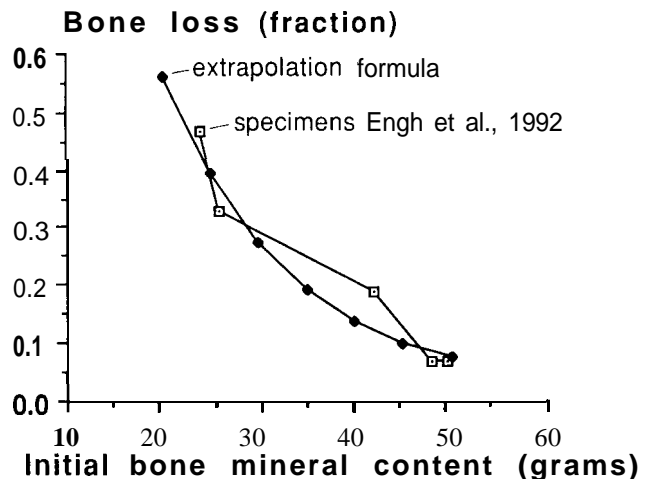


Fig. 6 De resultaten van de computersimulatie (6) geëxtrapoleerd naar de experimentele bevindingen (2) levert een uitstekende overeenkomst in de relatie tussen initiële botmassa (horizontale as) en totaal botverlies (vertikale as) op lange termijn.

Referenties

- Ahnfelt L, Herberts P, Malchau H, Andersson GBJ (1990) Prognosis of total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 61(Suppl 238): 1-26
- Engh GA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH (1992) A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg* 74-A: 1009-1020
- Faro LMC, Huiskes R (1992) Quality assurance of joint replacement. *Acta Orthop Scand* 63(Suppl 250): 1-33
- Geesink RGT, de Groot K, Klein CPT (1988) Bonding of bone to apatite-coated implants. *J Bone Jt Surg* 70-B: 17-22
- Huiskes R (1991) Biomechanics of artificial-joint fixation. In: Mow VC, Hayes WC (ed) *Basic Orthopaedic Biomechanics*. Raven Press, New York: 375-442
- Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B (1992) The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 274: 124-134
- Huiskes R (1993) The current state and future of cemented and noncemented total hip replacement. In: Duparc J (ed) *Keynote Lectures, first European Congress of Orthopaedic Surgery*, Parijs, april 1993 (in press)
- Kuiper JH (1993) Numerical optimization of artificial hip-joint designs. Proefschrift, Universiteit Nijmegen
- Roziing PM (1992) Prothesiologie in de orthopaedie. *Klinische Fysica* 1992: 4-7
- Tulp NJA (1993) Wear and alignment in total knee replacement: an in vivo and laboratory study. Proefschrift, Universiteit Nijmegen
- Weinans H (1991) Mechanically induced bone adaptations around orthopaedic implants. Proefschrift, Universiteit Nijmegen
- Wolff J (1892) *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Kirchwald, Berlin