

## Onderzoek aan aortaklep voor ontwerp vlieskleprothese

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

van Renterghem, R. J., Rousseau, E. P. M., Sauren, A. A. H. J., & Steenhoven, van, A. A. (1981). Onderzoek aan aortaklep voor ontwerp vlieskleprothese. *De Ingenieur*, 93(1/2), 17-21.

**Document status and date:**

Gepubliceerd: 01/01/1981

**Document Version:**

Uitgevers PDF, ook bekend als Version of Record

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

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

[Link to publication](#)

**General rights**

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

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

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

[www.tue.nl/taverne](http://www.tue.nl/taverne)

**Take down policy**

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

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

providing details and we will investigate your claim.

# Onderzoek aan aortaklep voor ontwerp vliesklepprothese

Sinds 1975 bestaat er op de Technische Hogeschool Eindhoven het Interafdelingsproject Hartklepprothesen. Binnen dit project werken vakgroepen samen uit de Afdelingen Werktuigbouwkunde, Technische Natuurkunde en Elektrotechniek. Bovendien is er een zeer nauwe samenwerking met de Rijksuniversiteit Limburg. Doel van het project is om op basis van een studie naar het functioneren van de natuurlijke aortaklep tot inzichten te komen, die voor het ontwerp van kunstmatige hartkleppen van nut kunnen zijn. Daartoe worden in een drietal basisonderzoeken de hydrodynamica, dynamica en mechanica van de aortaklep bestudeerd. De resultaten hiervan worden gebruikt in de ontwerpstudie van vliesklepprothesen.

**Ir. A. A. H. J. Sauren**  
**Dr. ir. A. A. van Steenhoven**  
**Ir. R. J. van Renterghem**  
**Ir. E. P. M. Rousseau\***

Het hart van mensen en zoogdieren bestaat uit vier holtes, de rechter(RB)- en linker(LB)-boezem en de rechter(RK)- en linker(LK)-kamer. Dit is schematisch weergegeven in afbeelding 1. Het hart werkt als een bloedpomp. Hierbij dienen de boezems als verzamelruimte voor het bloed en zorgen de kamers voor de verpompings van het bloed naar het lichaam. De rechter hart helft pompt het bloed naar de longen waar het verzadigd wordt met zuurstof. Dit zuurstofrijke bloed komt terecht in de linker boezem. De linker kamer zorgt er dan voor dat het bloed verplaatst wordt naar alle andere organen, de ledematen en weefsels. Nadat het bloed daar de zuurstof heeft afgestaan, komt het uiteindelijk weer terecht in de rechter boezem.

Ongeveer éénmaal per seconde trekt het hart zich samen (systole) en ontspant het zich (diastole). De boezems onderling en ook de kamers onderling doen dat gelijktijdig, maar de boezems ongeveer 0,1 seconde eerder dan de kamers. Dit tijdsverschil maakt het mogelijk dat de boezems

\* Drie van de auteurs, t.w. A. A. H. J. Sauren, A. A. van Steenhoven en E. P. M. Rousseau zijn werkzaam aan de Technische Hogeschool Eindhoven. De heer R. J. van Renterghem is verbonden aan de Rijksuniversiteit Limburg, Maastricht.

hun inhoud kunnen pompen in de hartkamers voordat deze gaan samentrekken. Om de bloedstroming door het hart te reguleren zijn er vier kleppen aanwezig, een aan de inlaat van iedere kamer en een aan de uitlaat daarvan. Deze kleppen liggen alle vier in één vlak (afbeelding 1). De inlaatkleppen, de mitralis(MK)- en tricuspidalis(TK)klep zijn tamelijk grillig van vorm en de vliezen zitten met papillairspiertjes (PS) aan de kamerwand vast. De uitlaatkleppen, de aorta(AK)- en pulmonalis(PK)klep, zijn daarentegen 120°-rotatiesymmetrisch van vorm en de vliezen zijn ongespierd. De aortaklep zal in het vervolg centraal staan, deels omdat zij de grootste belasting moet opnemen en deels omdat zij door haar relatief eenvoudige structuur het gemakkelijkst te bestuderen is.

## Aortaklep

De aortaklep bevindt zich tussen de lichaamsslagader (aorta) en de linker hartkamer. Bij de mens is haar inwendige diameter aan de uitstroomzijde ongeveer 20 mm. De klep bestaat in wezen uit drie delen: drie dunne (0,6 mm) vliesjes, hun bevestiging aan de klepwand (aortakleping) en achter ieder vliesje een zakvormige uitzetting van de klepwand (sinus van Valsalva). De drie vliesjes liggen tijdens de diastole tegen elkaar aan en vormen zo een volledige afsluiting van de aorta (afbeelding 2).

De vloeistofflow in de aorta vlak achter de aortaklep, heeft een verloop zoals getekend is in afbeelding 4. Tijdens de systole perst de linker kamer het bloed door de geopende aortaklep de aorta in en is er dus sprake van een voor-

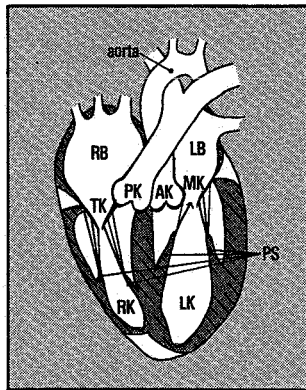
waartse stroming. Geleidelijk aan neemt deze voorwaartse stroming af (vloeistofvertragingfase) als gevolg van de afnemende contractiekracht van het hart. Op het einde van de systole wil de vloeistof vanuit de aorta zelfs terugstromen naar de linker kamer en is de vloeistofsnelheid negatief. Dit is evenwel slechts mogelijk zolang de aortaklep nog niet geheel gesloten is. Daarna komt de vloeistof tot stilstand en wordt de vloeistofsnelheid dus nul.

De drukken in de buurt van de aortaklep variëren sterk. Tijdens de systole zijn de drukken in de aorta en linker kamer ongeveer 120 mmHg. Tijdens de diastole zakt de druk in de aorta tot ongeveer 80 mmHg, maar die in de linker kamer tot nagenoeg nul. Gedurende ongeveer 80 jaar zal de aortaklep ongeveer 2,5 miljard maal zo'n drukvariatie van 0 tot 80 mmHg moeten weerstaan. Om dit mogelijk te maken zijn er blijkbaar in de vormgeving en werkwijze van deze klep zeer subtiële mechanismen aanwezig die er voor zorgen dat de spanningen in de vliezen zo klein mogelijk zijn. Het zal duidelijk zijn dat deze geniale klepconstructie voor allerlei toepassingen om nabootsing vraagt! Maar voordat dit bevredigend kan gebeuren, moet wel eerst inzicht verkregen zijn in het gedrag en de werking van deze natuurlijke klep.

## Hydrodynamica van aortaklep

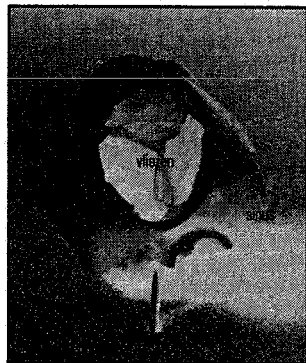
Het doel van de onderzoekslinje 'hydrodynamica' is de interactie te beschrijven tussen de klepvliשבewegingen en de vloeistofstroming in de aortaklep, met name tijdens het sluiten van de klep. Aan een

vijfmaal vergroot tweedimensionaal model van de aortaklep zijn experimenten uitgevoerd [3]. Daarbij wordt de aorta voorgesteld door een rechthoekig kanaal en de sinus van Valsalva door een halve cilinder. Daartussen bevindt zich een dun membraan dat het vlies voorstelt. De opstelling is gemaakt van



Afbeelding 1: schematische weergave van het hart. De gebruikte symbolen zijn in de tekst verwerkt

gesloten wordt door het terugstromen van de vloeistof vanuit de aorta naar de linker kamer, hetgeen een vrij plotselinge sluiting zou betekenen, maar dat de klepsluiting al veel eerder begint. Wanneer de vloeistof in de aorta begint te vertragen beginnen de vliezen al geleidelijk naar elkaar toe te bewe-



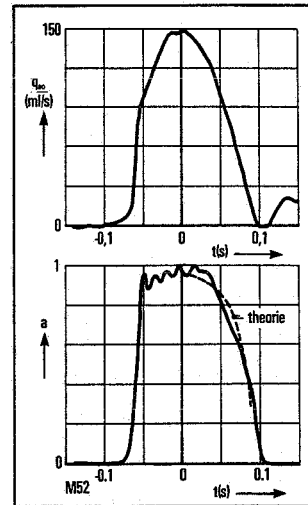
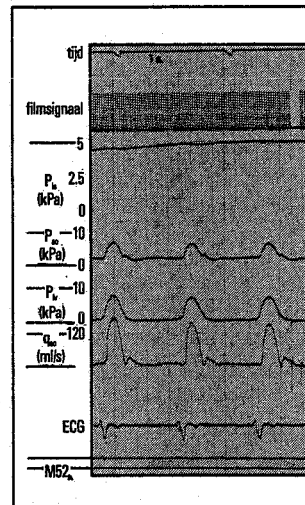
Afbeelding 2: foto van een gesloten varkens-aortaklep, gezien vanuit de aorta

van het vlies, blijkt een bevredigend beeld te geven van dit sluitingsgebeuren en van de parameters die dat proces bepalen. De belangrijkste factor die het geleidelijk sluiten van de aortaklep mogelijk maakt, blijkt de aanwezigheid van de sinusholte achter het vlies te zijn. Is de holte niet of nauwelijks aanwezig dan wordt het

derzoek wordt verricht ter doorgroning van dit mechanisme en van de rol daarbij van de vloeistofviscositeit en de specifieke klepgeometrie.

### Dynamica van aortaklep

Het doel van de onderzoekslijn 'dynamica' is na te gaan



Afbeelding 3: de fysiologische signalen (links) zoals die in een in-vivo experiment zijn geregistreerd. Weergegeven zijn: ECG, aortaflow ( $q_{ao}$ ), linkerboezemdruk ( $P_{iv}$ ), aortadruk ( $P_{ao}$ ), gemiddelde linkerboezemdruk ( $P_m$ ), filmsynchronisatiesignaal en tijdmaking. Het verband tussen de aortaflow ( $q_{ao}$ ), en het quotiënt van het momentane en het maximale klepdoorstromingsoppervlak ( $a$ ) (rechts). De getrokken lijnen corresponderen met de experimentele resultaten. Duidelijk is de klepsluiting te zien tijdens de vloeistofvertragingfase. De klepsluiting, zoals bepaald met het theoretisch model is weergegeven door de gestippelde lijn. De overeenstemming tussen theorie en experiment is zeker bevredigend te noemen.

perspex en is dus volledig doorzichtig. De vloeistofstroming wordt zichtbaar gemaakt met blokken waterstofbelletjes. De vliesverplaatsingen en de vloeistofstromingen tijdens het versnellen en vertragen van de hoofdstroming zijn gefilmd. Tevens is d.m.v. dierexperimenten ([4], afbeelding 3) het gedrag van de natuurlijke aortaklep bestudeerd. Dit gebeurde door de klepvliezen, nadat het bloed vervangen was door een doorzichtige vloeistof, in-vivo te filmen en vervolgens de vliesbewegingen te koppelen aan de bijbehorende vloeistofsnelheid in de aorta en de drukken in de aorta en de linker hartkamer. Uit al deze experimenten blijkt dat de klep niet alleen

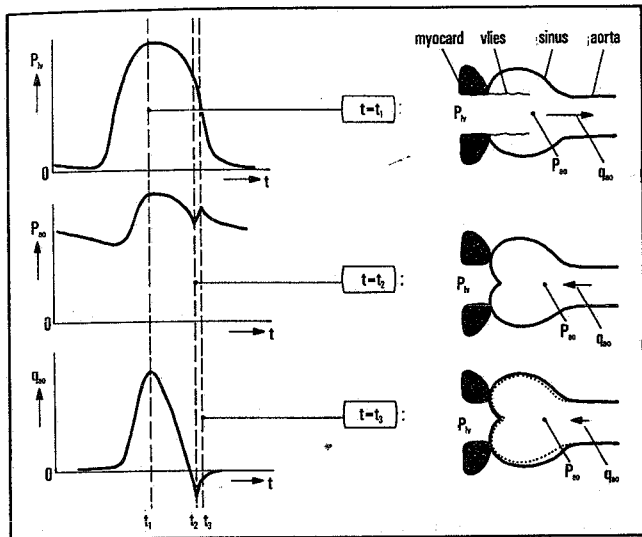
gen. Dit leidt ertoe dat op het einde van de systole het doorstromingsoppervlak van de aorta reeds voor 75% door de klepvliezen is afgesloten en er nog slechts een kleine terugstroming nodig is om de klep volledig te doen sluiten. Deze sluiting onder invloed van de hoofdstroming en dus niet als gevolg van terugstroming is heel bijzonder. Zij wordt in wezen veroorzaakt door de bij de vloeistofvertraging behorende drukgradiënt in lengterichting. Een quasi-één-dimensionale beschrijving van de vloeistofstroming in de aorta onder het vlies, gebaseerd op de continuïteitsvergelijking en de stationaire Bernouillivergelijking tezamen met de aanname van uniforme druk aan de sinus kant

mechanisme, waar ook een vereffening van de druk in de sinus toe behoort, verstoord en zal de klep zich abrupt onder invloed van de terugstroming sluiten. Een ander onderzoeksgebied omvat de stabiliteitsanalyse van de klepvliezen. Net als een vlag in de wind, kan ook een vlies in een vloeistofstroming flapperbewegingen uitvoeren. Dit hangt o.a. samen met het verschil in vloeistofsnelheid aan weerszijden van het vlies. Het lijkt erop dat bij de aortaklep een stabiliserend mechanisme aanwezig is, doordat in de sinusholte tijdens systole een vloeistofstroming aanwezig is die dat snelheidsverschil over het vlies reduceert. Zo wel theoretisch als experimenteel on-

hoe veranderingen in de geometrie van de aortaklep kunnen leiden tot een reductie van de spanningen in de klepvliezen. Zo maakt een vergroting van het klepvolume een verlaging van het drukverschil over en van de spanningen in de vliezen mogelijk. De mate waarin een variatie in het volume van de klep bijdraagt tot een reductie van het drukverschil over de vliezen kan gekarakteriseerd worden met de grootte van de klepcompliantie, zijnde het quotiënt van de volumevariatie en de bijbehorende drukvariatie. Met modelonderzoek wordt nagegaan wat de invloed van de klepcompliantie is op de druk in de klep en hoe deze mathematisch beschreven kan worden. Het

accent ligt daarbij op de tijdsperiode vlak na sluiting. Dan moet een terugstromende bloedmassa gekeerd worden, hetgeen gepaard gaat met een drukverhoging in de klep (afbeelding 4). Bij de modelstudie wordt – uitgaande van een gelineariseerde benadering van de Navier-Stokes- en de continuïteitsvergelijking

de drukvariatie aan een klep (deel) op te leggen en de bijbehorende volumeveranderingen te registreren. Een resultaat van dit onderzoek is dat de sinussen minimaal tienmaal zoveel als de vliezen bijdragen tot de grootte van de klepcompliantie. Behalve dat de sinussen een functie hebben voor het sluitingsgedrag



Afbeelding 4: schematische weergave van linkerkamerdruk ( $P_v$ ), aortadruk ( $P_a$ ), aortaflow ( $q_a$ ) en aortaklepgeometrie als functie van tijd ( $t$ ). Hierbij correspondeert  $t = t_1$  met het begin van de vloeistofvertragsfase,  $t = t_2$  met het moment van volledige klepsluiting en  $t = t_3$  met een tijdstip net na klepsluiting. De drukverhoging in de klep op  $t = t_3$  wordt verkleind door een vergroting van het klepvolume

– met behulp van Laplace-transformatie een voorspelling gedaan over de druk in de klep wanneer deze plotseling sluit. De voorspelling wordt vervolgens getoetst in een stromingsopstelling die een nabootsing is van het theoretische model. Daarnaast wordt met in-vitro en in-vivo-onderzoek nagegaan hoe groot de klepcompliantie is, waarvan deze afhankelijk is (bijvoorbeeld van de druk in de klep) en hoe groot de bijdragen van de afzonderlijke klepdelen tot deze klepcompliantie zijn. Bij het in-vitro-onderzoek wordt de statische klepcompliantie van aortakleppen van varkens en het aandeel daarin van de klepdelen bepaald [1]. Dit geschiedt door een beken-

lijken ze vlak na sluiting van de klep tevens te zorgen voor een reductie van het drukverschil over de vliezen! Bij het in-vivo-onderzoek worden tenslotte de dynamische klepcompliantie en de bijdragen daarin van de klepdelen bepaald voor een 'fysiologisch' functionerende aortaklep.

Daartoe worden in een normaal functionerende aortaklep van een hond afstandsmetingen gedaan met kleine ( $\sim 1$  mm) inductieve afstandsmetsensoren, waarbij tevens de linkerventriekeldruk, de aortadruk en de aortaflow geregistreerd worden. De afstandsmetsensoren worden vooraf met behulp van open-hart chirurgie in de klep aangebracht. De af-

stands- en drukmetingen worden met behulp van een computerprogramma vertaald naar dynamische compliantie van de klep(delen). De studie naar de kinematica van de aortaklepring staat centraal bij het onderzoeksgebied naar mogelijke spanningsreducerende kwaliteiten van de aortaklepring voor de vliezen. Uit histologisch onderzoek aan de aortaklepring blijkt dat de aortaklepring met name aan de toppen grote bewegingen toestaat (afbeelding 5). Deze bewegingen kunnen tot stand komen door de drukken op de klepdelen in combinatie met de specifieke weefseleigenschappen van de aortaklep. De bewegingen kunnen in de diverse fasen van de hartslag gunstig werken op de spanningsopbouw in de vliezen. Zo kan in systole een vergroting van de afstand tussen de toppen van de aortaklepring een grotere klepdoorstromingsopening bewerkstelligen met als gevolg verminderde vloeistofkrachten op de vliezen. Vlak na klepsluiting kan een bewegende aortaklepring spanningspieken in de vliezen reduceren door als verende opgang voor de vliezen te fungeren. Tevens kan de bewegende aortaklepring de kromtestraal van de opgehangen vliezen tijdens diastole verkleinen met als gevolg spanningsreductie. Deze hypothesen worden experimenteel onderzocht en gekwantificeerd uitgaande zowel van een in-vivo-bepaling van de ruimtelijke geometrie van de aortaklepring, waarbij de linkerventriekeldruk, de aortadruk en de aortaflow gelijktijdig geregistreerd zijn, als van een modelmatige beschrijving van de kinematica van de aortaklepring, opgesteld op grond van literatuurgegevens en histologiegegevens. Voor de in-vivo-bepaling worden dezelfde experimenten gebruikt als bij de bepaling van de dynamische klepcompliantie.

## Mechanica van aortaklep

Het doel van de onderzoeks-

lijn 'mechanica' is een beschrijving te geven van de samenhang tussen de drukbelasting op de gesloten klep en de daardoor veroorzaakte spanningsverdeling en spanningsconcentraties in het klepweefsel. Een belangrijk onderdeel hierbij is de studie naar de vorm en de weefselsamenstelling van de verschillende delen van de klep [2]. Uit het vormonderzoek (afbeelding 5) kwam als opvallend kenmerk naar voren dat in het vliesmidden in de nabijheid van de aortaklepring een sterke insnoering van het vlies aanwezig is die evenwijdig loopt aan de aortaklepring ter plaatse. Deze insnoering kan worden beschouwd als een (elastisch)scharnier dat de vliezbewegingen tijdens openen en sluiten van de klep mogelijk maakt zonder dat daarbij noemenswaardige buigspanningen optreden. Het weefselonderzoek gebeurt aan de hand van zeer dunne plakjes weefsel (coupes van 5-10  $\mu\text{m}$ ), die op verschillende plaatsen uit de varkens aortaklep worden gesneden. Uit dit onderzoek is gebleken dat de klep voornamelijk bestaat uit twee componenten: het zeer elastische elastine en het stijve collageen. De dunne vliezen blijken te bestaan uit een elastine-laag die gewapend is met relatief dikke collageenbundels. Deze bundels lopen loodrecht op de lengterichting van de aorta en zij zijn verankerd in de kraakbeenachtige aortaklepring (afbeelding 5). Hierdoor ontstaat een structuur die sterk lijkt op een markies (opvouwbaar zonnescherm). Door deze bijzondere weefselsamenstelling paren de vliezen grote beweeglijkheid aan grote sterkte en stijfheid. De wanden van de sinusholten bestaan voornamelijk uit elastinevezels, ingebed in glad spierweefsel. Op basis van het duidelijke verschil in weefselstructuur van de vliezen en de sinuswanden mag men uitgesproken verschillen in de mechanische eigenschappen van deze klepdelen verwachten.

Een ander onderzoeksgebied omvat de experimentele en

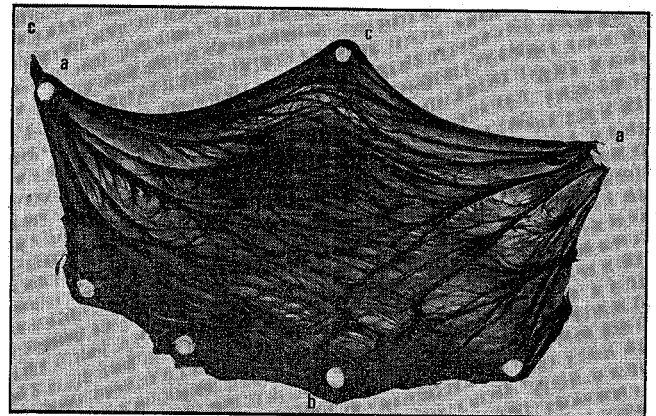
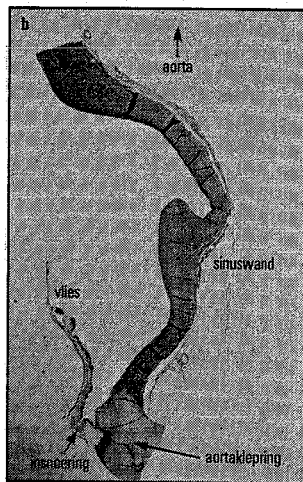
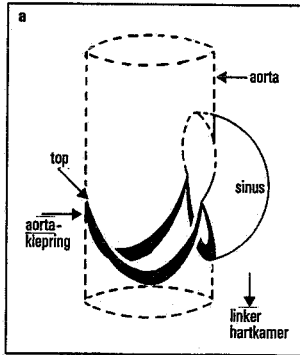
theoretische analyse van de mechanische eigenschappen van het klepweefsel. De belasting- vervormingskrommen van het klepweefsel vertonen drie fasen die karakteristiek zijn voor de meeste weke biologische weefsels: in de eerste fase is nagenoeg geen kracht nodig voor verlenging van een weefsel-

weefsel in de richting van de collageenbundels aanzienlijk groter dan in de richting loodrecht daarop. De bovengenoemde drie fasen zijn in de trekkromme voor beide richtingen duidelijk te onderscheiden. Het weefsel van de sinuswanden vertoont de laagste stijfheid terwijl de collageenfase in de trekkromme

ten. De kabels dienen voor de schematisering van de collageenbundels in de vliezen terwijl de membranen voor de modelvorming van de elastinelaag in de vliezen en de wanden van de sinusholten worden toegepast. Via kwantificering van de parameters die de spanningsverdelingen in de klep bepalen is het mo-

is, kan nu reeds worden geattendeerd op:

- de vroegtijdige klepsluiting tijdens de systole door toedoen van een holte achter ieder vlies
- de reductie van vliesinstabiliteiten door de aanwezigheid van een gerichte vloeistofstroming in de sinus van Valsalva



**Afbeelding 5:** (a) schematische weergave van de aorta, de aortaklepring en één sinusholte; (b) histologische coupe (7 µm dik), genomen in de richting b-c (zoals aangegeven in c). Duidelijk is hierin de insnoering van het vlies in de nabijheid van de klepring te zien. (Oorspronkelijke vergroting: 5×); (c) vlies afkomstig uit de aortakleping van een varken. Het vlies is langs de lijn a-b-a losgeprepareerd van de aortakleping. Het netwerk van collageenbundels is duidelijk herkenbaar (Oorspronkelijke vergroting: 3×)

strookje. Dit is de zogenaamde elastinefase. In de tweede fase – de overgangsfase – worden de collageenvezels en vezelbundels belast waarbij deze hun gegolfde vorm steeds meer verliezen totdat tenslotte in de derde of collageenfase de belasting door de nu gestrekte collageenvezels wordt opgenomen en het typische (nagenoeg) lineaire verband tussen belasting en verlenging ontstaat. De tendensen in de resultaten van trekproeven, uitgevoerd met weefselstrookjes die op verschillende plaatsen en in verschillende richtingen uit de klep zijn genomen (afbeelding 6), zijn te verklaren uit de weefselamenstelling van de klepdelen.

Zo is de stijfheid van het vlies-

nagenoeg ontbreekt. Daarnaast vertoont het klepweefsel visco-elastische eigenschappen. Uitgaande van een niet-lineair visco-elastisch materiaalmodel wordt gewerkt aan een kwantitatieve beschrijving van deze fenomenen.

Mede op basis van het vernoemde materiaalonderzoek vindt de theoretische modelvorming plaats van het mechanisch gedrag van de gesloten klep onder drukbelasting. De modelvorming is gebaseerd op de methode der eindige elementen. Niet-lineaire aspecten – geometrisch en constitutief – worden in de beschouwingen meegenomen. Hierbij worden twee typen elementen gebruikt, namelijk kabel- en membraanelemen-

ten. Het zal duidelijk zijn dat in de drie, tot nu toe beschreven onderzoeklijnen het totale functioneren van de aortakleping, vanaf de vliessenbeweging tot en met de spanningen in de vliezen, aan bod komt. Er wordt daarbij gericht gezocht naar de unieke mechanismen in de klep, die het mogelijk maken dat deze zo lang en goed kan blijven werken. Hoewel een aantal aspecten momenteel nog onderwerp van onderzoek zijn, zoals in het voorgaande beschreven

### Ontwerp van vliessenklepprothesen

gelijk om eventueel aanwezige spanningsreducerende mechanismen te onderkennen.

- de reductie van vliessenspanningen vlak na de klepsluiting ten gevolge van de grote sinuscompliantie
  - de verlaging van spanningen in de vliezen door de beweging van de toppen van de aortakleping
  - een optimale spanningsopvang en krachtdoorleiding in de klep ten gevolge van de specifieke structuur en weefselamenstelling
  - de reductie van buigspanningen in de vliezen door de aanwezigheid van een scharnierpunt in het vlies.
- Gepoogd wordt nu om, aan de hand van de vergaarde kennis over de natuurlijke aortakleping, specificaties op te stellen voor het ontwerp van vliessenklepprothesen (afbeelding 7). Om tot een klinisch toepasba-

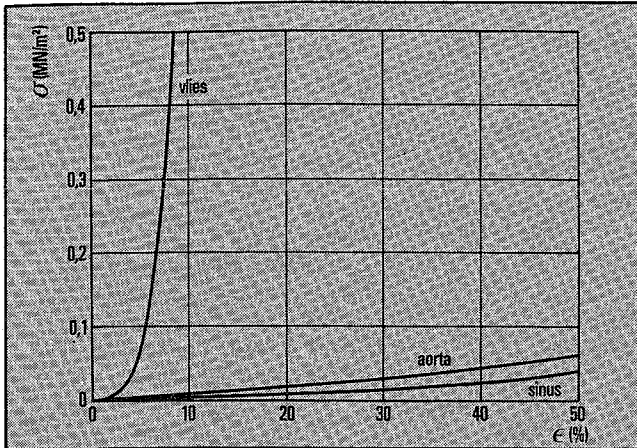
re prothese te kunnen komen, dient naast de technische ontwerp-specificaties ook een geschikt materiaal voorhanden te zijn. Een van de belangrijkste materiaalkenmerken dient te zijn dat het gedurende een zeer lange tijd een wisselende belasting kan weerstaan. Om inzicht te krijgen in het mechanisme van materi-

vlieskleprothese. De weg tussen prototype en klinisch toepasbare prothese vereist nog in-vitro- en dierexperimentele evaluatie. Dit zal een regelmatig bijstellen van de constructie inhouden. Het is dan ook niet op voorhand gegarandeerd dat dat leidt tot een beter functionerende vlieskleprothese, hoewel

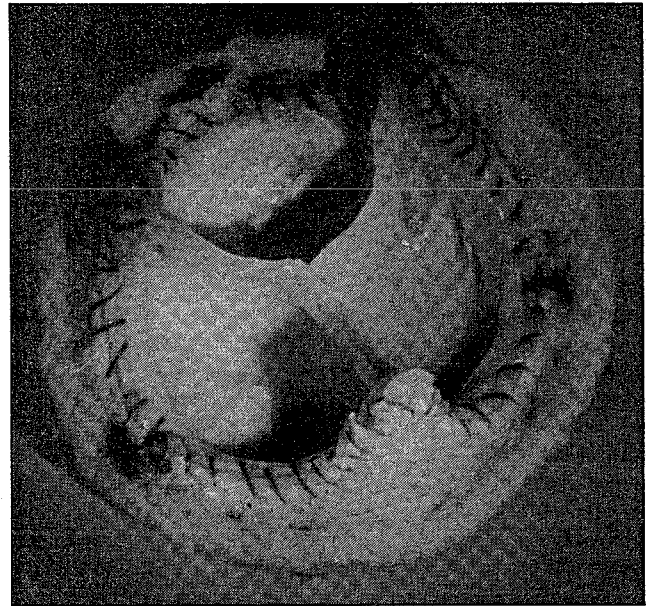
chanica (beide Afdeling der Werktuigbouwkunde), Transportfysica (Afdeling Technische Natuurkunde) en Meten en Regelen (Afdeling der Electrotechniek) van de Technische Hogeschool Eindhoven. Zij zijn het ook die in 1975 het onderzoek als interafdelingsproject begonnen zijn.

## Literatuur

[1] Renterghem, R. J. van, Steenhoven, A. A. van, Beneken, J. E. W.: 'The pressure-volume relationship of the aortic valve in terms of compliance'. Biomedizinische Technik 24, pp. 281-282 (1979).



Afbeelding 6: experimenteel bepaalde trek-krommen voor vlies- en sinusweefsel uit één klep en voor het aortaklepweefsel vlak boven de klep. Hierbij staat  $\sigma$  voor de spanning en  $\epsilon$  voor de rek. De proefstrookjes waren uitgerepareerd in richtingen, evenwijdig aan de voorkeursrichting van de collageenbundels in het vlies. Het verschil in de karakteristieken voor het vliesweefsel enerzijds en het in grote lijnen onderling identieke sinus- en aortaweefsel is aanmerkelijk



Afbeelding 7: een historisch voorbeeld van een vlieskleprothese. Deze zgn. fascia-lata-klep bestond uit vliezen, gemaakt uit het dekvlies van de bovenbeenspier van de te opereren patiënt. De aanhechtingsrand voor de vliezen bestond uit een metaal (titaan) frame bedekt met Dacron-stof

aalbezwijking op de lange duur, wordt een vergelijkende studie uitgevoerd tussen natuurlijk aortaklepweefsel van varkens en chemisch behandeld weefsel. Onderzocht wordt nu of de beperkte levensduur samenhangt met een wijziging in de materiaal-karakteristieken in de loop der tijd (zoals in het visco-elastisch gedrag), en of dat tot een voorspelling kan leiden van het bezwijkgebeuren. Dit dient uiteindelijk te leiden tot specificaties voor de materiaalkeuze.

De ontwerp- en materiaalspecificaties, gecombineerd met uit de kliniek verkregen klinische eisen, dienen tenslotte omgezet te worden in een concrete constructie van een

daar wel bewust naar wordt gestreefd.

## Hartkleprothesen-project

Het hiervoor beschreven onderzoek is of wordt in het kader van een viertal promotie-onderzoeken uitgevoerd. Het hydrodynamisch en mechanisch onderzoek is nagenoeg afgerond, het dynamisch onderzoek halverwege en het ontwerp-onderzoek zojuist aangevangen. De verwachting is dat het hele project rond 1985 afgelopen is. Naast de voornoemde vier ingenieurs wordt op intensieve wijze aan het onderzoek deelgenomen door leden van de vakgroepen Produktietechnologie en Technische Me-

Vanaf 1977 zijn tevens leden van de capaciteitsgroepen Fysiologie en Biofysica van de Rijksuniversiteit Limburg zeer nauw bij het project betrokken. Sinds kort bestaat bovendien een samenwerking met de vakgroep Cardiochirurgie van de Rijksuniversiteit Leiden. ■

## Verantwoording

De auteurs willen bij deze hun dank uitspreken aan A. M. P. Barts, I. Borg, A. J. Manders en H. G. Sonnemans voor hun hulp bij de voorbereiding van het manuscript.

[2] Sauren, A. A. H. J., Kuijpers, W., Steenhoven, A. A. van, Veldpaus, F. E.: 'Aortic valve histology and its relation with mechanics'. Journal of Biomechanics 13, pp. 97-104 (1980).

[3] Steenhoven, A. A. van, Dongen, M. E. H. van: 'Model studies of the closing behaviour of the aortic valve'. Journal of Fluid Mechanics 90, pp. 21. 32, (1979).

[4] Steenhoven, A. A. van, Verlaan, C. W. J., Veenstra, P. C., Reneman, R. S.: 'The closing behaviour of the natural aortic valve'. In: Basic and clinical aspects of cardiac dynamics, eds. Baan, J., Arntzenius, A. C. en Yellin, E. L. The Hague, Martinus Nijhoff Publishers, pp. 477-488, (1980).