

Ultrageluidssnelheid tomografie

R.M.Heethaar^{*,**}, J.Heethaar^{***}, C.R.Mol^{*}, C.Borst^{**} en F.L.Meijler^{**}
^{*}Afd. Medische Fysica en ^{**}Afd. Cardiologie
 Rijksuniversiteit, Utrecht
^{***}Interuniversitair Cardiologisch Instituut

SAMENVATTING

Voor de bestudering van de mechanische functie van het hart is driedimensionale vorminformatie van belang. In deze studie wordt een tomograaf gepresenteerd die ontwikkeld is voor het geïsoleerde, werkende hondehart. De tomograaf is gebaseerd op het principe van het meten van transmissietijden van ultrageluidsgolven door het bestuderen object. Door deze metingen uit te voeren voor een voldoende groot aantal richtingen door het hart, wordt het mogelijk doorsneden ervan te reconstrueren, daar de ultrageluidssnelheid karakteristiek is voor de diverse weefsels.

INLEIDING

De interactie van ultrageluid en weefsel is in fysische zin te karakteriseren met een aantal parameters zoals voortplantingssnelheid, absorptie, refractie, diffractie, etc. Doordat de geluidssnelheid karakteristiek is voor een bepaald type weefsel wordt de mogelijkheid geopend voor ultrageluidssnelheid tomografie. De principes ervan zijn in de medische wetenschap voor het eerst uiteengezet en toegepast door Greenleaf. (Greenleaf 1974, 1975) Klinische toepassingen beperken zich momenteel nog tot de mammografie, waarbij met succes afwijkingen kunnen worden aangetoond. Bij de ultrageluidssnelheid tomografie worden ultrageluid zenders en ontvangers in een vlak om het te bestuderen object geplaatst. Transmissietijden van ultrageluidsimpulsen van zender naar ontvanger worden gemeten met hoge nauwkeurigheid. Door zenders en ontvangers om het te bestuderen object te roteren worden metingen mogelijk uit zeer vele richtingen, waarna reconstructie van de snelheidsverdeling in het meetvlak plaatsvindt m.b.v. mathematische technieken, welke verwant zijn aan die, welke bij de röntgentomografie worden toegepast.

Voor het bestuderen van de mechanische eigenschappen van de hartspier is door ons een ultrageluidssnelheid tomograaf ontwikkeld. Omdat hartspierweefsel en bloed detecteerbare verschillen in ultrageluidssnelheid vertonen is het mogelijk de vormveranderingen van het hart tijdens de hartcyclus vast te leggen m.b.v. deze tomograaf. Regionale vorm analyses kunnen worden uitgevoerd en belangrijke lokale parameters, zoals wanddiktes kunnen worden bepaald. Uitgaande van de verkregen driedimensionale geometrie kunnen vervolgens in combinatie met de gemeten linker- en rechterventrikel drukken regionale intramurale wandspanningen en deformaties worden bepaald. (Heethaar, 1977). De tomograaf is ontwikkeld t.b.v. dierexperimentele studies, speciaal voor het geïsoleerde werkende hondehart.

METHODE

Apparatuur

Een belangrijk deel van de tomograaf is een cylinder, welke met vloeistof gevuld kan worden (zie fig.1). In deze vloeistof wordt het geïsoleerde kloppende hart ondergedompeld. Tijdens het experiment wordt het hart geperfundeed met bloed en ejecteert de linkerventrikel bloed tegen een instelbare belasting en compliantie (afterload). (Heethaar, 1982) In de cylinder, rondom het hart bevindt zich een ring waarin 4 zenders geplaatst zijn en daartegenover 22 ontvangers (∅ 4mm). De ring kan om het hart geroteerd worden voor het verkrijgen van het noodzakelijke aantal transmissiemetingen voor reconstructie van de snelheidsverdeling in het vlak van de ring. De ring kan in verticale richting verplaatst worden voor metingen van verschillende hart-doorsneden van basis tot apex. Transmissietijden worden gemeten met een nauwkeurigheid van 4 ns. Zowel de keuze van de zenders en de ontvangers, als de rotatie van de ring en de dataverwerking geschiedt geheel onder controle van een mini-processor. (Mol, 1981)

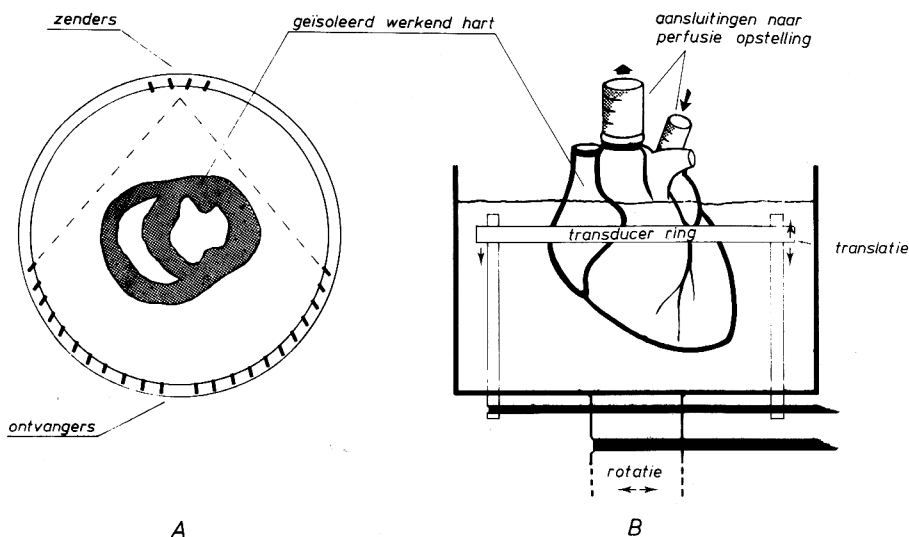


Fig.1. Schematisch overzicht van de ontwikkelde tomograaf.
 a. Transducerring met zenders en ontvangers.
 b. Het hart wordt ondergedompeld in vloeistof voor het verkrijgen van acoustisch contact met de zenders en ontvangers, die op de transducerring zijn gepositioneerd. De ring kan om het hart worden geroteerd en in verticale zin worden bewogen m.b.v. stappen motoren.

Meetprocedure

Voor een voldoende nauwkeurige reconstructie van één doorsnede van het hart worden transmissietijden gemeten voor 200 verschillende hoeken verdeeld over 360°. Vanuit elke richting worden 44 metingen verricht, zodat in totaal voor één reconstructie 8800 metingen ter beschikking staan. De metingen worden sequentieel uitgevoerd. In fig.2 is een tijdsdiagramm gepresenteerd voor de metingen van één doorsnede. Het hart wordt kunstmatig elektrisch gestimuleerd om een regelmatig kloppend hart te verkrijgen. De hartcyclus wordt allereerst verdeeld in perioden van 20 ms. Binnen zo'n periode wordt aangenomen dat het hart niet noemenswaardig van vorm verandert. In deze perioden van 20 ms worden steeds 44 transmissietijdmetingen verricht. Voor de achtereenvolgende perioden in één hartcyclus worden de tijden gedigitaliseerd en op computerschijf opgeslagen. Veertig milliseconden voor een nieuwe hartslag begint wordt de ring 1,8° gedraaid en geschikt gemaakt voor een nieuwe serie metingen. Deze procedure wordt herhaald gedurende 200 achtereenvolgende hartslagen, waarna alle informatie over een totale hoek van 360° op schijf is weggeschreven. Vervolgens wordt de data van overeenkomende fases in de hartcycli geselecteerd en gebruikt voor reconstructie van de betreffende doorsnede voor de verschillende fases. Een andere doorsnede tussen basis en apex wordt verkregen door de transducerring in hoogte te verstellen.

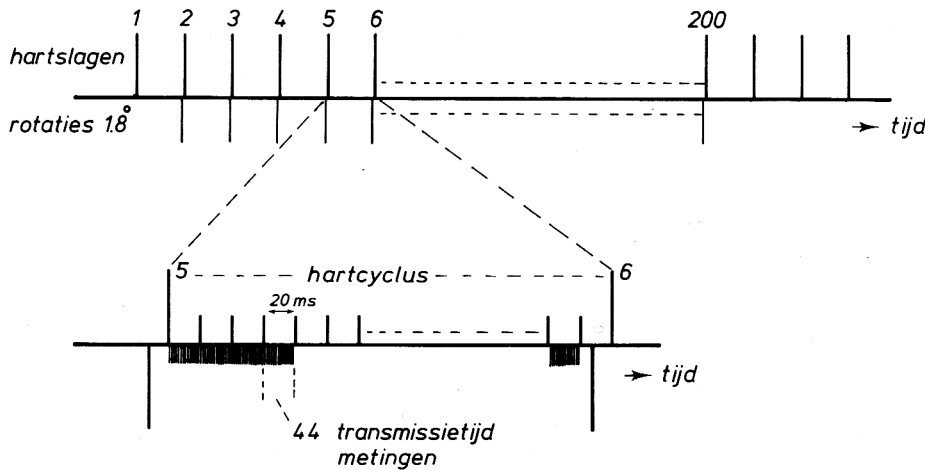


Fig.2. Tijdsdiagramm van de meetcyclus over 200 hartslagen.

Reconstructietechnieken

Bij de ultrageluidssnelheid tomografie wordt de plaatsafhankelijke snelheidswaarde in een doorsnede van het te bestuderen object berekend uit een groot aantal transmissietijden van ultrageluidsgolven voor verschillende richtingen door het object. Deze berekeningen (reconstructies) zijn gebaseerd op een model, dat de ultrageluid voortplanting in een medium beschrijft. In zijn eenvoudigste vorm neemt men voor de geluidsweg een rechte weg van zender naar ontvanger. De gemeten transmissietijd T hangt dan als volgt samen met de snelheidsverdeling $v(x,y)$:

$$T_{A,B} = \int_1 v(x,y)^{-1} ds \quad (1)$$

waarbij: $T_{A,B}$ de transmissietijd tussen zender A en ontvanger B voorstelt en l de rechte weg is tussen A en B (zie fig.3).

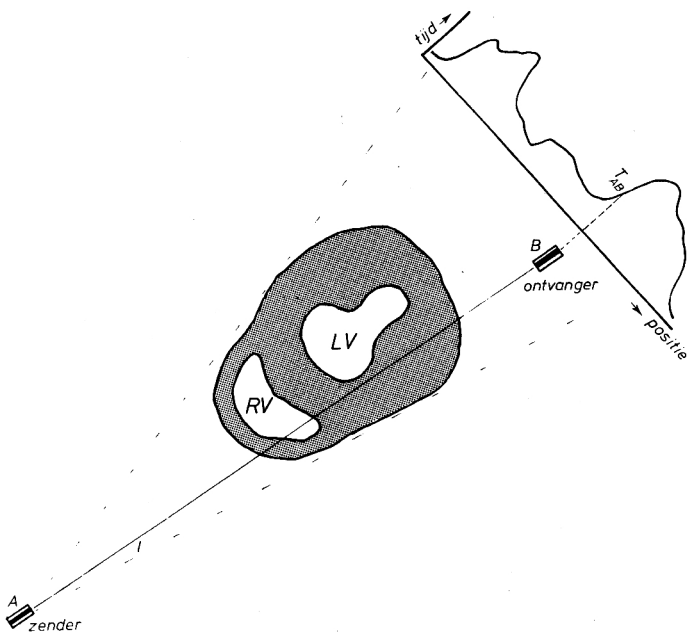


Fig.3. Schematische weergave van aankomsttijden van ultrageluidspulsen van zender op positie A naar ontvanger op positie B.

De ruimtelijke resolutie van het tomogram hangt in sterke mate samen met het aantal uitgevoerde metingen. Aangezien een set vergelijkingen (1) slechts opgelost kan worden als het aantal onbekenden kleiner is dan het aantal vergelijkingen (metingen) kan men eenvoudig inzien dat de resolutie ten hoogste gelijk is aan het te reconstrueren oppervlak gedeeld door het aantal metingen. Dus, indien het onderzochte oppervlak een grootte heeft van 10 x 10cm zijn tenminste 10.000 metingen nodig voor een resolutie van 1mm². Ten gevolge van o.a. ruis zal het aantal metingen echter nog groter moeten zijn.

Een belangrijke verbetering van reconstructies kan met verkrijgen door af te stappen van "het rechte weg" model. Het ideale model beschrijft de geluidsvoortplanting in het medium in al zijn details, uitgaande van de algemene golfvergelijking. In de resultaten, die hieronder vermeld zijn is echter uitgegaan van een benaderde versie van de algemene golfvergelijking:

$$\nabla^2 \phi(\vec{r}, t) - \frac{1}{v^2(\vec{r})} \cdot \frac{\delta^2 \phi(\vec{r}, t)}{\delta t^2} = 0 \quad (2)$$

waarbij $\phi(\vec{r}, t)$ = de lokale (weefsel) druk

$v(\vec{r})$ = de lokale (complexe) snelheid

Voor onze toepassingen is het imaginaire deel van de complexe snelheidsfunctie, welke te maken heeft met de verzwakking van de golf niet van belang. Oplossingen van (2) worden verkregen door aan te nemen dat

$$Q(\vec{r}, t) = U(\vec{r}) \cdot \exp(-i\omega t)$$

zodat (2) overgaat in

$$\nabla^2 U(\vec{r}) + \omega^2/v^2(\vec{r}) \cdot U(\vec{r}) = 0 \quad (3)$$

Aangetoond kan worden (Mol, 1981) dat verdergaande vereenvoudigingen tenslotte resulteren in de vergelijkingen van "het rechte weg" model.

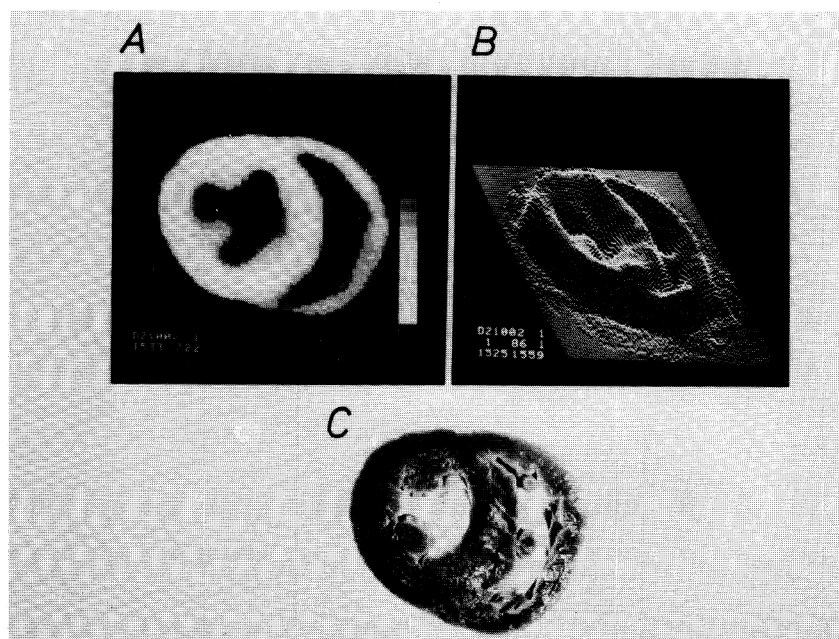


Fig. 4. Ultrageluidssnelheidstomogram van een geïsoleerd niet kloppend hart.
 A. Ultrageluidssnelheden zijn gerepresenteerd in grijstinten.
 B. Ultrageluidssnelheden gerepresenteerd in semi drie dimensionale afbeelding.
 C. Werkelijke doorsnede ter hoogte van reconstructie.

RESULTATEN

Allereerst zijn reconstructies uitgevoerd op in formale gefixeerde harten. Het resultaat van een reconstructie van een doorsnede is weergegeven in fig. 4. Fig. 4a presenteert de snelheidsverdeling in grijstinten zoals uit de reconstructie wordt gevonden. Fig. 4c laat een foto zien van de werkelijke doorsnede, welke na het experiment werd verkregen door het hart in coupes te verdelen. De overeenstemming tussen beide lijkt redelijk. In fig. 4b is ultrageluidssnelheid vertikaal uitgezet als functie van de plaats in het vlak van reconstructie.

Resultaten van reconstructies van hartdoorsneden op verschillende niveaus tijdens de systole en diastole zijn weergegeven in fig. 5. Figuur 6a toont de straal van de holte van de linker ventrikel gemeten vanuit het zwaartepunt van de holte. Figuur 6b laat het verloop van de wanddikte zien op een bepaalde plaats gedurende de hart-cyclus.

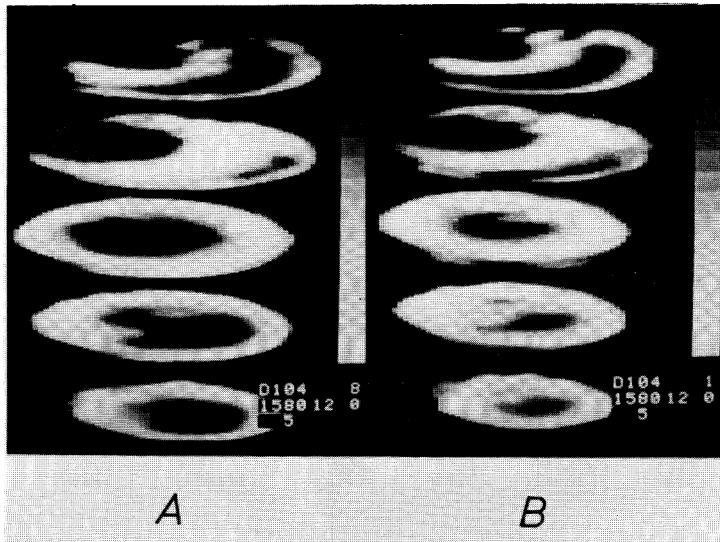


Fig.5. Ultrageluidssnelheidstomogrammen van 5 verschillende hartdoorsneden in de diastolische fase (A) en de systolische fase (B).

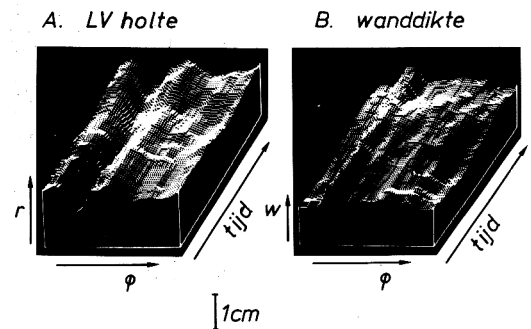
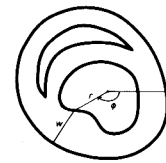


Fig.6. Weergave van de dimensieveranderingen van de linkerventrikelholte (A) en de wanddikte (B) gedurende de harteyclus.

DISCUSSIE

Ejectie van bloed in aorta en arteria pulmonalis is het gevolg van contractie van de spiervezels in het hart. Voor de bepaling van een goed functioneren van het hart staan diverse parameters ter beschikking, zoals: ontwikkelde druk in de ventrikelholten, ejectiefractie en stroomsterkte in de aorta. Al deze parameters echter zijn een reflectie van het functioneren van het hart als geheel. Regionale achteruitgang van spiereigenschappen komt in deze parameters slechts in een laat stadium tot uiting, nl. slechts dan, indien de grenzen van intrinsieke compensatie mechanismen in de gezonde spiervezels zijn bereikt. Gedetailleerde vorminformatie van de hartspeer verschafft echter inzicht in regionale contractie spiereigenschappen. Juist voor de studie van deze regionale spiereigenschappen bij proefdieren is de genoemde tomograaf ontwikkeld. Uit teststudies met fantomen, dode en kloppende harten is aangetoond dat met de ontwikkelde apparatuur reconstructies gemaakt kunnen worden met voldoende hoge nauwkeurigheid en dat antwoord gegeven kan worden op fysiologisch relevante vraagstellingen. Het werken met geïsoleerde kloppende harten heeft het voordeel van de grote toegankelijkheid voor metingen (zoals stroomsterkte, druk), gemakkelijke instelling van verschillende parameters, zoals afterload, preload etc., en geen beïnvloeding van het hart via complexe regelsystemen. Ook is er echter een aantal nadelen aan verbonden, waartoe o.a. behoren, de afwezigheid van het pericard en de onderdempeling in vloeistof t.b.v. de acoustische koppeling. Deze nadelen maken extrapolatie van de verkregen resultaten naar het intacte proefdier niet zonder meer mogelijk.

De methode zoals boven beschreven leent zich vooralsnog in deze vorm niet voor klinische studies van het hart. Echter in principe wel voor mammografische studies, evenals de in de literatuur reeds beschreven ultrageluidstomografen. (Greenleaf, 1982) Voor klinische toepassingen met betrekking tot het hart zijn door verschillende onderzoekers diverse wegen gesuggereerd: - reflectietomografie (Duck, 1979)

- transoesofagiale tomografie

Beide methoden hebben echter het laboratorium stadium nog niet verlaten. Zeker is echter dat in dit boeiende veld het laatste geluid nog niet is weerklonken.

LITERATUUR

Duck, F.A., Hill, C.R.: Mapping true ultrasonic backscatter and attenuation distribution in tissue - a digital reconstruction approach. Ultrasonic Tissue characterization II, (Linzer M.ed.). pg 247 NBS Spec.Publ. 525, US Government Printing Office, Washington 1979.

Greenleaf, J.F., Johnson, S.A., Lee, S.L., Herman, G.T., Wood, E.H.: Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic absorption within tissue from their two-dimensional acoustic projections. In: Acoustical Holography, P.S. Green ed.5, 591-604, Plenum Press, New York, 1974.

Greenleaf, J.F., Johnson, S.A., Samayoa, W.F., Duck, F.A., Wood, E.H.: Algebraic reconstruction of spatial distribution of acoustic velocities in tissue from their time-of-flight profiles. In: Acoustical Holography 6, N.Booth ed. 71-90, 1975.

Greenleaf, J.F., Gisvold, J.J., Bahn, R.C.: Computed transmission ultrasonic tomography. Proceedings 13th International Conference on medical and biological Engineering, pg. 23.01, 1982.

Heethaar, R.M., Pao, Y.C., Ritman, E.L.: Computer aspects of three dimensional finite element analysis of stresses and strains in the intact heart. Computers and Biomedical Research, 10, 271, 1977.

Heethaar, R.M., Mol, C.R., Elshuraydeh, K., Heethaar, J., Van Dort, J.T.M., Bastianen, G.W., Sneek, J.H.J., Borst, C., Meijler, F.L.: Cardiac Function, Fiber Shortening and Dynamic Geometry, Mayo Clinic Proceedings, vol. 57, 104-113, 1982.

Mol, C.R., Heethaar, J., Bakker, K., Heethaar, J.M.: Ultrasound velocity tomography, an imaging method. J.Biomed. Eng. vol.3, 235-239, 1981.

Mol, C.R.: Ultrasound velocity tomography and dynamic geometry. University thesis, University Utrecht, 1981.