

**MASTER**

**Interactie van ultrageluid met biologische weefsels : een simulatiestudie**

Vasen, Norbert N.

*Award date:*  
1987

[Link to publication](#)

**Disclaimer**

This document contains a student thesis (bachelor's or master's), as authored by a student at Eindhoven University of Technology. Student theses are made available in the TU/e repository upon obtaining the required degree. The grade received is not published on the document as presented in the repository. The required complexity or quality of research of student theses may vary by program, and the required minimum study period may vary in duration.

**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

**Take down policy**

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

AFDELING DER ELEKTROTECHNIEK  
TECHNISCHE UNIVERSITEIT  
EINDHOVEN  
Vakgroep der Medische Elektrotechniek

INTERACTIE VAN ULTRAGELUID  
MET BIOLOGISCHE WEEFSELS:  
EEN SIMULATIESTUDIE.

door Norbert N. Vasen

Rapport van het afstudeerwerk  
uitgevoerd van 1 maart 1986 tot 21 mei 1987  
in opdracht van prof. J.E.W. Beneken  
onder leiding van dr. ir. J.M. Thijssen.

DE AFDELING DER ELEKTROTECHNIEK VAN DE TECHNISCHE  
UNIVERSITEIT EINDHOVEN AANVAARDT GEEN VERANTWOORDELIJKHEID  
VOOR DE INHOUD VAN STAGE- EN AFSTUDEERVERSLAGEN

## Samenvatting.

Voor het onderling onderscheiden van weefsels met random geplaatste puntverstrooiers op grond van speckle (vlekkenpatroon) in een B mode echogram worden 1e en 2e orde statistische parameters van de grijswaarden bepaald. Het verband tussen deze parameters en de transducereigenschappen is hierbij een storende factor maar moet toch bekend zijn om ervoor te kunnen corrigeren. Tijdens de stageperiode is met behulp van een drie dimensionaal simulatiepakket SIMULA het verband tussen enerzijds de statistische parameters, anderzijds de weefsel-eigenschappen (dichtheid puntverstrooiers) en de transducer-eigenschappen (intensiteitspatroon van het ultrageluid in de bundel) onderzocht als functie van de afstand tot de transducer en de dichtheid van de verstrooiers. Ook zijn simulaties uitgevoerd met twee verschillende snelheidsverdelingsfuncties van de transducer om de bruikbaarheid van beide te bepalen. Tenslotte zijn superposities van een roosterstructuur van puntverstrooiers en het random verstrooiermodel gesimuleerd met variërende relatieve sterkte van het rooster en positionele ruis rond de centrale posities daarin. Hierbij is nagegaan in hoeverre de correlatie te zien is in de twee dimensionale autocorrelatiefunctie van het B mode echogram en diens Fourier getransformeerde. In de laatste bleek de correlatie beter zichtbaar te zijn. In verband met de lange duur van een simulatie is het simulatiepakket SIMULA op een computer overgezet die de rekenkundige operaties sneller kon uitvoeren. Gemiddeld nam de snelheid hierdoor toe met een factor 18. De optimalisatie van een algoritme in het programma leverde nog eens een tijdsfactor van gemiddeld 6 op.

## Summary.

(Interaction of ultrasound with biological tissues: a simulation study).

In order to distinguish tissues consisting of randomly positioned point scatterers by virtue of speckle in a B-mode echogram, 1st and 2nd order statistical parameters of the brightness in the echogram are determined. The dependence of these parameters on the transducer properties is inconvenient in diagnostics. However, it must be known to be able to eliminate it. During the traineeship the dependency of the statistical parameters on the tissue properties (density of point scatterers) and transducer properties (intensity pattern of the ultrasound in the beam) was investigated with a three dimensional simulation program, SIMULA. Investigations with SIMULA were also done with two different velocity distribution functions of the transducer in order to determine the

usefulness of both. Finally, superpositions of a grid of point scatterers with the random scatterer model were simulated with varying relative strength of the grid model and positional noise around the central positions of the grid. In the result the detectability of correlation in the two dimensional autocorrelationfunction of the B-mode echogram and its Fourier transform was considered. The latter proved to show the correlation better than the former. Because of the long time SIMULA took for a simulation, it was implemented on a computer with a high speed arithmetic unit, by wich the speed of the program increased with a factor 18 on the average. Additionally, an algorithm in the program was optimised, by wich the speed increased onthe average with another factor 6.

## Inhoudsopgave.

	pag.
1. Inleiding . . . . .	5
2. Theorie . . . . .	7
2.1 Inleiding	7
2.2 Opwekking en voortplanting van het ultrageluid	9
2.3 Interactie van ultrageluid met weefsel	12
2.4 Echografische beeldvorming	15
2.5 Statistiek van de grijswaarden in het beeld	17
2.6 Uitgebreid weefselmodel: roosters	21
3. Probleemstelling en opdracht . . . . .	23
4. Werkzaamheden aan de simulatieprogrammatuur . . . . .	27
4.1 De simulatiepakketten	27
4.2 Het roostermodel	35
4.3 Het overzetten van de programmatuur op de NAS	36
5. Optimalisatie . . . . .	39
5.1 Inleiding	39
5.2 Eerste pogingen tot optimalisatie	39
5.3 De methode van de Zelfzoekende Stap	41
5.4 Beproeven van de ZS methode	44
5.5 Resultaten en conclusies	46
6. Simulatiestudie . . . . .	50
6.1 Simulatieplanning	50
6.2 Het verloop van het simuleren	53
6.3 Resultaten	54
7. Conclusies en aanbevelingen . . . . .	65
Literatuuropgave . . . . .	67
bijlage 1 voorbeeld van een parameterfile	
bijlage 2 foutenanalyse van de ZS methode en oorspronkelijke methode	

## HOOFDSTUK 1. Inleiding.

In de diagnostiek van de geneeskunde wordt veel gewerkt met B scan echogrammen. Daarbij beperkt men zich meestal tot het waarnemen van de echogrammen met het blote oog: men kijkt vooral naar de vorm van de objecten. Uit het B scan echogram is echter nog meer informatie te halen: het patroon van de helderheden of grijswaarden in het beeld (textuur) bevat speckle die door interferentie in het geluidsveld wordt veroorzaakt en zichtbaar is als een wazig vlekkenpatroon in het beeld. Uit deze speckle kan informatie over het weefsel worden gehaald en wel door het analyseren van de statistische parameters van de eerste orde (die de verdeling van de grijswaarden in het beeld beschrijven) en die van de tweede orde (die de spatiele verdeling van de grijswaarden beschrijven).

Een probleem bij deze beeldanalyse is dat de statistische parameters behalve over het weefsel ook informatie over de transducer bevatten. Dit is natuurlijk ongewenst: bij diagnostiek is men slechts in de weefseleigenschappen geïnteresseerd.

Op het Biofysisch Laboratorium van de afdeling der Oogheelkunde wordt het verband onderzocht tussen enerzijds de weefsel- en transducereigenschappen en anderzijds de textuurparameters (en dan met name de 1e en 2e orde statistiek). Kent men dit verband, dan kunnen de beeld-eigenschappen wellicht gecorrigeerd worden voor de transducerafhankelijkheid zodat men alleen de weefselafhankelijkheid overhoudt. Op deze manier kan men op grond van textuurparameters weefselsoorten van elkaar onderscheiden (bijvoorbeeld gezond van pathologisch weefsel) en zo een bijdrage leveren tot de vooruitgang in de diagnostiek.

Het onderzoek wordt uitgevoerd door systematisch experimenten uit te voeren met ronde, gefocuseerde transducers en random puntverstrooier weefselmodellen (bijvoorbeeld een gelatinepreparaat met daarin een zeker aantal willekeurig verdeelde korrels van zekere grootte die het geluid van de transducer verstrooien). Ook simuleert men deze experimenten met een computerprogramma (3 dimensionaal) dat niet zo lang geleden op het laboratorium is ontwikkeld. Simuleren met de computer heeft het voordeel dat het weefselmodel gemakkelijker is te 'prepareren'. Het nadeel is dat het maken van een B scan langer duurt dan met echte transducers en preparaten. In verband hiermee is met de computer alleen nog een orienterende simulatiestudie uitgevoerd voor verschillende verstrooierdichtheden, afstanden tot de transducer en uniforme snelheidsverdelingsfunctie van het transduceroppervlak waarbij de simulatiereultaten vergeleken werden met die van de experimenten.

Als resultaat hiervan (B.J. Oosterveld, 1985, lit. 3) en van onderzoek elders (R.F. Wagner, 1983, lit. 9) was onder andere al bekend dat bij hoge dichtheden van de verstrooiers, waarbij voor de verdeling van de grijswaarden de Rayleigh statistiek geldt, de textuurparameters bijna alleen van de transducer afhangen.

Het doel van het onderzoek dat in dit verslag wordt beschreven is tweeledig:

1. De programmatuur voor het simuleren van de echogrammen moest, vanwege de lange tijd die voor het maken van een B scan nodig was, op een snellere computer worden geïmplementeerd. Men verwachtte dat een simulatie daar enige tientallen malen minder tijd zou kosten.
2. Het onderzoek moest worden voortgezet voor een groot aantal verschillende simulatieparameters en een snelheidsverdelingsfunctie van de transducer die meer met de werkelijkheid overeenkomt (maar duurder is in termen van rekentijd). Bovendien moest worden onderzocht in hoeverre een spatiele correlatie in het verstrooiersmodel gesignaleerd en gekwantificeerd kon worden. Daarvoor moest aan de simulatieprogrammatuur een roostermodel worden toegevoegd.

Voorlopig volsta ik met deze beschrijving van de opdracht. Er zullen nu al termen naar voren gekomen zijn die vragen bij u zullen hebben opgeroepen. Daarom volgt nu een hoofdstuk waar de theorie betreffende het onderzoek aan de orde komt. Daarna zal dieper op de probleemstelling worden ingegaan.

Mij rest alleen nog een woord van dank te richten aan allen die mij bij deze stage geholpen hebben en aan diegenen met wie ik dagelijks samenwerkte op het laboratorium. Speciaal wil ik hier noemen: Dr. ir. J.M. Thijssen en drs. B.J. Oosterveld, die mij dagelijks hebben begeleid.

## HOOFDSTUK 2. THEORIE

### 2.1 Inleiding.

De lezer verwacht na de inleiding wellicht meteen de probleemstelling en de opdracht aan te treffen. Er wordt echter een hoofdstuk over de theorie ingelast om de begrippen beter te kunnen begrijpen.

#### - inwerken theorie

De afstudeerstage begon met het doornemen van een flinke hoeveelheid theorie. Daar was aanvankelijk een maand voor uitgetrokken. Het vakgebied was echter in zekere mate nieuw voor de meeste electrotechnici en het duurde in werkelijkheid twee maanden voordat de theorie door was genomen.

- overzicht toepassingen (J.M. Thijssen, 1983, lit. 1; Leidse onderwijsinstellingen, lit. 2).

Er zal nu een korte beschrijving gegeven worden van de verschillende toepassingen van medisch diagnostisch ultrageluid. Hierbij is gebruik gemaakt van het bronnenmateriaal dat op het Biofysisch Laboratorium aanwezig is.

In de jaren '50 zijn een aantal technieken ontstaan die met ultrageluid (geluid met een frequentie boven 20 kHz) worden bedreven, zoals:

1) transmissietechnieken, waarbij men ultrageluid door het object straalt en dat aan de andere kant weer opvangt voor allerhande bewerkingen.

2) technieken die op echo berusten:

#### - Doppler.

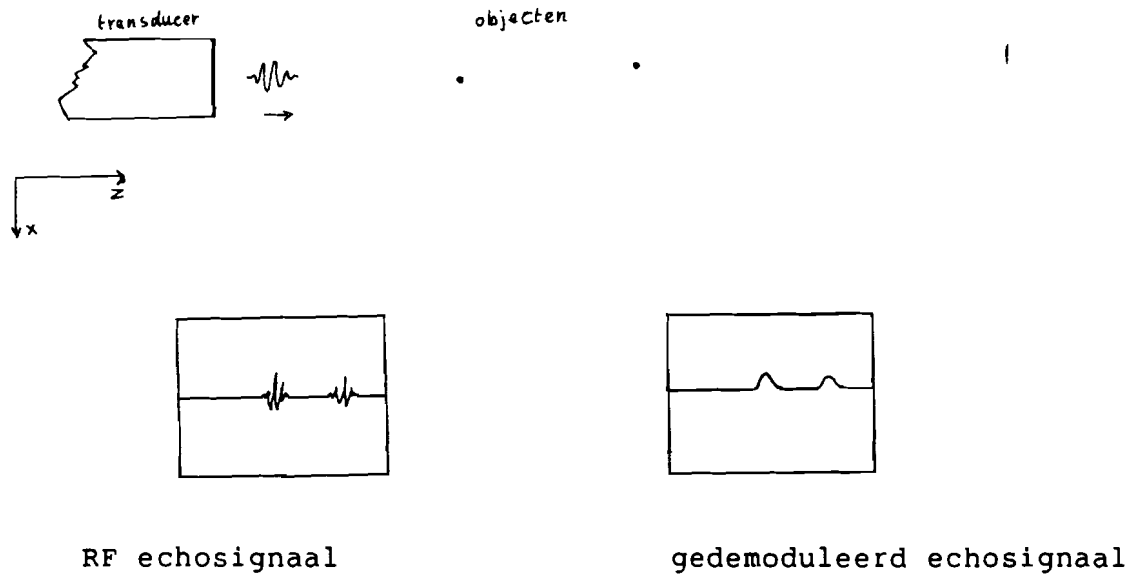
Het terugkerende ultrageluid krijgt een andere frequentie dan het uitgezonden geluid als het reflecterende object een beweging heeft in de voortplantingsrichting van het geluid. Daarom kan men hiermee bewegingen van organen en snelheid van bloed in de vaten bestuderen.

#### - A-scan (A van amplitude).

De transducer die tegelijk zender en ontvanger is, zendt een RF (radiofrequente) puls uit. De tijd waarop de echo's van objecten terugkomen bij de transducer is evenredig met de afstand van deze objecten tot de transducer. Daarom komt op de monitor de afstand in horizontale richting overeen met de



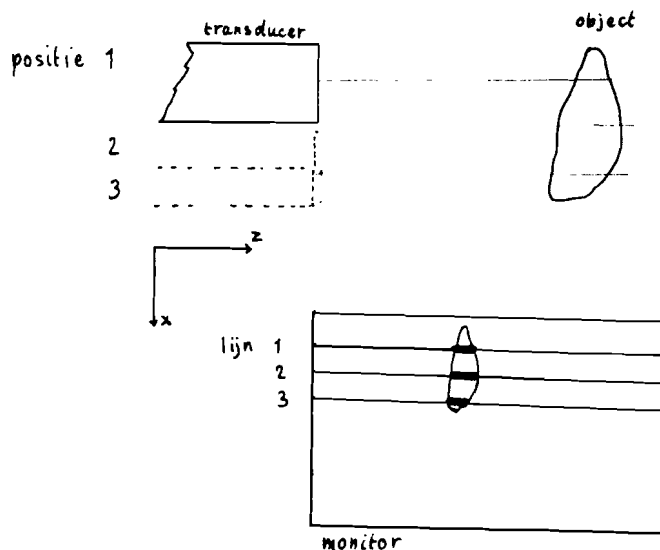
z-richting in de opstelling. Men kan het echosignaal direct of na demodulatie op het scherm brengen (zie figuur 2.1).



Figuur 2.1 A-scan.

- B-scan (B van brightness).

Wil men een volledig beeld hebben van het object, dan moet men dit afscannen zoals in figuur 2.2 is geschetst. Het echosignaal wordt gedemoduleerd en in helderheid van het beeldscherm omgezet. Op de monitor wordt de x-dimensie van de opstelling in verticale en de z-dimensie in horizontale richting afgebeeld. De afbeelding ligt in het scanvlak.



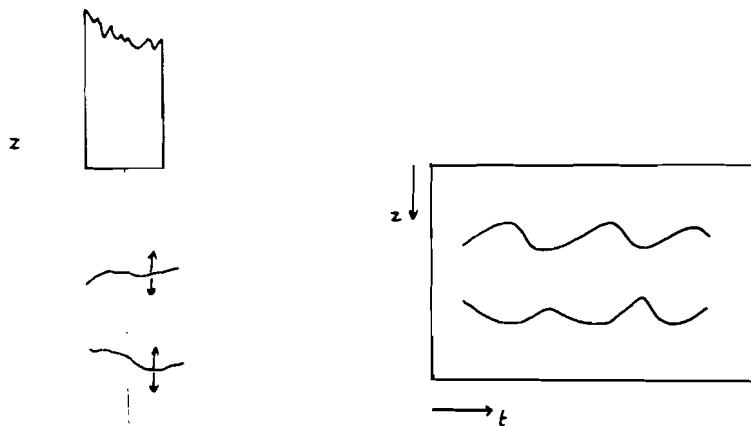
Figuur 2.2 B-scan.

- C-scan (C van constant depth)

Net als bij de B-scan krijgt men hier ook een tweedimensionaal beeld waar de echoamplitude in helderheid wordt omgezet, alleen hier ligt het afgebeelde vlak loodrecht op de voortplantingsrichting van de echopuls. Het beeld wordt opgebouwd door selectie van een diepte uit een groot aantal naast elkaar liggende B scans.

- M-scan (M van motion)

Deze methode is vooral geschikt voor het bestuderen van de beweging van organen. Ook nu wordt de amplitude van het echosignaal in helderheid omgezet, de looptijd wordt echter in verticale richting op de monitor afgebeeld. Het verschil met enkele van de vorige methoden is dat de transducer niet wordt verplaatst en dus altijd op de zelfde plek van het orgaan is gericht. Op vaste tijdstippen worden lijnen opgenomen en naast elkaar op de monitor gezet. Zo kan men op de monitor in horizontale richting de positie van de structuren langs de opgenomen lijn als functie van de tijd zien (figuur 2.3). Men kan op de monitor ook nog andere tijdsignalen zetten (bijvoorbeeld het electrocardiogram) en deze dan vergelijken met de M-scan.



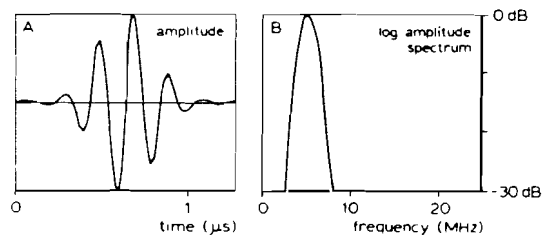
Figuur 2.3 M-scan van een groter en kleiner wordend object.

## 2.2 Opwekking en voortplanting van het ultrageluid.

In deze paragraaf zal beschreven worden hoe in de transducer een geluidspuls wordt opgewekt en hoe deze zich voortplant in een homogeen verliesvrij medium. De nadruk zal gelegd worden op de vorm van het zo ontstane geluidsveld van verschillende klassen van transducers.

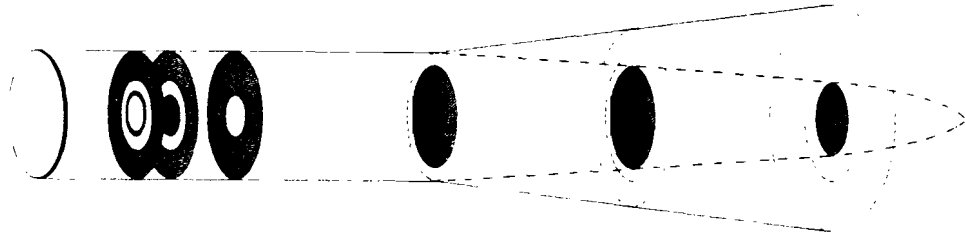
Aan de voorkant van een transducer zit een piezoelectrisch kristal dat de eigenschap heeft van vorm te veranderen onder

invloed van een elektrische spanning. Omgekeerd zal een vormverandering leiden tot een spanning over het kristal. Normaliter wordt aan het kristal een spanningspuls toegediend die het kristal in een korte mechanische eigentrilling brengt. Het oppervlak van het kristal zal dus een snelheid hebben die een functie is van de tijd en van de plaats op dat oppervlak. Die plaatsafhankelijkheid wordt in het vervolg aangeduid met 'weegfunctie'. In het midden van de transducer heeft die meestal zijn maximum, aan de randen is die vaak nihil vanwege de inklemming in het transducerhuis. De weegfunctie kan in de praktijk benaderd worden door een gaussische kromme of een vierde graads polynoom. De tijdsfunctie is een RF-puls (Radio Frequent) met een omhullende die vaak voor de eenvoud ook met een gaussfunctie worden benaderd (zie figuur 2.4). Belangrijke parameters zijn: centrale frequentie (waar het maximum in het spectrum ligt) en de tijdsduur dat de omhullende boven -20 dB van het maximum ligt. De centrale frequentie ligt meestal tussen de 2 MHz en 15 MHz. De 20 dB tijdsduur ligt meestal tussen 0.1 en 1 microsec (B.J. Oosterveld 1983, lit. 3).



Figuur 2.4 Ultrageluidspuls met spectrum.

Deze en andere parameters zijn erg belangrijk voor degenen die met ultrageluid werken. Daarom is voor het ontwerpen een simulatieprogramma ontwikkeld dat deze parameters levert als men de constructieve parameters invoert. Dit komt in een later hoofdstuk nog aan de orde. Nu zullen we overgaan op de voortplanting van de geluidspuls vanaf de transducer. De geluidssnelheid in biologisch weefsel varieert rond 1550 m/s. Om het geluidsveld te bepalen verdelen we volgens het Huygensprincipe het stralend oppervlak in puntbronnen die allemaal bolvormige golffronten uitzenden. De superpositie van deze golffronten geeft het geluidsveld. Dit geluidsveld is te verdelen in het nabije veld of de Fresnel-zone en het verre veld of de Fraunhofer-zone. In het nabije veld neemt de transducer een grote ruimtehoek in waardoor de looptijden van een bepaald veldpunt tot het transduceroppervlak sterk variëren. Dat heeft met geluid van een vaste frequentie (CW, continuous wave) een nogal ingewikkeld interferentiepatroon tot gevolg, zie figuur 2.5 voor een vlakke transducer (J.M. Thijssen, 1980, lit. 4).



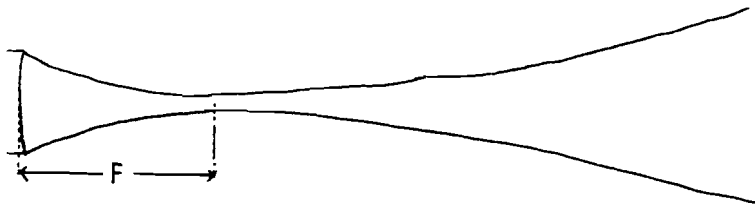
Figuur 2.5 Interferentiepatroon bij een vlakke transducer en een frequentie.

Als gevolg van interferentie treden ook zijlobben op. Het nabije veld strekt zich uit tot een afstand van:

$$z = D^2 / 4\lambda \quad (2.1)$$

met de diameter  $D$  van de transducer en  $\lambda$  de golflengte.

Bij elke frequentie hoort een eigen interferentiepatroon. De eerder behandelde RF puls kan een vrij breed spectrum hebben en zal dus een superpositie geven van vele interferentiepatronen. Dit geeft een zodanig smeereffect dat er nauwelijks meer van een interferentiepatroon sprake is. Dit geldt ook voor de gefocuseerde transducer die in figuur 2.6 is afgebeeld. Hier is ook nog van belang dat het acoustische focus (focus van de geluidsbundel) dichter bij de transducer ligt dan het geometrische focus (middelpunt van de bol waar transduceroppervlak op ligt). Het geometrische focus wordt bij oneindig hoge frequentie bereikt. Ook dit is een gevolg van de afhankelijkheid van het interferentiepatroon van de frequentie. Men krijgt hier bij een RF-puls weer een superpositie van verschillende patronen met verschillende focale afstanden: het acoustische focus wordt uitgerekt.



Figuur 2.6 Gefocuseerde transducer met geometrisch focus op afstand  $F$ .

De reden voor het gebruik van gefocuseerde transducers zal duidelijk zijn: de kleine bundeldiameter in het focus maken een betere resolutie mogelijk en de intensiteit is er ook groter dan elders. Een nadeel van de transducers is: objecten op verschillende diepte worden niet hetzelfde afgebeeld en in sommige gevallen zal men hiervoor willen corrigeren, met name als het gaat om kwantitatieve eigenschappen van het beeld. Het probleem hoe te corrigeren

kon, naar verwacht, opgelost worden door het uitvoeren van een systematische simulatiestudie.

### 2.3 Interactie van ultrageluid met weefsel.

Tot nu toe is gesproken over de geluidsvoortplanting in een homogeen verliesvrij medium zoals bijvoorbeeld water (in lucht plant geluid met een frequentie van enkele MHz zich niet voort). Hetgeen we graag met echografie willen afbeelden (de mens) is niet homogeen. Daarom zullen hier enkele soorten van interactie van het geluid met het weefsel worden behandeld.

Eerst zal de theorie rond een fundamenteel model uit de doeken worden gedaan (J.M. Thijssen, 1980, lit. 4): het model van het scheidingsvlak tussen twee homogene ruimten met verschillende (acoustische) impedantie. Deze impedantie wordt gegeven door

$$Z = \rho c \quad (2.2)$$

Hierin is  $\rho$  de massadichtheid en  $c$  de snelheid van het geluid.  $Z$  heeft men nodig om de lokale geluidsdruk  $p$  te berekenen als men de plaatselijke snelheid  $v$  van de deeltjes kent:

$$p = Z \cdot v \quad (2.3)$$

De intensiteit  $I$  in het geluidsveld berekent men met:

$$I = p_{\text{eff}}^2 / (2 \cdot Z) \quad (2.4)$$

Aan de hand van figuur 2.7 zal nu de wet van Snellius worden gegeven:

$$\theta_1 = \theta_2 \quad (2.5)$$

$$\sin \theta_1 / c_1 = \sin \theta_2 / c_2$$

De intensiteit van het gebroken en het gereflecteerde geluid worden voornamelijk bepaald door het verschil in impedantie:

$$T = I_t / I_i = \{4Z_2 Z_1 / \cos \theta_2 \cos \theta_1\} / \{Z_2 / \cos \theta_2 + Z_1 / \cos \theta_1\}^2 \quad (2.6)$$

$$R = I_r / I_i = \{Z_2 / \cos \theta_2 - Z_1 / \cos \theta_1\}^2 / \{Z_2 / \cos \theta_2 + Z_1 / \cos \theta_1\}^2 \quad (2.7)$$

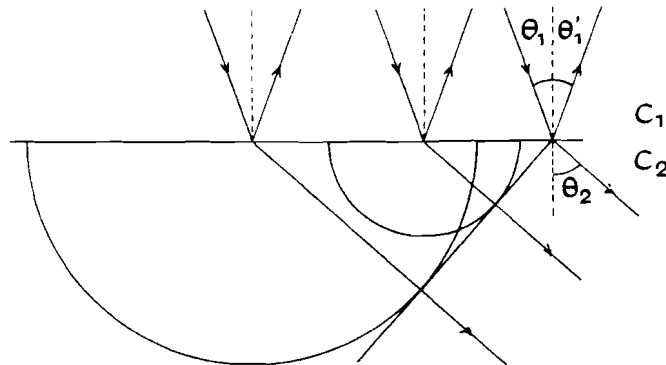
$$T = 1 - R \quad (2.8)$$

Bij loodrechte inval wordt de reflectie:

$$R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2 \quad (2.9)$$

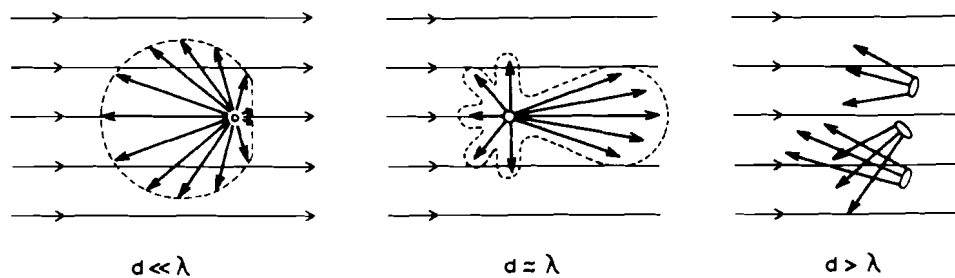
en de amplitude

$$r = |z_2 - z_1| / (z_2 + z_1) \quad (2.10)$$



Figuur 2.7 Wet van Snellius, constructie uit golffronten.

Deze theorie geldt natuurlijk algemeen maar wordt vooral gebruikt bij de wat grotere structuren. Bij deeltjes waarvan de afmetingen ongeveer zo groot zijn als de golflengte of (veel) kleiner, neemt men liever zijn toevlucht tot het bekende Huygensprincipe: men beschouwt een bestraald deeltje dan als een bron die volgens een bepaalde verdelingsfunctie geluid uitstraalt (zie figuur 2.8).

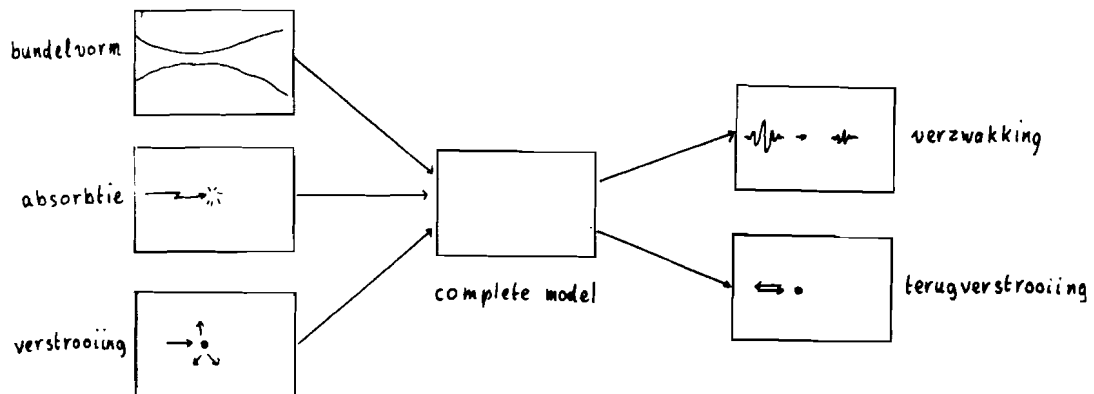


Figuur 2.8 Interactie van geluid met deeltjes.

Tot nu toe is alleen interactie in een verliesvrij medium aan de orde gekomen. Het geluid wordt dan gereflecteerd of doorgelaten maar er wordt geen energie omgezet. Bij absorptie is dat niet het geval: er wordt geluidsenergie in warmte omgezet.

Voegt men nu deze drie mechanismen: bundelvorming, verstrooiing en absorptie, bij elkaar in een model dan krijgt men een model met twee voor de echografie belangrijke eigenschappen: verzwakking en terugverstrooiing (zie figuur 2.9). Terugverstrooiing is belangrijk omdat daardoor de transducer de echo ontvangt. Verzwakking is belangrijk omdat de echo's van dieper gelegen objecten zwakker worden. Het zal misschien verleidelijk zijn om te denken dat verzwakking slechts door absorptie wordt veroorzaakt. Dat is niet het geval: door verstrooiing zal een deel van de geluidsenergie

verdwijnen in richtingen, waar zich geen transducers of af te beelden objecten bevinden. Ook bundeldivergentie leidt tot een lagere intensiteit en dus tot verzwakking. Overigens is wordt gesteld dat het model homogeen is en isotroop.



Figuur 2.9 Weefselmodel met verstrooiing en absorptie en bundelvorm.

Voor verzwakking geldt de volgende formule:

$$A_z = A_0 e^{-act} \quad (2.11)$$

met doorlopen afstand  $z=ct$ . De frequentieafhankelijkheid van de verstrooiing komt op de volgende manier tot uiting:

$$a = a_a + a_v = a_{a0} f^k + a_{v0} f^n \approx a_0 f^l \quad (2.12)$$

Hierin is  $n$  afhankelijk van de afmetingen van de verstrooiers: oneindig kleine verstrooiers geven  $n=2$ ; volledige reflectie geeft natuurlijk  $n=0$  omdat dan geen verzwakking ten gevolge van verstrooiing optreedt.

Met deze kennis kan men nu een uitdrukking opstellen voor het vermogensspectrum van het echosignaal (terugverstrooiing):

$$E(f) = P(f) T(f) \sum_j D^e(f, \vec{r}_j) A_z^e(f, \vec{r}_j) \quad (2.13)$$

$P(f)$  vermogensspectrum van de uitgezonden geluidsbundel.

$T(f)$  de terugverstrooiings overdrachtsfunctie voor de verstrooiers, recht evenredig met de dichtheid van de verstrooiers.

$D(f, \vec{r}_j)$  overdrachtsfunctie die de vorm van de bundel verrekenet.

$A(f, \vec{r}_j)$  verzwakkingsfunctie.

Er volgt nu een toelichting op (2.13). Dat de verstrooiingsfunctie frequentieafhankelijk is al aan de orde gekomen bij de verzwakking ten gevolge van verstrooiing (2.12). Daarom is  $f$  het argument in de terugverstrooiingsfunctie  $T(f)$ . Wat betreft  $D(f, \vec{r}_j)$ : eerder werd uitgelegd dat voor elke fre-

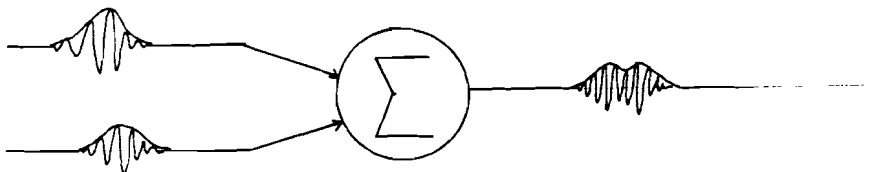
quentie een ander interferentiepatroon voor de transducer ontstond waarin de geluidsdruk dus afhankelijk is van de plaats. Daarmee is de afhankelijkheid van  $f$  en  $r$  verklaard. Wellicht komt bij de lezer de vraag op waarom  $D$  er in het kwadraat staat. Dit is omdat de door de transducer uitgezonden energie in een zekere bundelvorm worden uitgezonden, bepaald door  $D$ . Op de zelfde manier echter worden echo's die ergens in de bundel ontstaan, op de transducer afgebeeld. Als op een bepaalde plaats in de bundel weinig energie terecht komt, zal omgekeerd ook een echo die op die plaats ontstaat een kleine bijdrage naar de transducer terugsturen. De afhankelijkheid van de verzwakkingsfunctie  $A$  van plaats en frequentie kwam al in uitdrukking 2.11 aan de orde. Het kwadrateren is hier nodig omdat niet alleen het ingestraalde geluid maar ook de teruggaande echo verzwakt wordt.

#### 2.4 Echografische beeldvorming.

Na de behandeling van geluidsvoortplanting en interactie met het weefsel zal nu een verschijnsel ter sprake komen dat optreedt doordat de echo's van de verstrooiers interfereren: speckle. Hiervoor moet dieper worden ingegaan op de manier waarop de echo's tot een signaal aan de uitgang van de transducer worden gevormd: echografische beeldvorming.

Speckle duidt op het wazige vlekkenpatroon dat over het echogram ligt en daarom in de klinische praktijk als lastige ruis wordt ervaren. Omdat echter de parameters van de speckle afhangen van eigenschappen van het weefsel kan men door analyse hiervan komen tot weefseldifferentiatie. De speckle wordt zo een nuttige informatiedrager.

Nu zal het ontstaan van de speckle worden uitgelegd. Zoals gezegd is het een interferentieverschijnsel. Dit treedt op omdat de transducer een fasegevoelige opteller is van de echosignalen: dit betekent dat het uitgangssignaal op tijdstip  $t$  afhangt van de momentele waarde van alle echo's (RF-pulsen) die op dat tijdstip ergens op het transduceroppervlak aankomen (figuur 2.10).

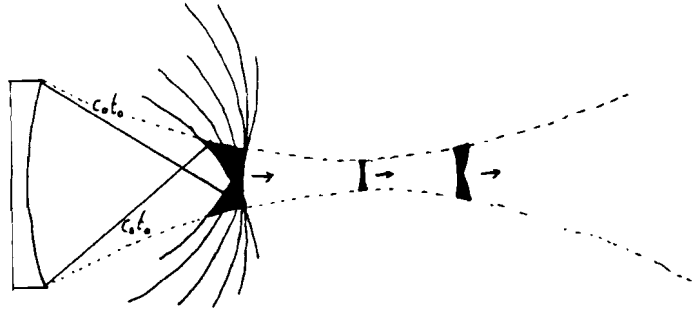


Figuur 2.10 Fasegevoelige opteller.

De transducer sommeert op twee manieren: op elk punt op het ontvangend oppervlak komen op tijdstip  $t$  de echo's van verschillende verstrooiers aan. Dit is een sommatie over de be-

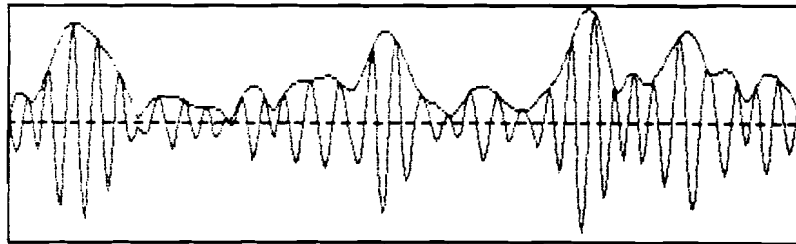


straalde ruimte. Daarnaast is het uitgangssignaal een sommatie over het hele ontvangende transduceroppervlak. Deze tweevoudige sommatie resulteert in het begrip resolutievolume: dit is het volume waarin verstrooiers zitten die op tijdstip  $t$  bijdragen aan het uitgangssignaal van de transducer (figuur 2.11).



Figuur 2.11 Resolutievolumes die alle echo's op tijdstip  $t$  leveren.

Op tijdstip  $t$  worden nu alle RF-echo's uit het bijbehorende resolutievolume opgeteld. Bij een groot aantal verstrooiers in het resolutievolume zal de sommatie een stochastische grootte opleveren. Zeer korte tijd later zal het resolutievolume iets verder in de bundel liggen maar het vorige nog voor een groot deel overlappen. Hierdoor heeft die stochastische grootte, de sommatie, een sterke correlatie in de tijd. Het uitgangssignaal blijkt langzaam te veranderen en vertoont lokale maxima en minima. In figuur 2.12 is zo'n RF-sigitaal gegeven voor het focus. Ook de omhullende (de vorm waarin het signaal geschikt is voor de grijswaardenmonitor waar het echogram op komt) is erbij gegeven.



Figuur 2.12 Speckle in een B-scan lijn.

De maxima en minima vormen de speckle op het signaal in axiale dimensie (in de asrichting van de transducer). In laterale richting (loodrecht op de as van de transducer) is er ook zo'n variatie want een B-scan ontstaat door de transducer in laterale richting te verschuiven en telkens zo'n lijn op te nemen en op de monitor te brengen. Bekijkt men dus op de monitor twee naast elkaar liggende lijnen op het zelfde tijdstip (diepte) dan moeten die ook wel een

grote correlatie hebben omdat de bijbehorende resolutievolumes elkaar ook voor een groot gedeelte overlappen. Deze overlapping is hier zelfs groter dan in axiale richting vanwege de vorm van het resolutievolume. Daarom kan men verwachten dat de laterale afmetingen van de speckle groter zullen zijn dan de axiale.

## 2.5 Statistiek van de grijswaarden in het beeld.

Wil men op grond hiervan weefsels van elkaar kunnen onderscheiden (weefseldifferentiatie) dan kan men de statistiek te hulp roepen. Statistische parameters kan men onderscheiden in die van de eerste of de tweede orde :

- \* 1e orde: beschrijving van de verdeling van de grijsniveau's (amplitude van het echosignaal) bijvoorbeeld  $\mu_A, \sigma_A$ . Dit zijn resp. de gemiddelde grijswaarde in het beeld en de standaardafwijking daarin.
- \* 2e orde: beschrijving van de spatiele verdeling van de grijsniveau's, bijvoorbeeld afmetingen van de speckle.

Hiervoor willen we eerst theoretische waarden afleiden om die met de experimentele resultaten te kunnen vergelijken. Er zullen dan enkele aannamen gedaan moeten worden betreffende de waarschijnlijkheidsverdeling van het echosignaal. Omdat het echosignaal een fase en een amplitude heeft kunnen we deze beschouwen als een complexe grootte die bovendien stochastisch is als het aantal verstrooiers voldoende groot is. De kansdichtheidsfunctie van de absolute waarde van deze grootte is dan (B.J. Oosterveld 1983, lit. 3: formule (12) e.v.):

$$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} e^{-A^2/2\sigma^2} \quad (A > 0) \quad (2.14)$$

Hierin is  $\sigma^2$  het signaal vermogen.  $p(A)$  is de Rayleigh kansdichtheidsfunctie met:

$$\begin{aligned} \mu_A^2 &= \sigma^2 \pi/2 \\ \sigma_A^2 &= \sigma^2 (2 - \pi/2) \end{aligned} \quad (2.15)$$

De limiet (voor zeer veel verstrooiers) van de signaalruisverhouding is:

$$\text{SNR} = \mu_A / \sigma_A = 1.91 \quad (2.16)$$

voor de Rayleigh-verdeling. Met voldoende verstrooiers is de SNR dus onafhankelijk van de transducer en van het weefsel. Omdat het signaalvermogen evenredig is met het aantal verstrooiers, gaat de gemiddelde amplitude met de wortel

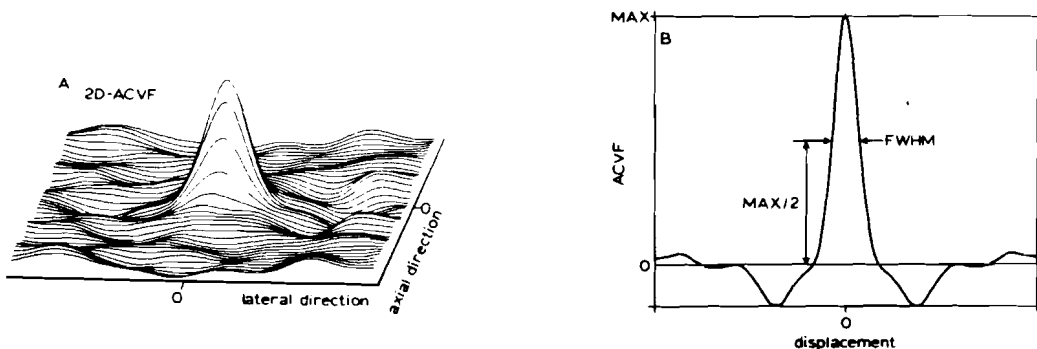
hiervan omhoog.

Nu de speckle afmetingen: om daarvoor twee waarden te krijgen (axiaal en lateraal) neemt men de autocovariantiefunctie. Dit is een autocorrelatie als men van het signaal eerst het gemiddelde aftrekt. Men zou anders een te grote bijdrage krijgen in het resultaat vanwege die gemiddelde waarde. De autocovariantiefunctie (ACVF) is:

$$\text{ACVF}(f(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} (f(\tau) - \mu)(f(t+\tau) - \mu) d\tau \quad (2.17)$$

Dit is een eendimensionale functie als men voor  $f(t)$  een B-lijn neemt. Neemt men de ACVF van de hele B-scan dan krijgt men een tweedimensionale ACVF zoals in figuur 2.13 (B.J. Oosterveld 1983, lit. 3: Fig. 2].

In de oorsprong heeft deze functie zijn maximum. Doorsnijdt men de ACVF op de helft van het maximum dan krijgt men de zgn. halfwaardebreedten (axiaal en lateraal) en dit definieert men als de afmetingen van de speckle. In het engels is dit de 'Full Width at Half Maximum' (FWHM). In figuur 2.13 is dit nog eens voor een dimensie aangegeven.



a) Quasi 3D afbeelding van 2D autocovariantiefunctie

b) Definitie van Full Width at Half Maximum (FWHM).

Figuur 2.13 Autocovariantiefunctie (ACVF).

Ook hier zijn theoretische verwachtingen opgesteld. Als de omhullende van de RF-puls een gaussische functie is en de impulsresponsie (echo bij een impulsvormig snelheidsverloop van het transduceroppervlak) gescheiden kan worden in een deel dat slechts van de axiale en een deel dat van de laterale coördinaten afhangt, dan geldt bij voldoende verstrooiers (Rayleigh limiet) voor de focale zone (R.F.Wagner, 1983, lit. 9)

$$\text{FWHM} = 0.86 \lambda F/D \quad (\text{cm}) \quad (2.18)$$

$$\text{FWHM} = 0.026/\sigma_f \quad (\text{cm})$$

$\lambda$  golflengte, cm

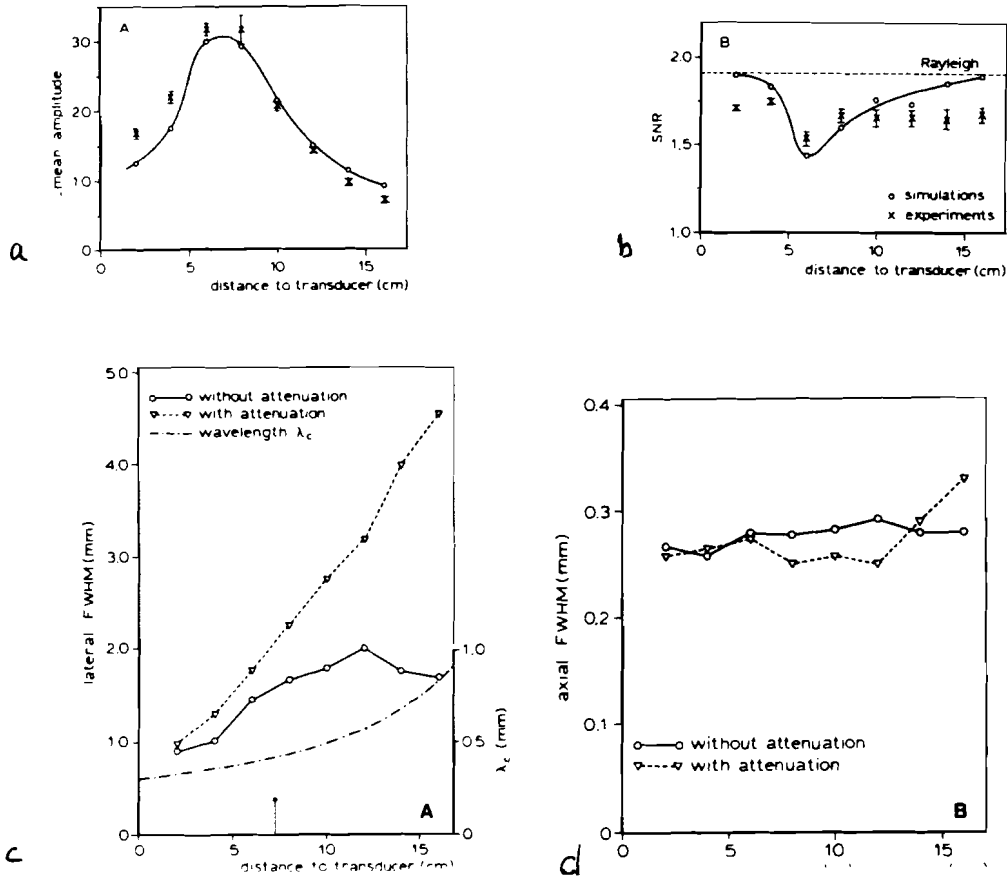
F focale afstand, cm

D transducerdiameter, cm

$\sigma_f$  standaarddev. van de gaussische spectrum, MHz

De parameters blijken hier dus alleen van de transducer af te hangen. Als echter de dichtheid van de verstrooiers klein is, hangen de parameters ook van het soort weefsel af. In figuur 2.14 ziet men de resultaten van een eerdere simulatiestudie (B.J. Oosterveld 1983, lit. 3). Hier komt naar voren hoe de verschillende statistische parameters van de bundelvorm (dus afstand tot de transducer) en de verzwakking afhangen. Een korte toelichting is hier op zijn plaats. De uitgangspunten zijn:

- het geometrische focus ligt op 8 cm;
- de frequentie is 5 MHz, de bandbreedte  $\sigma_f$  is 1 MHz;
- diameter D van de transducer is 1.3 cm;
- geluidssnelheid 1500m/s dus de golflengte is 0.03 cm;



Figuur 2.14 Afhankelijkheid statistiek van de transducereigenschappen.

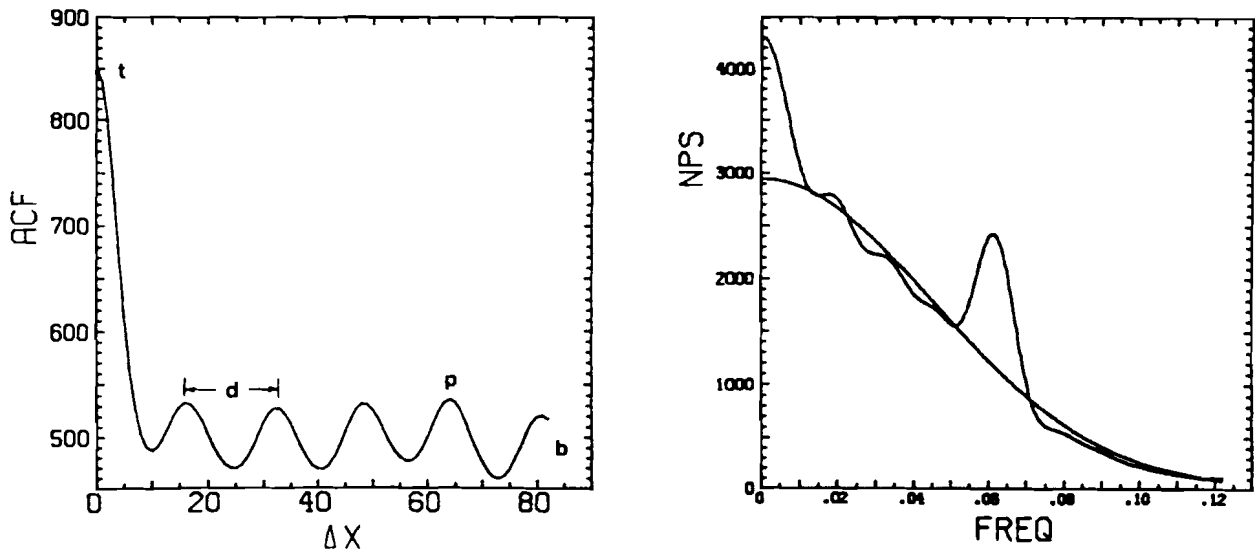
In figuur 2.14a is de gemiddelde grijswaarde van het beeld gegeven als functie van de afstand. In het acoustische focus worden de verstrooiers het sterkst bestraald en de echo's uit dit gebied zijn dus ook het sterkst. Overigens is hier goed te zien dat het acoustische focus op ongeveer 7 cm ligt. In figuur 2.14b zien we de signaalruisverhouding die voor een grote dichtheid van de verstrooiers op 1.91 ligt. Dit is niet gewenst want dan hangen de beeldparameters niet meer van het weefsel af. Rond het focus is het resolutievolume klein en het aantal verstrooiers daarin is niet genoeg om de Rayleigh-limiet van 1.91 te halen. In figuren 2.14c en d komt de 2e orde statistiek aan de orde. Daarbij worden de situaties met en zonder verzwakking vergeleken. In figuur c is te zien dat de speckle breder wordt met toenemende afstand, vooral als er verzwakking in het spel is. Dit laatste is te verklaren uit het feit dat door frequentieafhankelijke verzwakking (formule 2.12 met  $n=1$ ) de centrale frequentie van de RF-puls naar beneden schuift. De golflengte in formule 2.18 neemt dus toe met de afstand en daarmee ook de breedte van de speckle. De speckleafmeting in

axiale richting verandert niet veel bij toenemende afstand omdat de bandbreedte van de RF puls constant is bij lineaire frequentieafhankelijkheid van  $\alpha$  ( $n_1$  in formule 2.12).

De boodschap van figuur 2.14 luidt: er is een afhankelijkheid van de statistische parameters van ondermeer de afstand. Deze afhankelijkheid, die terug te voeren is op de bundelvorm, geeft geen informatie over het weefsel, welke we juist zoeken (bijvoorbeeld dichtheid van verstrooiers) en zal dus op een of andere manier eruit gefilterd moeten worden. De informatie omtrent het weefsel, die ook in de statistische parameters zit, komt dan des te beter naar voren. Het probleem is dus: hoe vindt men een manier om voor de verzwakking en de bundelvorm te corrigeren. Het onderzoek naar de oplossing van dit probleem is op het laboratorium nog bezig maar valt buiten het hier beschreven onderzoek.

## 2.6 Uitgebreid weefselmodel: roosters.

Tot nog toe is een weefselmodel behandeld waarvan de structuur geen correlatie vertoont: het random-verstrooiermodel. In zekere zin is dit een afspiegeling van de werkelijkheid: in het menselijk weefsel vindt men cellen, bloedvaatjes en andere anatomische structuren die een in de ruimte ongecorreleerde structuur vormen. Er zijn in de opbouw van het weefsel ook regelmatigigheden te vinden: bepaalde vaten in de lever vertonen spatiele correlatie. Ook hier kan het weer moeilijk zijn om met het blote oog relevante informatie uit een B-scan te halen en zal men met computeranalyse de correlatie willen ontdekken en kwantificeren. Met name is men geïnteresseerd in de correlatieafstand en de relatieve sterkte van de correlatie. De vraag is: hoe doet men dit? Het antwoord zit in de autocorrelatiefunctie (ACF). De genoemde vaatjes in de lever, bijvoorbeeld, vertonen een roosterstructuur met een onderlinge afstand van ongeveer 1 mm. Dit zal in de ACVF een spatiele frequentie geven zoals in figuur 2.15 (R.F. Wagner, 1985, lit. 5) het hoofdmaximum duidelijk een periodiciteit waaruit men de afstand  $d$  en de correlatiesterkte  $p$  kan ontdekken. In de praktijk zal dat moeilijker zijn omdat de onderdelen van de structuur niet exact op gelijke afstanden van elkaar liggen maar ten opzichte van die ideale posities een positionele 'ruis' vertonen. Men geeft dan ook de voorkeur aan de getransformeerde van dit signaal waaruit men de spatiele frequenties waar correlatie zich voordoet en de sterkte van die correlatie zo af kunnen lezen. Men noemt deze getransformeerde van de ACV het spectrum van het ruisvermogen (noise power spectrum, NPS) waarbij men de speckle als ruis beschouwt.



Figuur 2.15 Duidelijker herkenning van correlatie met de getransformeerde van de Auto Correlatie Functie (NPS) dan met ACF zelf.

In het volgende hoofdstuk zal de programmatuur waarin het bovenbeschrevene is gemodeleerd aan de orde komen. Ook zal kort nog iets gezegd worden over de ombouw van de software voor het simuleren op een andere computer.

## HOOFDSTUK 3. Probleemstelling en opdracht.

## Inleiding.

In het vorige hoofdstuk is het doel van het lopende onderzoek al aangestipt: men wil uit een B-scan statistische grootheden halen die het mogelijk maken weefsels onderling van elkaar te onderscheiden. Daarbij wil men de afhankelijkheid van transducereigenschappen zoveel mogelijk elimineren. Hiervoor moet men de invloed van weefsel- en transducer-eigenschappen beide kennen. Dit is de probleemstelling. Aan de oplossing hiervan is al veel gewerkt op het laboratorium. Zo heeft er een oriënterend onderzoek plaats gevonden met onder andere een driedimensionaal computermodel (SIMULA) waarin zowel een transducer- als ook een weefselmodel in voorkomen. Hieruit kwam de conclusie naar voren dat de weefselmodellen te beperkt waren en dat de simulaties voor een systematisch onderzoek te lang duurden.

Dit leidde tot de volgende opdracht:

1. Overzetten van de simulatieprogrammatuur van de VAX naar de snellere NAS (twee computers op het universitair rekencentrum).
2. Uitbreiden van de simulatieprogrammatuur met enkele weefselmodellen en een transducermodel.
3. Het voortzetten van de simulatiestudie.

Deze onderdelen zullen nader worden toegelicht.

1. Overzetten van de simulatieprogrammatuur. Men verwachtte dat de NAS enige tientallen malen sneller zou zijn dan de VAX omdat in de NAS speciale hardware aanwezig is voor het snel uitvoeren van rekenkundige operaties.
2. Uitbreiden van de simulatieprogrammatuur SIMULA.
  - a) Uitbreiding van SIMULA met transducermodellen. De beeldparameters zijn in hoge mate afhankelijk van het geluidssignaal dat door de transducer het weefsel wordt ingestuurd. Dit geluidssignaal is op zijn beurt op vrij ingewikkelde manier afhankelijk van de transducerconstructie. Om nu een optimale transducer te kunnen ontwerpen is een simulatiepakket ontwikkeld dat constructieparameters als invoer heeft en daaruit de RF-puls berekent. Dit simulatiepakket, SIMTRAN, berust op het zogenaamde



KLM model van Krimholtz, beschreven in een artikel van het Biofysisch Laboratorium (S.J.H. van Kervel en J.M. Thijssen, 1983, lit. 6). De opdracht was nu om SIMTRAN in SIMULA te integreren zodat met de RF-puls van SIMTRAN meteen een B-scan kon worden gesimuleerd. Als er nog tijd over zou zijn moest er ook een model voor rechthoekige transducers worden ontwikkeld. Deze worden namelijk toegepast in array-transducers waarmee op flexibele wijze verschillende bundelvormen kunnen worden verkregen.

b) Uitbreiding van SIMULA met weefselmodellen. SIMULA beschikte al over de volgende modellen:

- I. een random wolk puntverstrooiers waarbij een gegeven volume door de randomgenerator homogeen wordt opgevuld met een gespecificeerd aantal verstrooiers;
- II. een enkele puntverstrooier;
- III. een vlakke plaatreflector;
- IV. een draadreflector;
- V. een hydrofoon: het enige model waarbij het niet om een echo gaat. Het uitgangssignaal is dat van een puntvormige microfoon die zich in geluidsveld bevindt.

Hier moest het volgende bijkomen:

- VI. het roostermodel;  
Hier is in het vorige hoofdstuk al over geschreven: het gaat om puntverstrooiers die equidistant in x, y en z richting verdeeld zijn, dus volgens een kubische kristalstructuur. Bovendien moest er op deze regelmatige structuur een positionele ruis kunnen worden gesuperponeerd waarvan de relevantie ook in het vorige hoofdstuk al is aangestipt. In de realiteit vindt men voor deze positionele ruis een gaussische waarschijnlijkheidsverdeling. Eventueel zou men het rooster moeten kunnen laten roteren.
- VII. het verzwakkingsmodel;  
Tot nu toe zijn er wel simulaties gedaan met (frequentieafhankelijke) verzwakking maar het ging hier om een verdeling van de bestraalde ruimte in plakken, loodrecht op de transducer en ieder met een bepaalde verzwakking. Het geluid

werd dus op zijn weg door het weefsel in stappen verzwakt. Om de optredende kwantiseringfout te voorkomen kan men denken aan een model waarbij verschillende looptijden ook tot verschillende verzwakkingen leiden.

VIII. causaliteit, dispersie, scattering cross-section; Causaliteit: tegenwoordig wordt, als men verzwakking in het model brengt, alleen gerekend met het amplitudespectrum van de overdrachtsfunctie van die verzwakking. Causaliteit wil hier zeggen dat men ook met het fase-spectrum rekening houdt.

Dispersie: dit houdt is dat de voortplantings-snelheid  $c(t)$  afhankelijk is van de frequentie. Hierdoor verandert de vorm van de RF-puls naarmate deze door het weefsel loopt. Dit zit nog niet in het model:  $c(t)$  is constant. Brengt men causaliteit in het model, dan is automatisch ook dispersie in het weefselmodel gebracht. Immers, het fasespectrum is een frequentie-afhankelijke complexe factor die overeen komt met een verschuiving in het tijdsdomein.

Scattering cross-section: de werkzame doorsnede van een deeltje in het geluidsveld. Voor een puntverstrooier, waar nu mee wordt gewerkt, is die nul. Dat wil overigens niet zeggen dat in een model alle geluidsenergie langs de verstrooier heen gaat.

### 3. Het voortzetten van de simulatiestudie.

- a) In het vorige hoofdstuk is al opgemerkt dat bij een lage dichtheid van verstrooiers de kansdichtheidsverdeling van de amplitude geen Rayleighverdeling is. Onder zulke omstandigheden kan de pure afhankelijkheid van de bundel niet worden bestudeerd. Daarom moesten de simulaties voortgezet worden met grotere dichtheden dan tot nu toe zijn gebruikt (1000 verstrooiers per cc). Daarbij moest nagegaan worden welke dichtheid in de praktijk genoeg was en dit moest vergeleken worden met de theoretisch voorspelde waarde. Men verwachtte dat bij deze hoge dichtheden de snelheid van de NAS hard nodig zou zijn.

- b) De invloed van verschillende transducerconstructieparameters op de textuur (het helderheidspatroon van de B-scan) moest worden nagegaan met het pakket SIMTRAN binnen SIMULA. Men interesseerde zich voor de invloed die het spectrum van de RF-puls had zoals men al kan verwachten na het lezen van het vorige hoofdstuk.
- c) Het verschil tussen een B-scan met ronde transducer (nu geïmplementeerd) en rechthoekige transducer moest worden nagegaan. Zoals gezegd worden deze toegepast in arraytransducers waarbij men de bundelvorm kan "programmeren". Een belangrijke mogelijkheid van de arraytransducer is dan ook dat men de focusafstand kan variëren. Overigens, deze systemen zijn nog erg duur zodat de transducer met vaste focusafstand er nog weinig concurrentie van ondervindt.
- d) Het beoordelen van de simulatieresultaten met onder meer de beschreven statistische methoden.

Onderdelen 1 en 2 van de opdracht, te weten het overzetten op de NAS en het uitbreiden van het pakket komen in het volgende hoofdstuk ter sprake. Het simulatiepakket SIMULA zal daar ook kort worden beschreven. Onderdeel 3, de simulatiestudies, komt in hoofdstuk 6 aan de orde.

## HOOFDSTUK 4. Werkzaamheden aan de simulatieprogrammatuur.

In dit hoofdstuk zullen de volgende onderdelen worden behandeld:

1. de simulatiepakketten SIMTRAN en SIMULA, geschreven in FORTRAN 77;
2. het nieuwe roostermodel dat in SIMULA is ingebouwd;
3. de werkzaamheden in verband met het overzetten van de simulatiepakketten op de NAS, in de daar geïmplementeerde versie van FORTRAN 77.

### 4.1 De Simulatiepakketten

Er is gewerkt met twee simulatiepakketten:

#### I. SIMTRAN

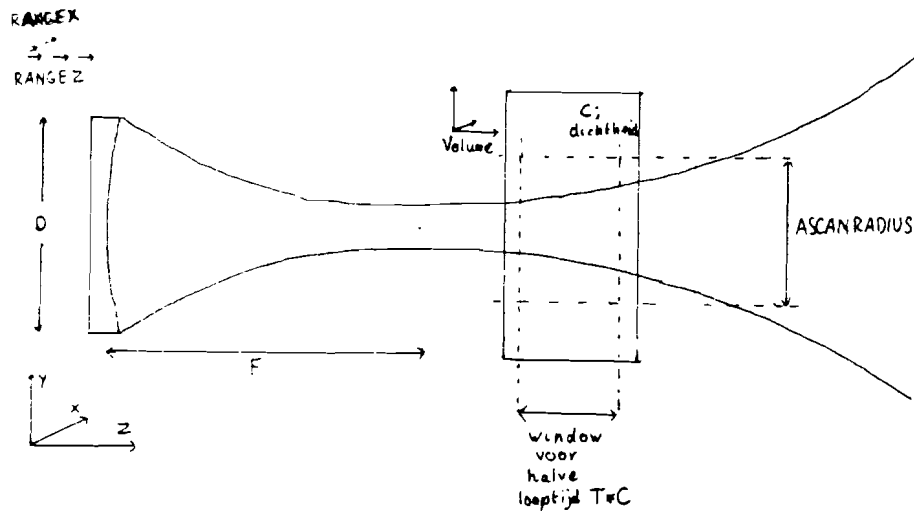
Dit pakket voor de simulatie van een transducer vraagt om parameters zoals afmetingen, acoustische impedantie van de verschillende onderdelen en de geluidssnelheid daarin. Daaruit wordt dan de responsie  $v(t)$  op een elektrische deltapuls op de aansluitklemmen van de transducer berekend. De impulsresponsie  $v(t)$  stelt de snelheid van het transduceroppervlak voor. Het is een eendimensionale functie waar dus nog niet de in hoofdstuk 2 genoemde snelheidsverdeling over het transduceroppervlak (weegfunctie) in is verwerkt. Voor deze weegfunctie zorgt SIMULA. Behalve de impulsresponsie  $v(t)$  geeft SIMTRAN daarvan ook nog het spectrum  $V(f)$  en enkele parameters die iets zeggen van  $v(t)$  zoals de tijdsduur, de centrale frequentie enzovoort.

SIMTRAN werd tijdens de afstudeerperiode op de NAS overgezet bij wijze van oefening en tevens omdat men het pakket in de NAS-versie van SIMULA wilde integreren. Verder heeft het in de simulatiestudie geen rol gespeeld. Men was in dit stadium van het onderzoek tevreden met de RF-puls met gaussische omhullende. Er zal dan ook niet op de werking van SIMTRAN worden ingegaan.

## II. SIMULA.

Dit pakket simuleert de echosignalen die men krijgt bij een gegeven transduceroppervlak en een gegeven object. Een volledige behandeling van SIMULA zou hier te ver voeren. Er zijn erg veel mogelijkheden en voor de simulatiestudie is slechts gebruik gemaakt van de optie om een B-scan te simuleren van het random verstrooiemodel (weefselmodel met puntverstrooiers die door de randomgenerator in een gegeven volume worden geplaatst) en van het roostermodel van puntverstrooiers. Hiervan zal de werking wel worden beschreven. Eerst zal nu worden uitgelegd welke invoer men moet leveren voor een B-scan simulatie van een random verstrooiemodel. Daarna komt de uitvoer, het verkregen B-scan signaal aan de orde.

- a) Invoer. De invoerparameters worden hier in drie groepen onderverdeeld; figuur 4.1 is onontbeerlijk voor een goed begrip van het opzetten van een simulatie. Alle afstanden worden in cm gegeven.



Figuur 4.1 Invoerparameters bij een B-scan simulatie.

### 1. Transducerparameters.

$D$ : de diameter van de transducer.

$F$ : de afstand van het midden van het transduceroppervlak tot het geometrische focus.

Scanmode: meerdere mogelijkheden. Alleen de B-scan mode zal worden behandeld.

RANGE Z: de plaats van de transducer op de  $z$ -as.

RANGE X: beginpunt, eindpunt en aantal stappen langs de  $x$ -as. Hiermee bepaalt men de breedte van het B scan beeld

en de dichtheid van lijnen in een B-scan.

Weegfunctie: de snelheidsverdeling over het transduceroppervlak is axisymmetrisch. Men moet hier de coëfficiënten geven van het polynoom dat deze snelheidsverdeling definieert als functie van de straal.

ASCANRADIUS: omdat op grote afstand van de transduceras de bundel zwak is zullen verstrooiers daar weinig echo's geven. Toch vragen ze wel rekentijd. Om onnodig rekenwerk te besparen kan men een geschikte ASCANRADIUS (maximale afstand tot de transduceras) opgeven en SIMULA zal alle verstrooiers, die buiten de cylinder om de transduceras met straal ASCANRADIUS liggen, verwerpen.

## 2. Object parameters.

Soort: in het vorige hoofdstuk is al een opsomming gegeven van de soorten objecten die men kan afscannen: random verstrooiersmodel, enkele puntverstrooiers, hydrofoon enzovoort.

Geluids-

snelheid: in waterig milieu rond de 150000 (cm/s!).

Plaats: voor een random verstrooiersmodel geeft men hier de grenzen aan langs de x, y en z as. In het afgegrensde volume strooit de randomgenerator de verstrooiers rond.

Dichtheid: hiervoor geeft men het aantal verstrooiers per cc op.

## 3. Parameters waarmee men de berekeningen bestuurt.

Samplefreq: frequentie waarmee het berekende echosignaal bemonsterd wordt. Deze ligt meestal op 50 MHz, dus een orde hoger dan de centrale frequentie van de toegepaste RF-pulsen.

Precisie: hiermee bepaalt men hoe dicht het berekende signaal ligt bij dat signaal waar men met oneindige precisie naar toe zou convergeren. Een 'exact' signaal bestaat hier niet: het ligt er maar aan hoe men het algoritme definieert volgens welke een samplewaarde door middeling uit meerdere functiewaarden wordt berekend.

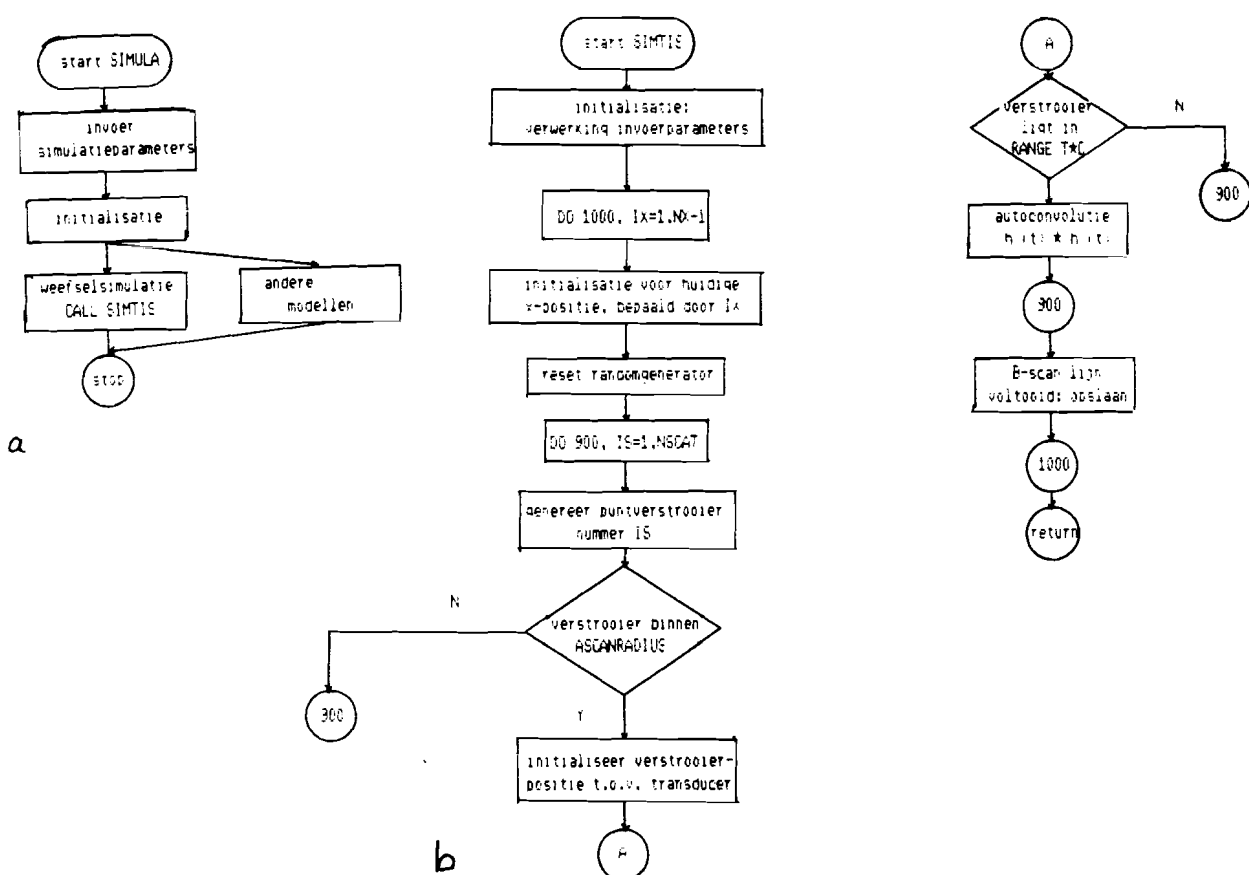
RANGE T\*C: het interval voor de loopafstand (tijd maal geluidssnelheid) waarvoor men de echo wil uitrekenen. Voor echografie moet men hiervoor het dubbele opgeven van het relevante z-interval (voor een hydrofoon bijvoorbeeld niet). Het relevante z-interval kiest men natuurlijk steeds binnen het weefsel.

Deze gegevens worden bijvoorbeeld met de editor in een file geschreven en door simula hieruit gehaald. Een voorbeeld van zo'n parameterfile vindt u in bijlage 1.

- b) Uitvoer. Men verkrijgt een impulsresponsie  $h_i(t)$ . Dit is de echo van een verstrooier die ontstaat als de snelheid van het transduceroppervlak volgens de deltafunctie verloopt. De resolutie in de tijd wordt bepaald door de samplefrequentie. Het tijdstip waarop  $h_i(t)$  is berekend is de afstand  $T \cdot c$  gedeeld door de geluidssnelheid  $c$ .

Omdat men niet zo is geïnteresseerd in deze impulsresponsie maar in de responsie op het RF-signaal wordt  $h_i(t)$  naderhand hiermee geconvolveerd. Daarna kan men de omhullende bepalen door RF-demodulatie zodat men een B-scan signaal krijgt dat men op de monitor kan zetten of waarop men 1e en 2e orde statistische berekeningen kan uitvoeren.

- c) Werking. Nu zal worden uitgelegd hoe SIMULA het random verstrooiermodel simuleert. Het roostermodel komt later aan de orde. SIMULA wordt uitgelegd aan de hand van het stroomdiagram in figuur 4.2.



Figuur 4.2 Stroomdiagram voor een weefsel-simulatie.

In figuur 4.2a ziet men dat SIMULA eerst de zojuist behandelde simulatieparameters opvraagt. Deze worden

verwerkt en het gekozen objectmodel wordt opgestart. Tijdens de afstudeerperiode koos men bijzonder vaak voor SIMTIS, het random verstrooiermodel (figuur 4.2b). We zullen ons nu dus tot dit model beperken. Tijdens de initialisatie berekent SIMTIS alles dat tijdens het verdere verloop niet meer verandert. Daarna begint de B-scan: in de lus met label 1000 worden NX lijnen gesimuleerd. Omdat binnen de lus de transducerpositie bekend is kan de eerder begonnen initialisatie verder worden doorgevoerd. Voordat het eigenlijke simuleren begint moet de randomgenerator gereset worden om de volgende reden: bij elke lijn worden alle puntverstrooiers opnieuw gegenereerd (men gaat geen honderdduizenden verstrooiercoördinaten opslaan) en bij elke lijn wil men die op de zelfde posities plaatsen: het weefsel verandert immers niet tijdens het scannen. Na het resetten zal de randomgenerator steeds dezelfde reeks (aantal: NSCAT) verstrooiers genereren: telkens een, als er om gevraagd wordt. Elke verstrooier wordt direct na generatie behandeld op de volgende manier.

- i) Verstrooiers buiten de cylinder (om de transducers) met straal  $ASCANRADIUS$  worden weggegooid.
- ii) Bij een niet weggegooid verstrooier wordt de eerder begonnen initialisatie tot het einde doorgevoerd: de positie van de verstrooier ten opzichte van de transducer is immers nu pas bekend.
- iii) Nu kan de looptijd tot de verstrooier worden berekend. Als deze buiten het toegestane tijdsinterval ligt, wordt de verstrooier alsnog verworpen.
- iv) De impulsresponsie  $h_{v_i}(t)$  wordt berekend (dit zal nog worden toegelicht). Dan wordt een autoconvolutie uitgevoerd omdat wordt aangenomen dat voor de heen- en de terugweg dezelfde impulsresponsie geldt (zie ook de faktor  $D^2(f)$  in formule 2.13 voor het echospectrum).
- v) De impulsresponsie  $h_j(t)$  wordt bij de totale impulsresponsie  $h(t)$  opgeteld.

De impulsresponsie  $h(t)$  wordt opgeslagen als de bijdragen van alle verstrooiers erin verwerkt zijn en SIMTIS begint met een nieuwe B-scan lijn. Als alle lijnen klaar zijn en er dus NX verschillende impulsresponsies  $h(t)$  zijn wordt de controle aan SIMULA teruggegeven en deze wacht dan op nieuwe commando's.



Bij de toelichting op SIMTIS is beloofd dat de berekening van de impulsresponsie per verstrooier  $h_{vj}(t)$  nog zou worden uitgelegd. Ter herinnering: dit is de geluidsdruk op een bepaalde plaats in de bundel als functie van de tijd als de transducer een deltapuls uitzendt. Voordat op het algoritme voor de berekening van de impulsresponsie wordt ingegaan komt eerst de betreffende theorie aan de orde (W.A. Verhoef, 1984, lit. 7). Speciaal wordt gewezen op referentie 5 van dit artikel, waardoor een belangrijke bijdrage werd geleverd bij het tot stand komen van het algoritme voor de berekening van de impulsresponsie.

De momentane druk  $p(\vec{x}, t)$  en de deeltjessnelheid  $v(\vec{x}, t)$  ter plaatse  $\vec{x}$  in een homogeen isotroop en niet dissipatief medium met soortelijk gewicht  $\rho$  en geluidssnelheid  $c$  hangen samen met de snelheidspotential  $\phi(\vec{x}, t)$  volgens:

$$p(\vec{x}, t) = \rho \frac{\partial}{\partial t} \phi(\vec{x}, t) \quad (4.1)$$

$$v(\vec{x}, t) = -\nabla \phi(\vec{x}, t) \quad (4.2)$$

Voor een geluid producerende vlakke bron in het vlak  $z=0$  wordt  $\phi$  gegeven door de Rayleigh integraal

$$\phi(\vec{x}, t) = \iint_S \frac{v_n(\vec{x}_0, t - r/c)}{2\pi r} dS_0 \quad (4.3)$$

met  $v_n$  de snelheid van het transduceroppervlak loodrecht op dit oppervlak en  $r$  de afstand van het veldpunt  $\vec{x}$  en het oppervlakteelement  $S_0$  ter plaatse  $\vec{x}_0$ . Bij een gekromd oppervlak (gefocuseerde transducer) is (4.3) nog steeds een goede benadering mits de transducerdiameter groot is ten opzichte van de golflengte en de hoek van apertuur vanuit het veldpunt klein is.

Als  $\phi$  geschreven kan worden als een convolutie van twee onafhankelijke delen:

$$\phi(x, t) = v(t) * h_{vj}(x, t) \quad (4.4)$$

dan wordt de impulsresponsie  $h(x, t)$  gegeven door:

$$h_{vj}(\vec{x}, t) = \iint_S \frac{f(\vec{x}_0) (t - r/c)}{2\pi r} dS_0 \quad (4.5)$$

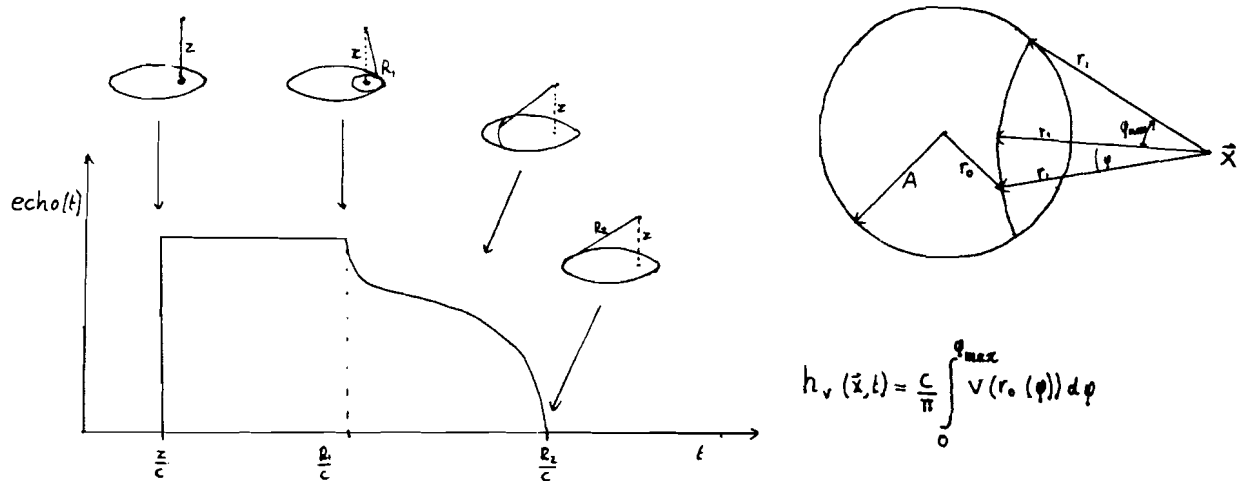
Kent men eenmaal deze impulsresponsie, dan volgt de

druk uit:

$$p(x, t) = \rho \frac{\partial}{\partial t} [v(t) * h_{vj}(\vec{x}, t)] = \rho \frac{\partial v(t)}{\partial t} * h_{vj}(\vec{x}, t) \quad (4.6)$$

De geluidsdruk op de transducer ten gevolge van de echo van een verstrooier die zich op die plaats bevindt berekent men door van de impulsresponsie de autoconvolutie te berekenen. Men beschouwe nu  $h_{vj}(t)$ : men verlangt dat op equidistante tijdstippen (20 ns bij een samplefrequentie van 50 MHz) waarden hiervoor worden berekend. Vanwege grote afgeleiden, pieken e.d. in  $h_{vj}(t)$  is het niet genoeg dat men  $h_{vj}(t)$  slechts eenmaal per sample evalueert: men mist dan te veel van de informatie die in een onregelmatig gedeelte van  $h_{vj}(t)$  zit. Men moet dus middelen over een aantal monsters die men binnen het sampleinterval neemt. Dit wordt gedaan door een integratiealgorithme. De reeds genoemde invoerparameter voor de precisie bepaalt dan hoe dicht er binnen het sampleinterval wordt bemonsterd (maar ook hoeveel rekentijd dat sampleinterval gaat kosten). Dit integreren komt in het volgende hoofdstuk aan de orde. Hier zal worden uitgegd hoe  $h_{vj}(t)$  wordt berekend. Dit gebeurt in het subprogramma HWKP(T) met alleen de tijd als argument. Dit laatste betekent dat men per aanroep van HWKP(T) de bijdragen gaat berekenen van alle oppervlakteelementjes op het transduceroppervlak die op een afstand  $T \cdot C$  van de verstrooier af liggen. Deze oppervlakteelementjes liggen op een cirkel of een segment daarvan zoals in figuur 4.3 is aangegeven. Daarin is een voorbeeld gegeven van een impulsresponsie (figuur 4.3a) en de berekeningsmethode van de impulsresponsie op een bepaalde plaats en op een bepaald tijdstip (figuur 4.3b).

Over de berekening valt het volgende te zeggen: het is de integraal van de snelheidsverdelingsfunctie (weegfunctie) langs een smalle reep op het transduceroppervlak (de breedte van die reep heeft alleen invloed op de schaling van het signaal, niet op het verloop). Vanwege de axisymmetrie van de weegfunctie hoeft slechts over de helft van de cirkel of het cirkelsegment te worden geïntegreerd.



a) ontstaan van impulsresponsie

b) berekening impulsresponsie

Figuur 4.3 Responsie in een veldpunt op een deltapuls van de transducer  
 Er wordt nu nog eens een samenvatting gegeven van een B-scan simulatie waarbij ook de bewerkelijkheid daarvan wordt geïllustreerd.

1. Voor elk weefselmodel werd een simulatie gedaan op acht verschillende afstanden van de transducer.
2. Voor een B-scan worden 40 tot 160 lijnen gesimuleerd.
3. Voor elke lijn moet de randomgenerator een groot aantal verstrooiers genereren, d.w.z. de coördinaten en een getal voor de reflectiesterkte. Hiervan worden er veel weggegooid: de met verstrooiers gevulde ruimte is immers flink wat groter dan de reeds genoemde cylinder met straal ASCANRADIUS omdat die tijdens de B-scan immers in die ruimte moet blijven.
4. De impulsresponsie voor elke verstrooier bestreekt een tot enkele tientallen sampleintervallen in het tijdsdomein. Vanwege de al aangehaalde noodzaak om binnen een sampleinterval meerdere monsters te nemen was het aantal HWKP(T) aanroepen per impulsresponsie meestal aanzienlijk groter dan het aantal sampleintervallen daarin. Men neemt aan dat HWKP(T) per verstrooier 100 tot 1000 maal werd aangeroepen.

Uit de punten 1 tot en met 3 kan men nagaan dat per B scan al gauw 100.000.000 maal HWKP(T) werd aangeroepen (om van de randomgenerator en de

autoconvoluties niet te spreken). Er moest dus zo'n 100 miljoen maal een integraal van een 4e graads polynoom worden uitgerekend. Op de VAX kostte een simulatie met een dichtheid van 5000 verstrooiers per cc en over acht dieptes (zie hoofdstuk 6 voor meer details over de betreffende invoergegevens) met de oorspronkelijke versie van SIMULA ongeveer 600 uur cpu tijd. Dit maakte de wens gerechtvaardigd dat een snellere computer zou worden ingezet. Voordat echter het overzetten van de pakketten op de NAS wordt behandeld, komt het implementeren van het roostermodel aan de orde.

#### 4.2 Het Roostermodel.

Voor het simuleren van echografie met gecorreleerde structuren werd een roostermodel ontwikkeld en geïmplementeerd in de eerder beschreven subroutine SIMTIS voor het random verstrooiermodel. Het is, zoals in de opdracht werd gesteld, een kubische structuur met positionele ruis erop gesuperponeerd. Deze ruis is niet, zoals gewenst was, gaussisch maar uniform over een bol met straal LDEV. De afstand zonder positionele ruis in x, y en z richting tussen twee naast elkaar gelegen verstrooiers werd LDIS genoemd. Men kan het rooster ook nog niet laten roteren. De reden voor de twee genoemde tekortkomingen was dat de prioriteit bij andere werkzaamheden lag.

Het roostermodel wordt op de volgende manier gegenereerd: in het begin van de simulatie van een lijn, voor het resetten van de randomgenerator, wordt de roostergenerator gereset: de x-, y- en z-tellers worden op een punt ergens in een hoek van het opgegeven weefselvolume ingesteld. Als een verstrooier gevraagd wordt (zie stroomdiagram van SIMTIS) dan wordt door de randomgenerator een vector voor de positionele ruis gegenereerd en bij deze eerste positie opgeteld. De verstrooier is nu klaar voor behandeling. Voordat deze wordt uitgevoerd, worden de x-, y- en z-tellers van de roostergenerator op de volgende roosterpositie ingesteld. Dan wordt de zojuist gegenereerde verstrooier precies zo behandeld als een verstrooier uit het random verstrooiermodel. Op deze manier wordt het hele afgegrensde weefselvolume doorlopen. De eindigheid wordt gegarandeerd doordat tijdens de initialisatie het aantal verstrooiers (NSCAT) is berekend uit het opgegeven weefselvolume en LDIS.

### 4.3 Het Overzetten Van De Programmatuur Op De NAS.

Het probleem van de lange rekentijden wilde men omzeilen door de pakketten over te zetten op de snelle NAS-computer met hardware voor 10 miljoen floating point operaties per seconde. Omdat men SIMTRAN toch in SIMULA wilde integreren werd deze eerst overgezet. Dit werd tegelijk als een oefening gezien: er was nog geen ervaring met de NAS. Daarna kwam SIMULA aan de beurt. Het overzetten van een pakket waarvan de source versie (FORTRAN 77) 130 K geheugen in beslag neemt, is geen klein karwei. Men moet daarvoor beide systemen, de programmatuur en de daaraan ten grondslag liggende theorie kennen. Het overzetten heeft dan ook vier maanden geduurd, zonder het inwerken in de theorie erbij te rekenen.

De verschillen tussen de systemen die relevant bleken bij het overzetten, waren onder te verdelen in vier onderdelen.

#### 1. FORTRAN versie.

De FORTRAN versie op de NAS is:

IBM VS FORTRAN 77 release 4.1 (1978).

Voor de VAX was het:

VAX FORTRAN software version V40 September 1984.

De pakketten waren niet in standaard FORTRAN geschreven. Hoewel men de compiler kon laten vertellen wat er niet standaard was, nam het editten van 130 kbyte toch veel tijd in beslag. Overigens, sommige verschillen moesten toch zelf ontdekt worden.

Twee voorbeelden van verschillen in de twee FORTRAN versies:

- i. voor de Fast Fourier Transformer (FFT) moest een aanpassing worden geschreven om de NAS-FFT te kunnen gebruiken;
- ii. Het feit dat VAX FORTRAN met integer getallen werkte die twee bytes in beslag namen (INTEGER\*2) terwijl IBM VS FORTRAN 77 (NAS) er beslist 4 voor wilde hebben (INTEGER\*4) maakte het overzetten ook lastig. Er waren routines die een veel grondiger ombouw nodig hadden dan alleen het veranderen van de declaratie van de variabelen. Ook de volgorde van de verschillende typen variabelen in COMMON BLOCKS (een soort algemeen toegankelijke datastructuur) die op de NAS wel en op de VAX niet belangrijk was zorgde voor wat zoekwerk.

## 2. Ander operating system.

Dit was al iets lastiger: men moest het programma beter begrijpen. De verschillen zaten hier in een aantal details die niet zozeer met FORTRAN te maken hadden alswel met de implementatie daarvan: het koppelen van files, het niet vanzelf resetten daarvan naar het eerste record daar waar dat op de VAX wel gebeurt. Erg geestig was het volgende: het @-teken dat op de DEC systemen voor het verwijzen naar bijvoorbeeld een inputfile wordt gebruikt, was op de NAS een delete-vorig-teken character. Overigens waren de editors op de twee systemen ook erg verschillend.

## 3. Randomgenerator.

Een belangrijke fase bij het overzetten van een programma breekt aan als men de uitvoer gaat vergelijken met die van de versie die op de oorspronkelijke machine draait. Men hoopt dan op die andere machine dezelfde randomgenerator aan te treffen maar die hoop is meestal ijdel. Men kan de systeemgenerator dan verlaten en een in FORTRAN geschreven randomgenerator op beide machines compileren. Daartoe zijn twee van die randomgeneratoren opgezocht. De eerste bleek niet de vereiste kwaliteit te hebben: bij een toenemend aantal gegenereerde getallen verwacht men een toenemende uniformiteit van de verdeling. Dat bleek voor deze randomgenerator niet op te gaan. Bovendien was er vanwege de iets andere manier waarop de twee machines afronden een snelle divergentie: de eerste getallen die beide machines genereerden waren praktisch gelijk maar de verschillen kropen daarna zeer snel naar de hogere decimalen. De andere randomgenerator kwam van de NAS en werkte bij de gratie van overflow. Dit verdroeg de VAX niet.

Toen ontstond het idee om tijdens het testen de verstrooiërposities van de ene machine in de andere te voeren. Buiten de testfase was dit idee niet zo praktisch: eerder is al gezegd hoeveel verstrooiërs in het model kunnen zitten. Men is dan al gauw 0.5 MByte kwijt aan deze verstrooiërs. Kortom, men moest het feit accepteren dat op twee verschillende computers twee verschillende simulatieuitkomsten kwamen uit een programma.

## 4. Het was de bedoeling om de simulatieuitkomsten (B-scan signaal) van de NAS naar de VAX en de PDP11/34 van het Biofysisch Laboratorium te zenden voor verdere verwerking. Deze data van de NAS bestonden uit real getallen en het was jammer dat deze op een andere manier uit nullen en enen bestonden dan op de DEC machines. Er is toen nog een zekere tijd gepuzzeld op de zekere appendices van de FORTRAN manuals om een conversieroutine uit te denken. Tenslotte is toch besloten om de

data zo in een door de mens leesbare vorm over te sturen naar de VAX. Dit bespaarde ook een hoeveelheid werk die het overzetten van de schrijfroutines, die het B-scan signaal in een matrixstructuur schrijven, met zich mee zou hebben gebracht. Bovendien waren de files waar deze simulatieresultaten in waren ondergebracht, niet echt groot. Ook kwamen ze niet snel achter elkaar uit de simulator. Daarom veroorzaakte deze wat onvoordelige data-representatie geen overbelasting van de rekenbudgetten.

De genoemde verschillen brachten veel werk met zich mee en behalve SIMTRAN is alleen het random verstrooiermodel en het roostermodel (beide in SIMTIS) op de NAS operationeel gemaakt. De andere modellen zijn, hoewel reeds in zekere mate aangepast, nog niet in orde maar voor de uitgevoerde simulatiestudie waren het rooster- en random verstrooiermodel genoeg.

Het resultaat van het overzetten mag merkbaar worden genoemd: SIMULA draait op de NAS ruim 30 maal zo snel als op de VAX. Helaas is het resultaat ook voelbaar: was op de VAX geen sprake van een rekentijdbudget, op de NAS bleek het zelfs een ernstig probleem. Er is daarom gepoogd het integreralgorithm binnen SIMTIS (om de verstrooier impulsresponsie te berekenen) zodanig te optimaliseren dat HWKP(T) minder zou worden aangeropen. In het volgende hoofdstuk wordt dit behandeld. Hoewel SIMULA er wel enkele malen sneller door draaide, bleef het budget op de NAS een ernstig probleem totdat na een bepaalde tijd toch zoveel rekentijd werd toegewezen, dat per budgetperiode (4 weken) bijna 2 B-scans konden worden gesimuleerd, ieder op acht afstanden van de transducer.

## HOOFDSTUK 5. Optimaliseren.

### 5.1 Inleiding

In dit hoofdstuk wordt beschreven waarom en hoe het simulatieprogramma werd geoptimaliseerd zodat het sneller zou gaan lopen.

De eerste vraag die zich opdringt is: waarom moest er geoptimaliseerd worden? Het antwoord is: enerzijds moest men onaanvaardbaar lang wachten als men het simuleren op een van de beschikbare DEC-machines (PDP11 OF VAX) deed. Anderzijds verbruikte men op de snelle NAS machine, waar een budget voor was, te veel 'rekeneenheden' per simulatie.

Een andere vraag is: viel er wel veel te optimaliseren? Met 'veel' werd dan bedoeld: een factor 3 of hoger, want als een week voor een bepaalde simulatie onaanvaardbaar lang is, dan is een tijd van bijvoorbeeld 6 dagen dat ook. Er bleek inderdaad een mogelijkheid te zijn voor het optimaliseren want er werd bij de berekening van de impulsresponsie (per verstrooier) een integratiealgoritme gebruikt dat over het algemeen een te kleine stapgrootte koos. Dit leidde tot een te groot aantal aanroepen van een functie (HWKP) die in dit geval behoorlijk duur was. Er was dus een integratiemethode nodig die op elk moment een optimale stap koos zodat het aanroepen van functiewaarden beperkt zou worden. De kritische lezer zal hier wellicht opmerken dat het optimaliseren van een algoritme binnen een programma alleen veel zin heeft als een groot deel van de totale rekentijd van het programma in dit algoritme zit, dus als de 'overhead' klein is. Omdat in dit geval bijna alle rekentijd verbruikt wordt tijdens het integreren, had het inderdaad zin om of het integreren zelf, of het berekenen van de functiewaarden te optimaliseren. Uit het hier volgende zal blijken dat het optimaliseren van de integratie het meest heeft opgeleverd.



## 5.2 Eerste Pogingen Tot Optimalisatie

### 5.2.1 Optimalisatie door de compiler.

Aanvankelijk werd geprobeerd het programma op de NAS door de compiler te laten optimaliseren. Er zijn daarvoor verschillende optimalisatiegraden waarvan de meest werkzame niet zonder risico zijn. Met deze optimalisator kon het programma 1.7 maal zo snel gemaakt worden.

### 5.2.2 Compromis tussen precisie en snelheid.

Bij een simulatie moet men de te halen precisie van het signaal, dat berekend zal worden, opgeven. Geeft men een grotere precisie, dan leidt dit tot kleinere integratiestappen en de simulatie zal langer duren. Bij een kleine precisie zal de fout groot zijn. Het is dus zinnig een compromis te zoeken tussen de precisie van het resultaat en de daarvoor benodigde rekentijd. Door de opgegeven precisie tot het aanvaardbare minimum te beperken kon de snelheid van het simuleren niet veel worden verhoogd.

### 5.2.3 Elimineren van vermenigvuldigingen met 1.D0 .

Binnen de eerder genoemde functie HWKP werden bij een 4e graads polynoom van de weegfunctie van de transducer 140 vermenigvuldigingen binnen een lus uitgevoerd. Bij 45 daarvan werd vermenigvuldigd met 1.D0 (1 in dubbele precisie, waar 8 bytes voor nodig zijn). Verwacht werd dat men, door deze vermenigvuldigingen nu achterwege te laten, de betreffende lus sneller kon uitvoeren. Er bleek echter geen tijdswinst te zijn, waaruit de conclusie werd getrokken dat de compiler deze onnodige vermenigvuldigingen er al uithaalde. (Dit kan de compiler omdat de betreffende variabelen hun waarde 1 krijgen door declaratie en niet door assignment.)

### 5.2.4 Waarom integratie en geen eenvoudige bemonstering?

In het hoofdstuk 'Werkzaamheden aan de simulatieprogrammatuur' is al opgemerkt dat bij het berekenen van de impulsresponsie per sampleinterval een integraal over dat interval wordt uitgerekend om zo pieken en steile gradienten binnen het interval uit te middelen. Zou men eenvoudig in elk sample-interval een functiewaarde berekenen dan zou men vooral bij die steile gradienten de gewenste precisie niet halen.

### 5.3 De Methode Van De Zelfzoekende Stap

Nu enkele eerste pogingen om het programma te optimaliseren zijn beschreven zal een vrij grote verandering, die in het programma is doorgevoerd, worden behandeld. Het gaat hierbij om de manier waarop de impulsresponsie wordt bepaald door integratie. Eerst zal de oorspronkelijke integratiemethode worden bekeken.

#### 5.3.1 Integratiemethode in de oorspronkelijke versie van SIMULA.

De oorspronkelijke integratiemethode gebruikte de trapeziumregel, werkte binnen een sampleinterval en was adaptief. Een toelichting is hier wel op zijn plaats. Het functioneren binnen een sampleinterval wil zeggen dat de impulsresponsie werd geïntegreerd tussen de twee grenzen van een sampleinterval en dat daarmee de gemiddelde waarde voor dat interval werd bepaald voordat het volgende sampleinterval werd behandeld. Adaptief wil zeggen dat binnen de integratiegrenzen de functie een aantal malen wordt bemonsterd en een schatting wordt bepaald van de integratiefout bij dit aantal bemonsteringen. Is die schatting te groot, dan wordt tussen de reeds genomen monsters nog eens zoveel genomen. De bemonsteringsfrequentie binnen de integratiegrenzen wordt dus twee maal zo hoog. De lezer zal wellicht opmerken dat hiermee een equidistante bemonstering wordt verkregen die geen rekening houdt met een variatie in gladheid binnen het integratieinterval van de functie. Men is hieraan tegemoet gekomen door het sampleinterval te verdelen in subintervallen en hierbinnen te adapteren. Toch leek het zinnig om te onderzoeken of de stapgrootte bij het integreren niet geoptimaliseerd kon worden. Overigens, dit idee is ontstaan naar aanleiding van een college, dat op de TU in Eindhoven is gevolgd: "Numerieke methoden" (G.W. Veltkamp, 1980, lit. 8).

#### 5.3.2 De methode van de zelfzoekende stap.

Er werd nu dus gezocht naar een integratiealgoritme dat de stapgrootte aanpast aan de gladheid van de functie ter plaatse, met het doel de onvermijdelijk optredende fout min of meer gelijkmatig over het hele integratieinterval te verspreiden. In het genoemde college is een methode behandeld die zin heeft bij functies die aan de volgende eisen voldoen:

- de functie heeft een enigszins gelijkmatig (maar aanzienlijk variërende gladheid);
- het uitrekenen van de functiewaarden kost aanzienlijk meer rekentijd dan de bescheiden administratie die de methode met

Er zal nu een korte uitleg volgen van de methode.

De zogenaamde integratiemethode met zelfzoekende stap berust op het volgende algoritme: stel, men is met het integreren gevorderd tot tijdstip  $t$  en men heeft een suggestie  $h$  voor de volgende stap. Dan gaat men verder als volgt:

- a) Men bepaalt de benodigde functiewaarden en schat daarmee de fout  $f$  die bij de stap  $h$  gemaakt zou worden. Ook bepaalt men de tolerantie ( $tol$ ), dat is de fout die men voor de stap  $h$  mag maken om een gelijkmatige verdeling van de toegestane fout over het integratieinterval te krijgen. In formule:

$$tol = eps * h / (b-a) \quad (5.1)$$

waarin  $a$  en  $b$  de integratiegrenzen zijn en  $eps$  de fout die men over het interval  $[a,b]$  wil toestaan.

- b) Als de fout  $f$  nu groter is dan  $tol$  dan maken we  $h$  volgens een bepaalde formule kleiner en beginnen opnieuw bij a). Als  $f$  kleiner is dan  $tol$ , dan accepteren we  $h$  en tellen we de integraal over deze stap  $h$  op bij het totaal.
- c) Als we nog steeds in  $[a,b]$  zitten, bepalen we een nieuwe stap- suggestie uit de onder b) genoemde formule maar voordat we daarmee naar a) gaan, bekijken we eerst of we met die stap niet over de eindgrens  $b$  heen zouden schieten. Is dat het geval dan maken we de stapsuggestie zo groot dat we precies op  $b$  uitkomen. Als we niet meer binnen  $[a,b]$  zitten houden we op.

Overigens is deze methode met alle mogelijke integratieregels toe te passen, bijvoorbeeld met de trapeziumregel, de Simpsonregel enz.

Er zijn verschillende methoden bedacht om het algoritme van de zelfzoekende stap te implementeren. Ze zullen hier nu kort worden toegelicht.

De eerste gedachte was om het integreren binnen het sampleinterval te houden: het sampleinterval was hier dus gelijk aan het integratieinterval  $[a,b]$  en de integraal werd direct gebruikt om de (gemiddelde) waarde van de impuls-responsie voor het sampleinterval te bepalen. Het voordeel was de eenvoudige implementatie. Het nadeel was, dat het algoritme uit zichzelf veel stappen wilde maken die veel groter waren dan het sampleinterval en dus niet optimaal werkte als dat niet mocht. We zullen deze methode aanduiden met ZS1. Met ZS1 is een klein deel van de simulatiestudie uitgevoerd.

Het nadeel van ZS1 leidde tot het idee om het stapalgorithme de vrijheid te geven over sampleintervallen heen te springen en er door interpolatie voor te zorgen dat toch elk sampleinterval een (juiste) waarde kreeg. Om ingewikkelde administratie tegen te gaan zou zo'n grote stap op de grens van een sampleinterval terecht moeten komen. Dit zou echter geleid hebben tot het onderscheiden van gevallen met een onderling groot verschil in aanpak: het stappen binnen een sampleinterval of daarbuiten. zie figuur 5.1

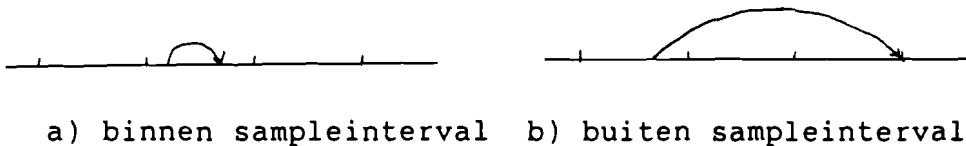


Fig. 5.1. Zelfzoekende stap met onderscheiding van gevallen.

Deze minder elegante methode zou bovendien ook niet optimaal zijn vanwege de eis dat stappen buiten het sampleinterval op de grenzen daarvan moeten uitkomen.

Daarom werd besloten om het stapalgorithme volledige vrijheid te geven binnen de tijdsgrenzen van de impulsresponsie: de integratiegrenzen  $a$  en  $b$  vielen dus samen met de tijdsgrenzen van de impulsresponsie en per stap  $h$  werden alle geheel overlapte sampleintervallen geïnterpoleerd. Voor niet geheel overlapte sampleintervallen werd een 'integraalrekening' geopend totdat het einde van een sampleinterval was bereikt: dan werd die integraalrekening gesloten en verwerkt. Deze tweede serieus overwogen methode met zelfzoekende stap wordt in het vervolg de ZS2 methode genoemd, zie figuur 5.2.

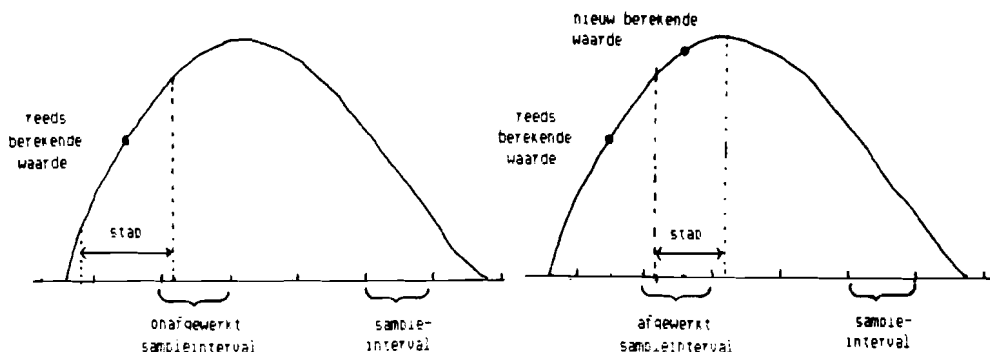


Fig. 5.2. ZS2. Bewaren van integraalresten voor de volgende stap.

Een nadeel van deze nieuwe methode ZS2 is dat men de precisie van de afzonderlijke sampleintervallen niet meer in de hand heeft: de fout  $\epsilon$ ps geldt voor het gehele interval  $[a, b]$  van de impulsresponsie en wordt weliswaar d.m.v. tol gelijkmatig over de stapintervallen verdeeld, maar binnen zo'n interval kan een sampleinterval een grotere fout zich meebrengt.

krijgen dan een ander. Deze moeilijkheid is gedeeltelijk opgelost door  $\epsilon$  door het aantal sampleintervallen, die in  $[a,b]$  liggen, te delen. In dit hoofdstuk zal het foutgedrag van de ZS2-methode nog aan de orde komen.

Simpson in plaats van trapeziumregel.

Er is al eerder opgemerkt dat bij de zelfzoekende stap verschillende integratieregels kunnen worden toegepast, zoals de trapeziumregel, de Simpson regel en regels van hogere orde. Het integreren van een functie met een regel van een bepaalde orde betekent dat men de te integreren functie benadert met een polynoom van bijbehorende graad en deze vervolgens exact integreert. Bijvoorbeeld, bij de trapeziumregel benadert men met een opeenvolging van rechten en met de Simpsonregel met parabolen. Het overgaan op een integratieregul van hogere orde heeft de volgende voordelen.

1. De foutschatting van punt a) van het stapalgorithme wordt beter zodat men niet het gevaar loopt dat men te grove stappen neemt.
2. De methode wordt sneller want men benadert met polynomen van een hogere graad, dus met een bepaalde toegestane fout mag men grotere stappen maken. Men levert echter iets in van deze snelheidswinst doordat men per stap meer functiewaarden moet uitrekenen.

In ieder geval bleek voor het integreren van de impulsresponsies de trapeziumregel absoluut niet te voldoen. Dit bleek uit de praktijk en uit de toepassing van de theorie over de foutschatting [Lit 8, zie blz 2.12, formule 7 aldaar]. In plaats daarvan is de Simpsonregel geïmplementeerd. Een regel van hogere orde valt te proberen. Deze suggestie zult u terugvinden bij het hoofdstuk conclusies en aanbevelingen.

## 5.4 Beproeven Van De ZS Methode.

### 5.4.1 Buiten SIMULA: beproeving tijdens ontwikkeling .

Er zijn 2.5 maand voorbij gegaan voordat SIMULA werkte met de ZS2 methode. Voor een groot deel daarvan werd gebruik gemaakt van een testprogramma, zodat er een minder complexe omgeving was rond het te ontwikkelen algoritme en de compilatie- en linktijden korter waren. Het ontwikkelen gebeurde in het begin met eenvoudige functies, waarvan de integralen analytisch konden worden berekend.

#### 5.4.2 Binnen SIMULA: vergelijking met een referentiesimulatie.

Binnen SIMULA werden de berekende impulsresponsie (een B-scan lijn) van ZS2 en van de oorspronkelijke methode met die van een referentiesimulatie (toelichting komt later) vergeleken door:

- 1) de relatieve gemiddelde kwadratische fout 'e' te bepalen ten opzichte van het referentiesignaal;
- 2) de extrema te bepalen van het relatieve verschilsignaal;
- 3) te plotten en visueel te beoordelen.

In verband met statistische variatie is een bepaald weefselmodel vijf maal (met verschillende seeds voor de randomgenerator, om met gelijkblijvende modelparameters toch een ander weefsel te krijgen) gesimuleerd met zowel de oorspronkelijke als de ZS2 methode. Dat leverde dus tien signalen op die volgens punten 1) t/m 3) beoordeeld konden worden.

ad 1. De fout 'e' is op de volgende manier gedefinieerd:

$$\left( \frac{1/N \sum_{j=1}^N [h(t_j) - h_{ref}(t_j)]^2}{1/N \sum_{j=1}^N h_{ref}^2(t_j)} \right)^{1/2} \quad (5.2)$$

hierin is  $h(t_j)$  de impulsresponsie, vertegenwoordigd in N samples;  $h_{ref}(t_j)$  is het referentiesignaal, verkregen door selectie van N samples uit een signaal, dat met verhoogde precisie en met verhoogde samplefrequentie (en met een forse rekentijd) met beide integratiemethoden is berekend. De fout e zegt iets over de precisie van het hele signaal, waarbij grote afwijkingen binnen dat signaal zwaarder worden aangerekend.

ad 2. De extrema van het relatieve verschilsignaal dienen om de ergste afwijkingen op te sporen en werden vooral in combinatie met 3) gebruikt: er werd gekeken waar die extrema lagen. De definitie van het relatieve verschilsignaal is:

$$(h(t) - h_{ref}(t)) / h_{ref}(t) \quad (5.3)$$

met dezelfde namen als in de toelichting hierboven op punt 1. ad 3. Door te plotten kon men het snelst een indruk krijgen over het verschil tussen twee signalen.

### 5.4.3 Tijdsmetingen.

Een belangrijk deel van de beproevingen was natuurlijk het vergelijken van de rekentijden van de oorspronkelijke en de ZS2 methoden: daar was het immers om te doen. Vooral de rekentijd voor dat deel van het programma waar het eigenlijke simuleren van de afzonderlijke verstrooiers gebeurde was interessant, omdat dit een maat gaf waar men later de rekentijd van andere simulaties mee kon inschatten. Bij de NAS-machine kon men dit meten door net voor en na het betreffende programmadeel een zeker commando te geven (call cputyd), bij de VAX kon men dat alleen voor en na het runnen van het hele programma doen. Toch kan men de rekentijd voor een deel van het programma bepalen door dat deel bijvoorbeeld twee maal achter elkaar uit te voeren en de toename in rekentijd na te gaan. Daar kwam uit dat alleen bij de allerkortste simulaties de 'overhead' een rol speelt.

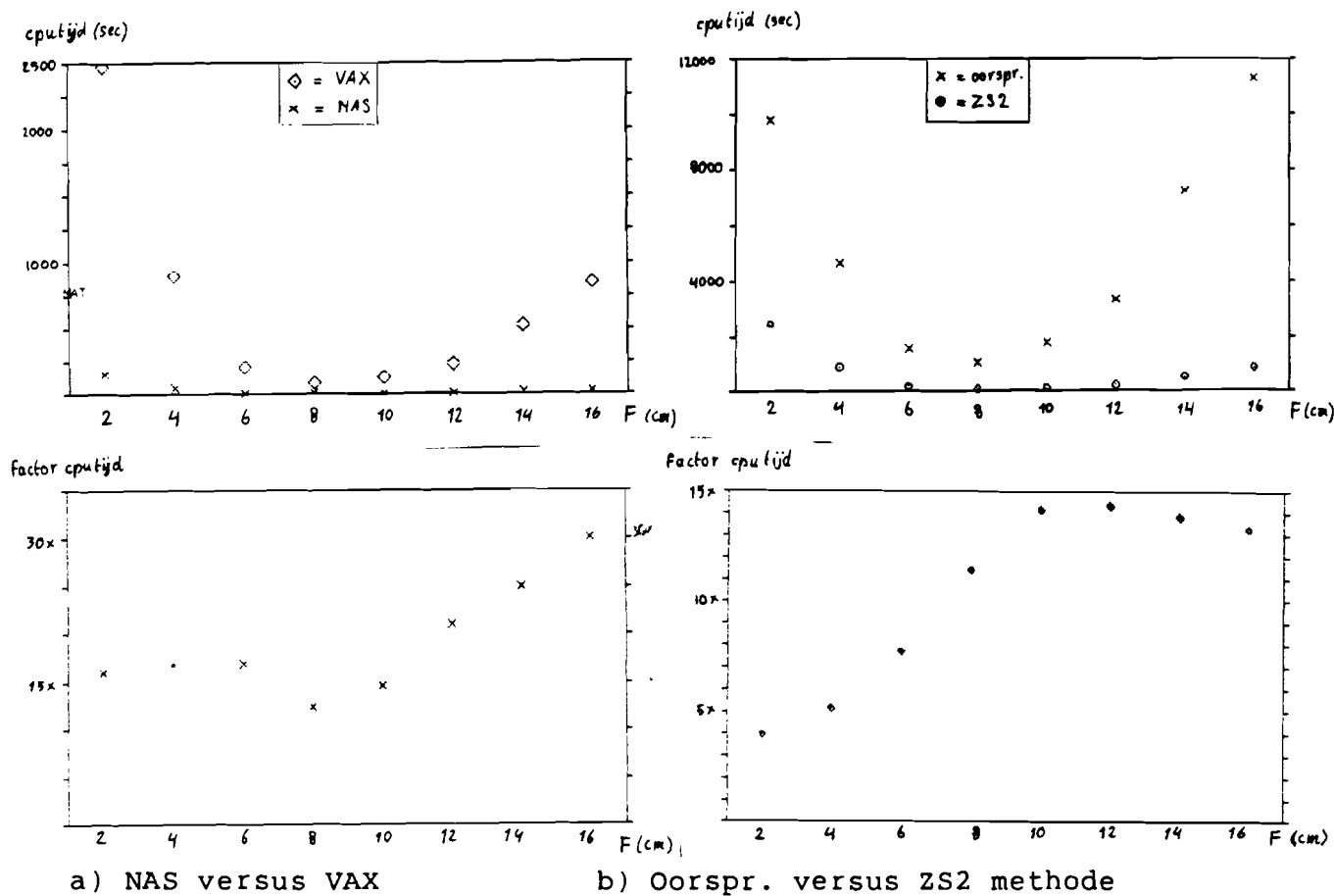
## 5.5 Resultaten En Conclusies

### 5.5.1 Uiteindelijke winst in tijd.

De uiteindelijke tijdswinst is niet met een enkel getal aan te duiden. Ten eerste hangt het af van de weegfunctie van de transducer, dat is de snelheid van het transduceroppervlak als functie van de plaats. Als die snelheidsfunctie uniform is over het transduceroppervlak is het uitrekenen van een functiewaarde minder duur en de winst in rekentijd dus minder. Er is immers eerder al gesteld, dat de ZS2 methode pas bij 'dure' functiewaarde de moeite waard wordt. Ten tweede is de tijdswinst afhankelijk van de plaats van de verstrooier ten opzichte van de transducer: een verstrooier dicht bij de transducer zal een impulsresponsie geven met een lange tijdsduur. Hoewel de ZS2 methode met grote stappen door deze relatief gladde functie functies gaat, begint het interpoleren daarbij een groter deel van de rekentijd op te eisen.

Om toch een indruk van de versnelling te geven: ZS2 is ten opzichte van de oorspronkelijke versie van SIMULA tussen de 4 en de 14 maal zo snel. Dit geldt dan als voor de transducerweegfunctie een polynoom van de 4e graad is genomen: dat komt goed overeen met de werkelijkheid (W.A. Verhoef, 1984, lit. 7).

Enkele grafieken die het verband aangeven tussen rekentijd, modelparameters en de machine waarop de simulatie is gedraaid, zijn gegeven in figuur 5.3. De bovenste grafieken geven de cputijden onder twee verschillende omstandigheden, de onderste de faktor daar tussen.



Figuur 5.3 Vergelijking cputijden.

Het lijkt merkwaardig dat de tijdsfactor in figuur 5.3a varieert met de afstand: een bepaald algoritme zal toch voor alle mogelijke invoerparameters met dezelfde tijdsfactor sneller moeten draaien als deze op een andere computer wordt geïmplementeerd? Dit hoeft niet zo te zijn want elke operatie of routine zal, door deze op een andere computer uit te voeren, met een andere tijdsfactor sneller gaan draaien. Voert men nu een simulatie uit met invoerparameters die 'toevallig' veel operaties oproepen die op de NAS de grootste snelheidswinst opleveren, dan wanneer er met veel operaties uitgevoerd worden die bijvoorbeeld op de NAS niet sneller gaan dan op de VAX. De NAS levert vooral een grote snelheidswinst op voor floating point operaties. Voor de rest is hij misschien niet eens sneller dan een willekeurige andere grote computer zoals de VAX.

### 5.5.2 Foutenanalyse.

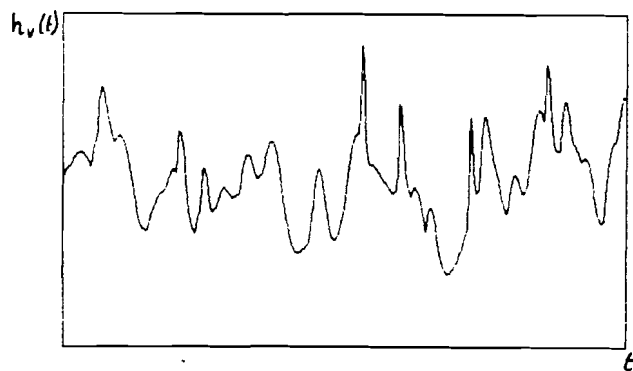
Nu zullen de resultaten van de foutanalyse aan de orde komen. Deze worden gegeven voor een B-scan lijn met



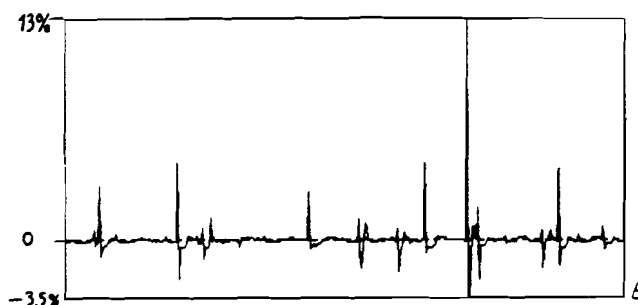
simulatieparameters als in bijlage 2 in de vorm van:

- 1) de relatieve gemiddelde kwadratische fout ('e');
- 2) de extrema van het relatieve verschil tussen het te testen signaal en het referentiesignaal;
- 3) grafische afbeelding.

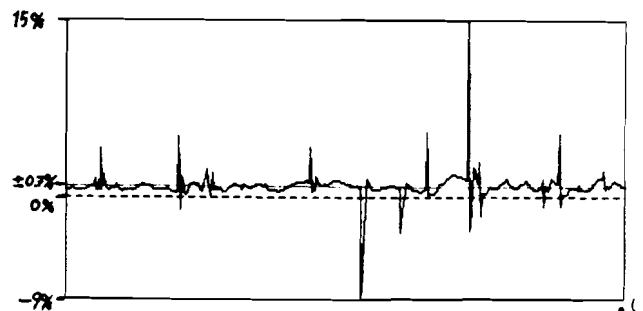
De resultaten van punt 1) zijn opgenomen in een tabel in bijlage 2. Hier worden slechts gemiddelden en standaarddeviatie vermeld (voor ieder van de twee integratiemethode zijn immers 5 B-scan lijnen berekend). Punten 2) en 3) gaven een aantal grafieken die in figuur 5.4 zijn opgenomen. Deze grafieken zijn voor een van de vijf seeds gemaakt. De getallen bij punt 2) vindt u later onder punt III van de beschouwing van de resultaten. Nu volgen deze resultaten.



a) referentiesignaal



b) rel. verschil oorspr. methode



c) rel. verschil ZS2 methode

Figuur 5.4 B-scan lijn en relatieve verschilsignalen.

De gemiddelden van de relatieve gemiddelde kwadratische fout ('e') waren :

oorspronkelijke methode: 0.5 %  
 ZS2 methode: 1.25 %

De standaardafwijkingen waren:

oorspronkelijke methode: 0.23 %  
 ZS2 methode: 0.23 %

Combineren we de resultaten van punten 1) tot en met 3) dan zien we het volgende:

I. De referentiesignalen:

Er is eerder gezegd dat er twee referentiesignalen zijn geproduceerd voor de B-scan lijn. Een daarvan is met de oorspronkelijke integratiemethode gemaakt, de andere met de ZS2 methode. De redenen dat men deze signalen als referentie kon nemen waren de volgende:

- i. de samplefrequentie was 8 maal zo hoog, er was dus een dichtere bemonstering in het uitgangssignaal;
- ii. de precisie die voor het simuleren werd opgegeven was 10 maal zo groot als normaal (0.01 % in plaats van 0.1 %). Hierdoor nam de integratiemethode meer monsters per sampleinterval van het uitgangssignaal;
- iii. de beide methoden gaven onder deze omstandigheden signalen die bijna hetzelfde waren: de fout  $e$  (van de ZS2 referentie ten opzichte van de referentie van de oorspronkelijke integratiemethode) was 0.04 %, men vergelijkte dit met het gemiddelde van de fout  $e$  die men onder gewone omstandigheden maakte (zie hierboven). De extrema van het relatieve verschilsignaal (punt 2 van de foutenanalyse) lagen binnen + 0.3 % en - 0.3 %. Dat is veel beter dan de waarden die men onder normale omstandigheden hiervoor kreeg. Deze worden dadelijk gegeven onder punt III.

De eerste reden zal, achteraf gezien, in geringe mate of niet tot de hogere precisie van het signaal hebben bijgedragen: de stapgroottebepaling bij beide integratiemethoden kan voor een grotere precisie zorgen, de manier waarop het uiteindelijke signaal gerepresenteerd wordt heeft daar weinig invloed op.

- II. Te zien is dat de standaardafwijkingen gelijk zijn maar dat het gemiddelde voor de ZS2 methode op een ongunstiger waarde ligt. In figuur 5.4 zien we waar dat vooral door moet komen: het signaal varieert niet zoals bij de oorspronkelijke methode rond 0 % maar rond ongeveer 0.7 %. Men zou dit wel kunnen corrigeren door met een bepaalde factor te vermenigvuldigen maar dan moet men weten welke relatieve fout voor een bepaalde simulatie wordt gemaakt. Het zou beter zijn de oorzaak hiervan op te sporen. Gaf men bij het opzetten van de simulatie een 10 maal grotere precisie op, dan werd dit

laatste nadeel bijna opgeheven. Alleen duurde het simuleren dan bijna de helft langer (valt toch nog mee).

- III. Kijkt men naar de extrema in het relatieve verschilsignaal, dan blijken deze groot te zijn ten opzichte van de fout  $\epsilon$  die in de orde van 1 % was:  
 oorspronkelijke methode: -4 %, 13 %  
 ZS2 methode: -9 %, 15 %  
 beide methoden blijken vooral moeite te hebben met de stijgende flanken in de impulsresponsie: de pieken in het relatieve foutsignaal vallen daarmee samen. De ZS2 methode heeft er het meeste moeite mee.

De conclusie waartoe men aan het einde van dit hoofdstuk komt is dat de ZS2 methode weliswaar sneller is dan de oorspronkelijke (4 tot 14 maal) maar dat men er voor wat betreft de precisie wat voor moet inleveren: er is een systematische (nog niet onderzochte) fout in de berekende impulsresponsie die tussen 0 % en +1 % ligt en de plaatselijke fouten bij stijgende flanken van de impulsresponsie zijn iets groter dan bij de oorspronkelijke methode. Daar tegenover staat dat deze beide nadelen snel hun betekenis verliezen door het opgeven van een grotere precisie (men herinnere zich het ZS2 referentiesignaal) en dat men dan van de winst in rekentijd niet erg veel hoeft in te leveren. Precieze gegevens aangaande dit laatste zijn er nog niet. De gevoeligheid van de systematische fout bij de ZS2 methode is waarschijnlijk te wijten aan het eerder vermelde feit dat men met de opgegeven precisie geen directe invloed heeft op de precisie van de afzonderlijke samples maar op de totale fout die men voor de hele impulsresponsie maakt.

## HOOFDSTUK 6. Simulatiestudie.

### 6.1 Simulatieplanning.

Er zal nu een opsomming worden gegeven van de simulaties die gedaan zijn om systematisch het verband tussen 1e en 2e orde statistiek en verschillende modelparameters te onderzoeken in random verstrooier weefselmodellen met en zonder roosterstructuur (spatiele correlatie). Zoals in hoofdstuk 2 al is gezegd, worden de volgende 1e en 2e orde statistische parameters bepaald: om de volgende grootheden:

- 1e orde statistiek: gemiddelde en standaardafwijking van het grijsniveau in de B-scan.

- 2e orde statistiek:  $FWHM_{AX}$  en  $FWHM_{LAT}$  verkregen uit de autocovariantiefunctie (ACVF), welke een maat zijn voor resp. de diepte en de breedte van de speckle.

Bij weefselmodellen met spatiele correlatie wilde men bovendien de ACVF transformeren naar het domein van de spatiele frequentie om het noise power spectrum (NPS) te verkrijgen. De lezer zal zich wellicht herinneren (einde van hoofdstuk 2) dat men hieruit, gemakkelijker dan uit de ACVF, de correlatieafstand en -sterkte kan aflezen.

Om de genoemde grootheden te onderzoeken werden de volgende simulaties gedaan:

1. Random verstrooiersmodellen zonder correlatie (alleen 1e en 2e orde statistiek).
  - i. Dichtheden van 100, 200, 500, 1000, 5000, 10.000 verstrooiers per cc. Voor elk van deze dichtheden werd een aantal malen (resp. 5, 3, 1, 2, 2, 1 maal) met verschillende seedwaarden voor de randomgenerator de simulatie uitgevoerd op verschillende afstanden (2, 4, 6, 8 (focus), 10, 12, 14, 16 cm)
  - ii. Axisymmetrische transducer weegfunctie die voor alle dichtheden volgens een polynoom van de 4e graad van de straal afhankelijk was. bovendien werden voor een dichtheid van 5000 verstrooiers per cc nog twee simulaties gedaan met een uniforme weegfunctie en ook als functie van de afstand.

In bijlage 1 vindt men als voorbeeld voor een van deze simulaties een file met alle invoerparameters die SIMULA nodig heeft.

Waarom werd nu juist met deze gegevens gesimuleerd? In het algemeen moesten de uitkomsten van de simulaties vergeleken worden met die van de experimenten met 'hardware' weefselmodellen en transducers. In het bijzonder wilde ik het verband onderzoeken tussen enerzijds de 1e en 2e orde statistiek en anderzijds de dichtheid (voor weefseldifferentiatie) en de afstand (voor correctie in verband met afhankelijkheid van transducereigenschappen). Omdat simuleren met een uniforme weegfunctie sneller gaat wilde men onderzoeken of dit verantwoord zou zijn. In de praktijk zijn transducers echter ingeklemd en hebben daardoor een weegfunctie die met een 4e graads polynoom benaderd kunnen worden. Dit geeft een ander geluidsveld met minder zijlobben. De vergelijking tussen de beide weegfuncties is alleen voor een dichtheid van 5000 verstrooiers per cc op acht diepten gedaan. Het

simuleren met verschillende seedgetallen voor de randomgenerator had als reden dat het genereren van het weefsel een stochastisch proces is en het nemen van enkele steekproeven noodzakelijk maakt. Er zijn niet zo veel steekproeven genomen maar ze waren ook wel behoorlijk duur. De impulsresponsies voor dichtheden van 200, 500 en 10.000 verstrooiers per cc zijn verkregen door de impulsresponsies van de andere modellen op te tellen (superpositie). Het is natuurlijk wel de vraag of deze weefsel dan nog onderling statistisch onafhankelijk zijn. Omdat het simuleren 'duur' was en men deze dichtheden toch ook in het onderzoek wilde betrekken is toch maar gebruik gemaakt van deze superpositie. Overigens blijkt uit figuur 2.14c dat de speckle op korte afstand van de transducer relatief smal is. Om op elke diepte voldoende resolutie van de B scan in laterale richting te krijgen is op 2 en 4 cm van de transducer met 81 lijnen gescand over een afstand van 2 cm in laterale richting. Voor grotere afstanden is over dezelfde breedte met 41 lijnen gescand.

2. Random verstrooiersmodellen met correlatie (1e en 2e orde statistiek en NPS).

Het volgende is gesimuleerd:

- i. Dichtheid in het roostermodel: 600 verstrooiers per cc dus de afstand LDIS tussen de verstrooiers is 0.15 cm.
- ii. Positionele ruis: 0, 10 en 20 %.
- iii. Relatieve sterkte (RS): 25, 50 en 75 %.  
De relatieve sterkte RS is de faktor waarmee de impulsresponsie van het rooster wordt vermenigvuldigd voordat deze bij de impulsresponsie van het random verstrooiersweefsel wordt opgeteld.  
Dus:

$$h(t) = h_{\text{ris}}(t) + RS \cdot h_{\text{ref}}(t) \quad (6.1)$$

met  $h(t)$  de totale impulsresponsie,  $h_{\text{ris}}(t)$  de impulsresponsie van het random verstrooiersmodel en  $h_{\text{ref}}(t)$  die van het roostermodel.

De impulsresponsies stellen hier echo's voor, dat wil zeggen: de autoconvoluties van de impulsresponsies die de geluidsdruk in een veldpunt beschrijven.

## 6.2 Het Verloop Van Het Simuleren.

De simulaties zijn uitgevoerd op drie verschillende computers: de NAS, de VAX en een van de PDP11 machines van het ziekenhuis (PDP11/44). De reden dat niet alles op de NAS werd gedaan was dat het budget daar niet toereikend voor was, hoewel 's nachts werd gesimuleerd (10x zo goedkoop als overdag). Het simuleren op de VAX en de PDP11/44 gaf andere problemen: ze werken niet zo snel en de PDP11/44 is algemeen toegankelijk: er moet telkens tijd gereserveerd worden.

Elk van de computers had een andere randomgenerator. Dit maakte het noodzakelijk dat een simulatie die op een computer gestart was ook op deze computer werd voltooid. Men mag immers niet tijdens het simuleren het ene weefsel met een ander vervangen. Was dus een simulatie op de NAS voor een aantal diepten uitgevoerd terwijl het budget voor die periode van vier weken was uitgeput, dan moest gewacht worden op de volgende periode om de simulatie af te maken.

Eerder is al vermeld dat de random verstrooier simulaties op acht diepten met 5000 verstrooiers per cc en 4e graads transducerweegfunctie met de oorspronkelijke integratiemethode ruim 600 uur kostte op de VAX. De ZS2 methode had er bijna 100 uur voor nodig. Dat scheelt dus een faktor 6 in de tijd hoewel eerder is gezegd dat die faktor, afhankelijk van de afstand tot de transducer, varieerde tussen 4 en 14 (figuur 5.3). Die faktor 6 ligt dichterbij 4 dan bij 14. Dit is begrijpelijk: de simulaties op 2 en 4 cm van de transducer vragen per lijn al relatief veel rekentijd en voor deze afstanden moeten 81 in plaats van 41 lijnen berekend worden. Ook bij de NAS domineren de rekestijden voor de korte afstanden in het gemiddelde: met de ZS2 methode en dezelfde simulatiegegevens had deze 5.6 uur nodig. Dit scheelt een faktor 18 met de 100 uur van de VAX terwijl de faktor in rekestijd ten opzichte van de VAX, afhankelijk van de afstand, varieerde tussen 14 en 30. Al met al is door het overzetten op de NAS en het optimaliseren voor een simulatie ruim 100 maal zo weinig tijd nodig als oorspronkelijk.

Nu zal stapsgewijs worden aangegeven wat er gedaan moest worden om van een simulatiemodel op de NAS te komen tot de statistische gegevens van de 1e en 2e orde.

1. De simulatiegegevens werden op de NAS door middel van de editor in een file geplaatst. Daarna werd de simulatie uitgevoerd in een batch onder het goedkope nachttarief. De B scan impulsresponsie werd in een door de mens leesbare code (EBCDIC) in een file geschreven.
2. De file met het B scan signaal werd eerst naar de VAX overgestuurd, niet naar de PDP11 want deze had geen directe lijnverbinding met de NAS. Op de VAX werden de

getallen omgezet in een code en geschreven in een matrixstructuur die compatible was met de programmatuur op de VAX en de PDP11 om matrices te bewerken (MATFUN).

3. Met MATFUN werden eventueel verschillende impulsresponsies bij elkaar opgeteld, bijvoorbeeld random verstrooier impulsresponsies met verschillende seeds om een hogere verstrooierdichtheid te verkrijgen of de impulsresponsie van een random verstrooiermodel met die van een roostermodel). Daarna werd geconvolveerd met een RF puls en gedemoduleerd om de omhullende te bepalen. In dit stadium had ik de beschikking over een beeld van de B scan in matrixvorm dat op de monitor kon worden gezet.
4. Van het B scan beeld werden op de PDP11 de statistische gegevens van de 1e en de 2e orde  $\mu_R, \sigma_R, \mu_R/\sigma_R$  (SNR) en de tweedimensionale autocovariantiefunctie ACVF berekend. Uit deze ACVF werden de FWHM en FWHM (maten voor de diepte en de breedte van de speckle) en eventueel door Fouriertransformatie het noise power spectrum NPS bepaald.

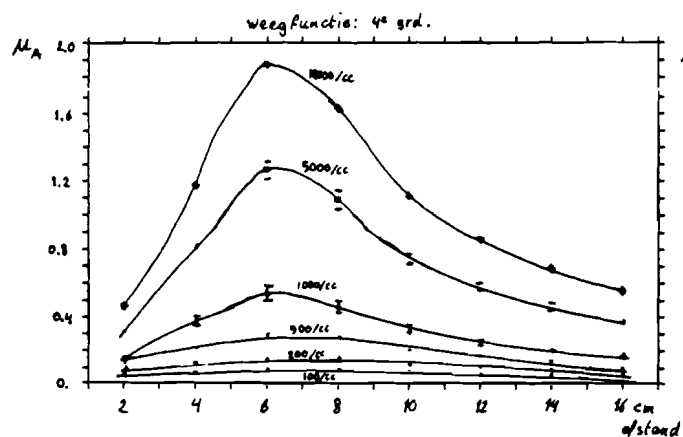
### 6.3 Resultaten.

De resultaten bestaan uit grafieken van de 1e en de 2e orde statistiek voor B scans van het random verstrooiermodel en een mengsel hiervan met het roostermodel. De B scans van beide modellen zijn ook nog op foto's te zien.

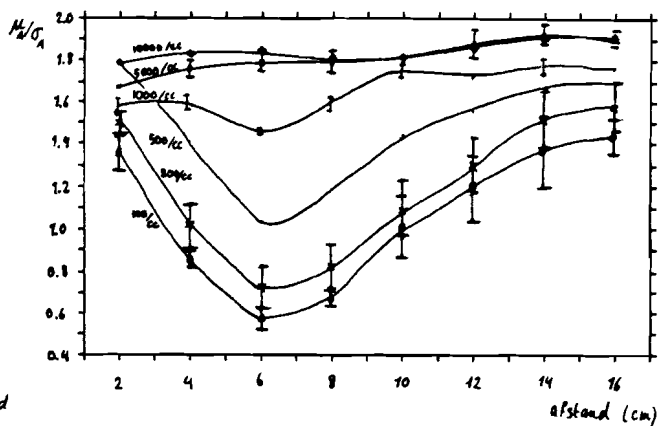
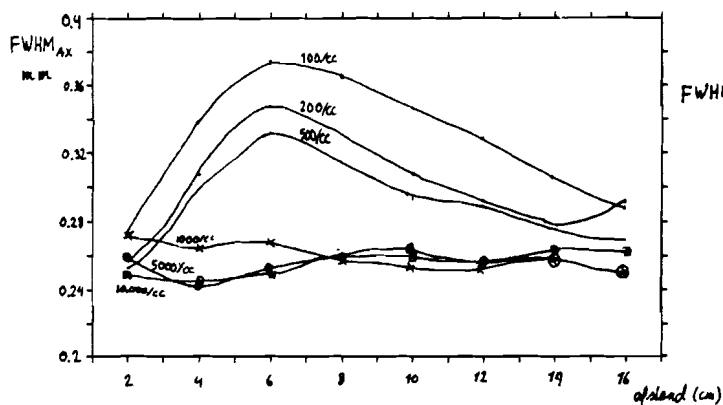
#### 6.3.1 Random verstrooiermodel.

Voor de 1e en 2e orde statistiek van het random verstrooiermodel zijn een twaalftal grafieken gemaakt die te verdelen zijn in drie groepen.

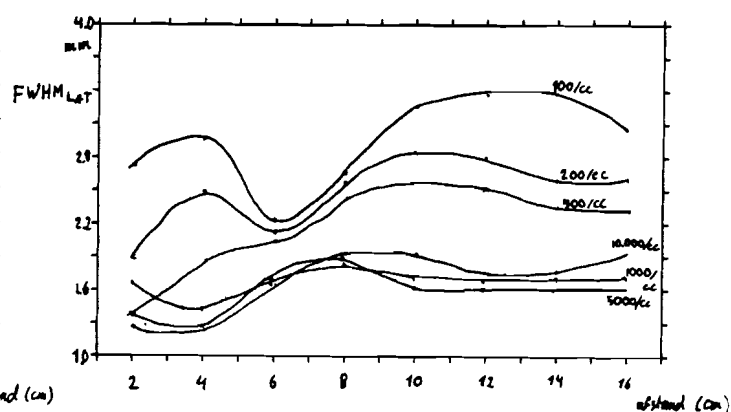
1. De onafhankelijke variabele is de afstand tot de transducer: de dichtheid is parameter. De weegfunctie van de transducer is een vierde graads polynoom van de straal. De grafieken zijn te zien in figuur 6.1.



a) gemiddelde amplitude

b) signaalruisverhouding  
(SNR)  $\mu_A/\sigma_A$ 

c) FWHM (axiaal) van de ACVF

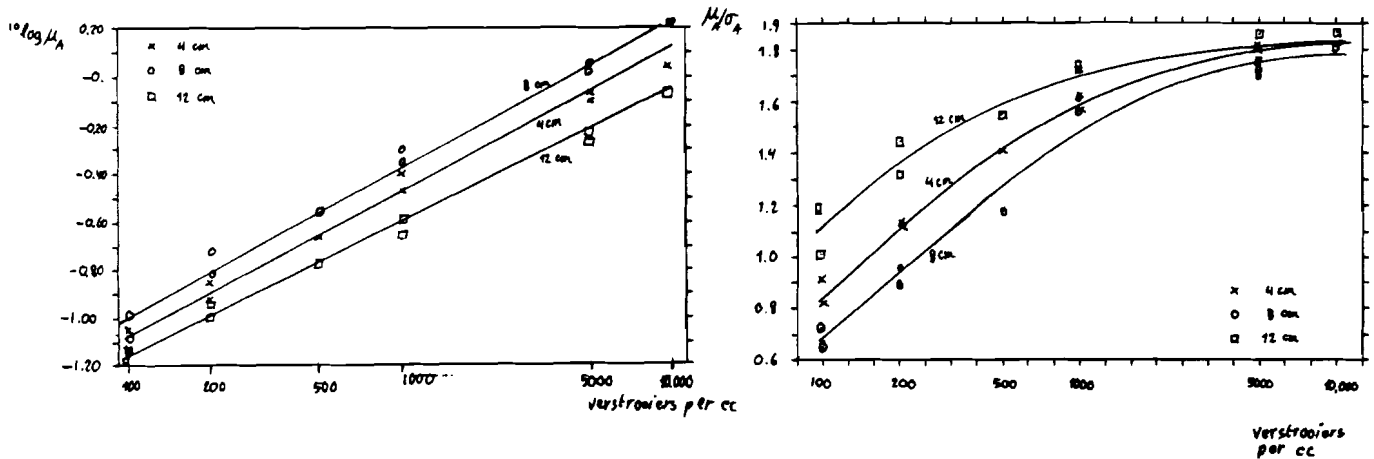


d) FWHM (lateraal) van de ACVF

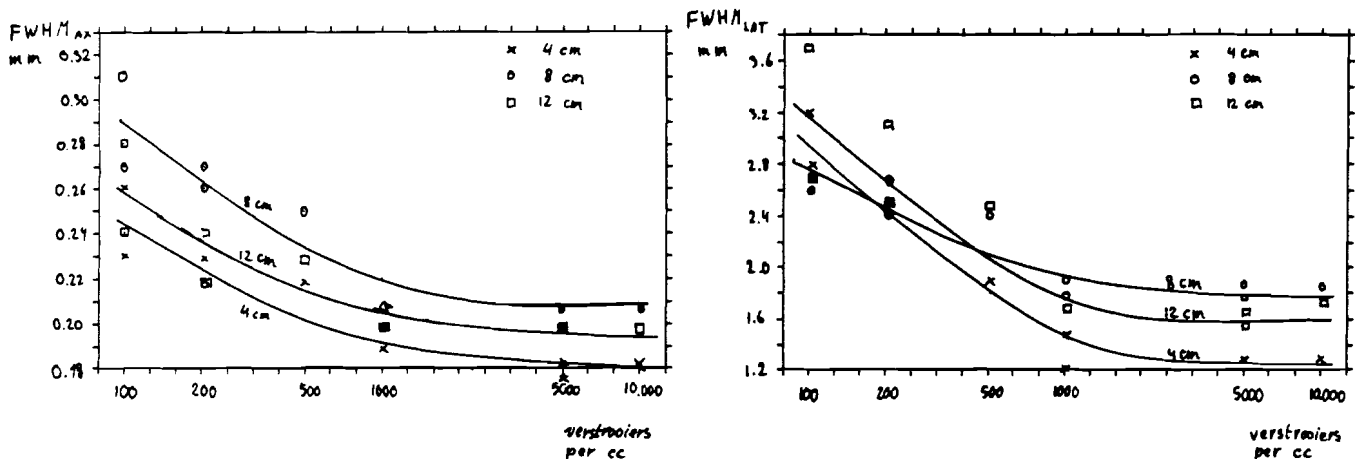
Figuur 6.1 1e en 2e orde statistiek van gesimuleerde B scans voor verschillende dichtheden als functie van de afstand tot de transducer.



2. De onafhankelijke variabele is de dichtheid van de verstrooiers en de afstand tot de transducer is de parameter. ook hier is de weegfunctie een 4e graads polynoom.



a) gemiddelde amplitude

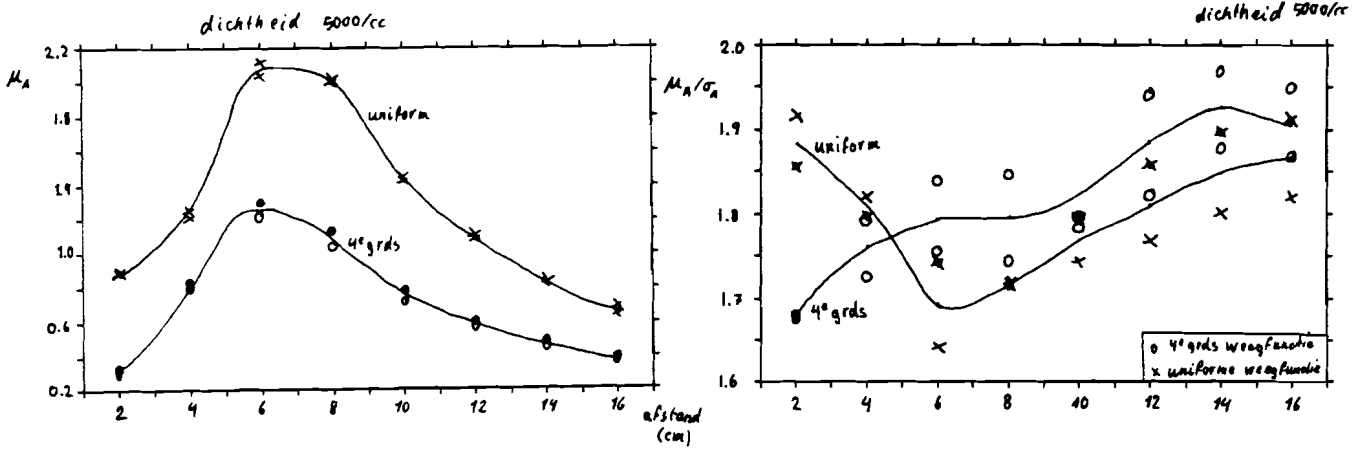
b) signaalruisverhouding (SNR)  $\mu_R/\sigma_A$ 

c) FWHM (axiaal) van de ACVF

d) FWHM (lateraal) van de ACVF

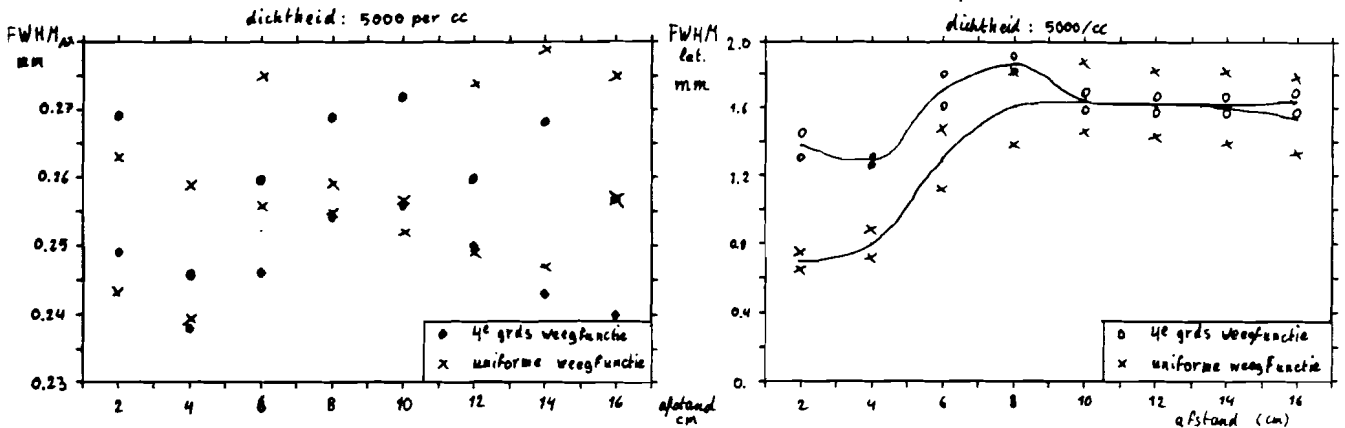
Figuur 6.2 1e en 2e orde statistiek van gesimuleerde B scans voor verschillende afstanden tot de transducer als functie van de verstrooierdichtheid.

3. Een vergelijking van een B scan met uniforme en 4e graads weegfunctie als functie van de afstand. Dichtheid: 5000 verstrooiers per cc.



a) gemiddelde amplitude

b) signaalruisverhouding (SNR)  $\mu_A/\sigma_A$



c) FWHM (axiaal) van de ACVF

d) FWHM (lateraal) van de ACVF

Figuur 6.3 1e en 2e orde statistiek van gesimuleerde B scans met verschillende transducer weegfuncties als functie van de afstand. Dichtheid: 5000/cc.

De resultaten van groep 1 (1e en 2e orde statistiek versus afstand) zullen nu worden besproken aan de hand van figuur 6.1.

Figuur 6.1a: opvallend in alle curven is het maximum bij circa 6 cm hoewel het geometrisch focus op 8 cm ligt. Dit wordt, zoals in hoofdstuk 2 vermeld, alleen voor oneidig hoge frequentie bereikt terwijl de centrale frequentie van de uitgezonden puls hier 5 MHz was. Men ziet hier bevestigd, dat in het (acoustisch) focus de ingestraalde geluidsintensiteit het hoogst is en dus het beeld gemiddeld helderder.

Figuur 6.1b: voor een toenemend aantal verstrooiers convergeert de signaal ruisverhouding (SNR) naar 1.91

(Rayleigh limiet). In de SNR is de invloed van de dichtheid dan verder niet meer merkbaar. Omdat het resolutievolume in het focus klein is, bevinden zich hierin ook relatief weinig verstrooiers. Daarom wordt, met name voor de lagere dichtheden, de Rayleigh limiet niet gehaald. Men ziet dat aan de 'kuil' in de curve.

Figuur 6.1c: in de axiale speckleafmetingen is te zien dat, net als bij de gemiddelde grijswaarde (figuur 6.1a), het maximum in het focus ligt. Hier neemt deze maximale waarde echter af met toenemende dichtheid. Voor hogere dichtheid is er nauwelijks meer invloed, noch van de dichtheid, noch van de afstand tot de transducer.

Figuur 6.1d: duidelijk is te zien dat voor lagere dichtheid de speckle in het focus smaller is dan voor andere transducerafstanden. Voor grotere afstanden is er geen grote invloed van de afstand meer.

Een conclusie die we uit figuur 6.1 mogen trekken is, dat vooral bij lage dichtheden de afstand tot de transducer merkbaar is. Ook in de gemiddelde grijswaarde is deze invloed goed merkbaar aanwezig, hoewel dit in figuur 6.1a niet goed is te zien voor lage dichtheden, dit komt door de schaling van de verticale as. Omdat deze afhankelijkheid meer over de transducer zegt dan over het weefsel is correctie noodzakelijk voor dit zogenaamde bundeleffect, zeker voor de lagere dichtheden.

In figuur 6.2 is de 1e en 2e orde statistiek gegeven voor verschillende afstanden tot de transducer en als functie van de dichtheid. De horizontale as is logaritmisch. Alles werd gesimuleerd met 4e graads transducer weegfunctie.

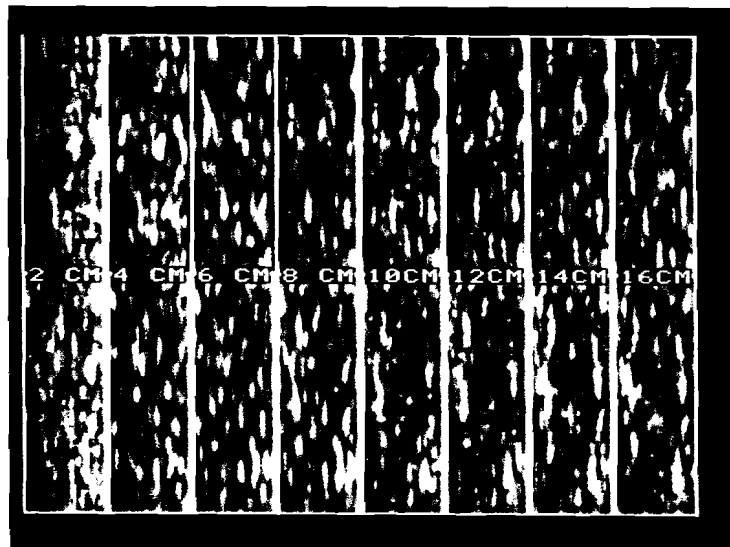
Figuur 6.2a: hier is de gemiddelde grijswaarde uitgezet tegen de dichtheid. Uit de grafiek is af te lezen dat de gemiddelde grijswaarde evenredig is met de wortel uit de dichtheid. Dit was te verwachten aangezien het vermogen van de echo evenredig is met de dichtheid (formule 2.13). De afhankelijkheid van de transducerafstand zien we hier ook, net als in figuur 6.1a.

Figuur 6.2b: de signaalruisverhouding is sterk afhankelijk van de dichtheid, vooral bij weinig verstrooiers. Voor hoge dichtheid gaan de curven naar de Rayleigh limiet van 1.91, maar bereiken deze niet. In figuur 6.1b zien we de reden: we moeten wat verder van de transducer afzitten om de limiet te halen. Ook hier zien we dat in het focus de SNR het kleinst is: de 'kuil' in figuur 6.1b.

Figuur 6.2c: we zien ook hier voor lage dichtheden (tot circa 1000/cc) de sterkste afhankelijkheid van de dichtheid. In het focus is de speckle het grootst in axiale richting.

Figuur 6.2d: de breedte van de speckle is nog sterker afhankelijk van de dichtheid dan van de diepte. Men ziet dit aan de steilere helling en aan de schaling van de verticale as. Ook hier houdt de afhankelijkheid op bij circa 1000 verstrooiers per cc. Opvallend is dat voor het focus de helling minder steil is dan daarbuiten.

dichtheid.

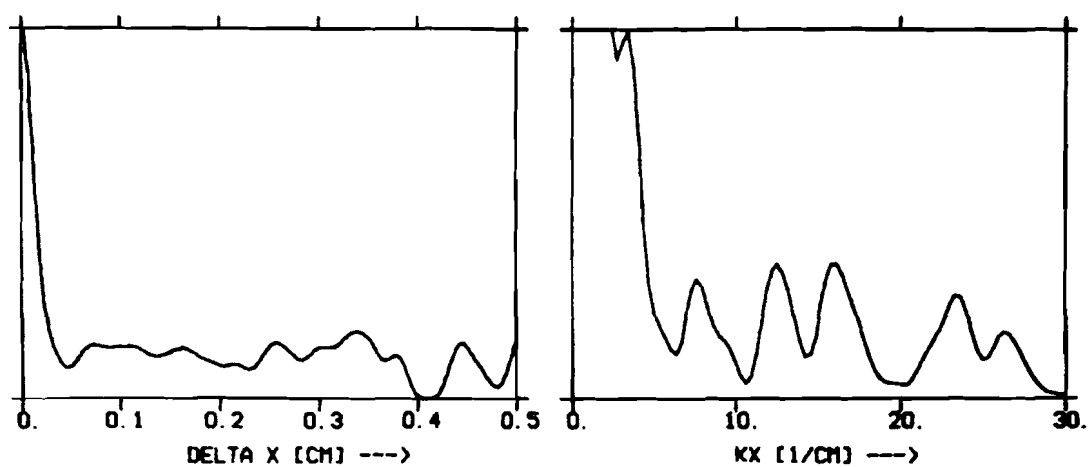


Figuur 6.4 B scan simulaties 'op 8 diepten voor 2 verschillende seedgetallen. Dichtheid 1000/cc.

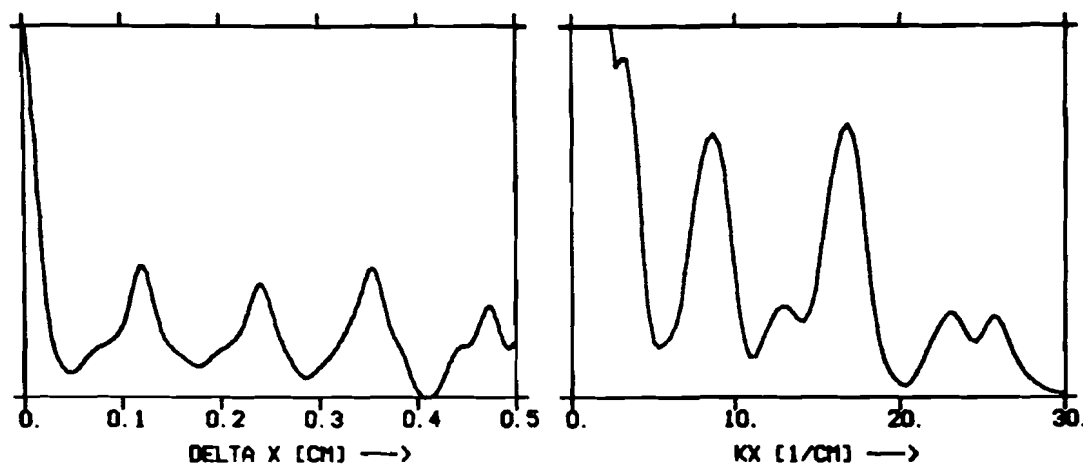
### 6.3.2 Random verstrooiermodel samen met roosterstructuur.

Uit de simulaties met het roostermodel zijn zes grafieken voortgekomen van de autocorrelatiefunctie ACF (niet de autocovariantiefunctie ACVF, maar dat maakt toch alleen maar verschil uit voor de gemiddelde waarde, dus voor de laagste frequenties in het frequentiedomein) en de getransformeerde daarvan: het Noise Power Spectrum (NPS). Beide functies gelden voor de axiale richting van de B scan. De roosterafstand LDIS is 0.12 cm zodat we in de ACF pieken moeten zien op veelvouden van deze afstand. In het NPS verwachten we een piek op  $1/0.12 = 8$  [1/cm] en op veelvouden daarvan vanwege de hogere harmonischen. De grafieken zijn te verdelen in twee groepen:

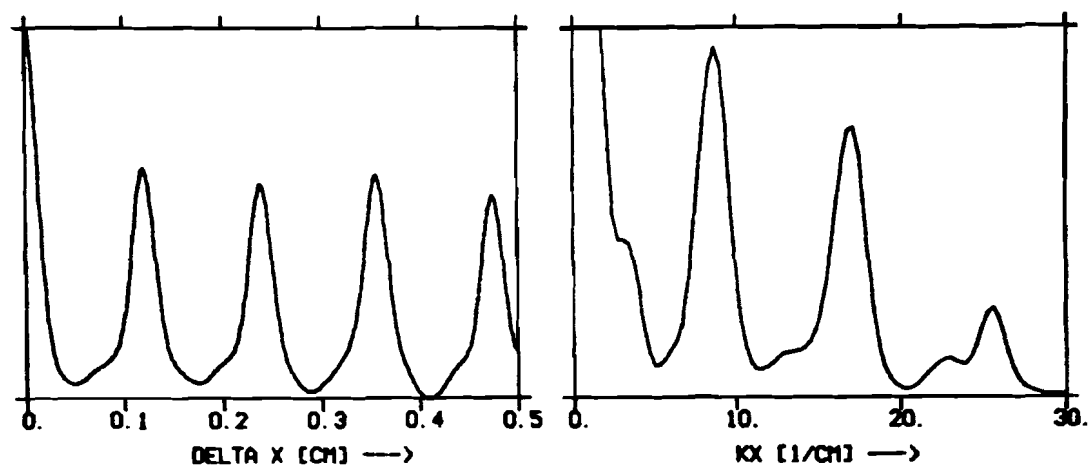
1. Verschillende relatieve sterkte van de roosterstructuur ten opzichte van het random verstrooierweefsel. De faktor RS in (6.1) is achtereenvolgens 25, 50 en 75 %. Er is geen positionele ruis. De grafieken staan in figuur 6.5.



a) relatieve sterkte is 25 %.



b) relatieve sterkte is 50 %.

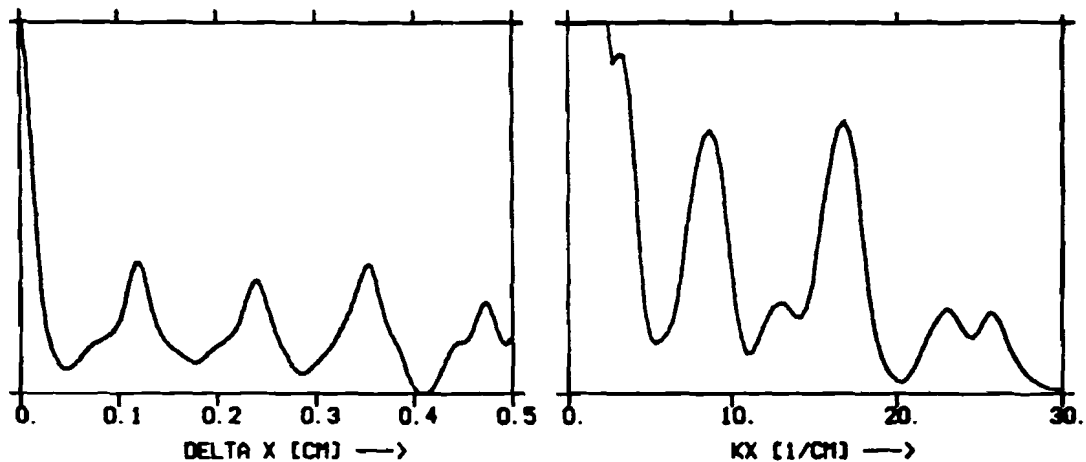


c) relatieve sterkte is 75 %.

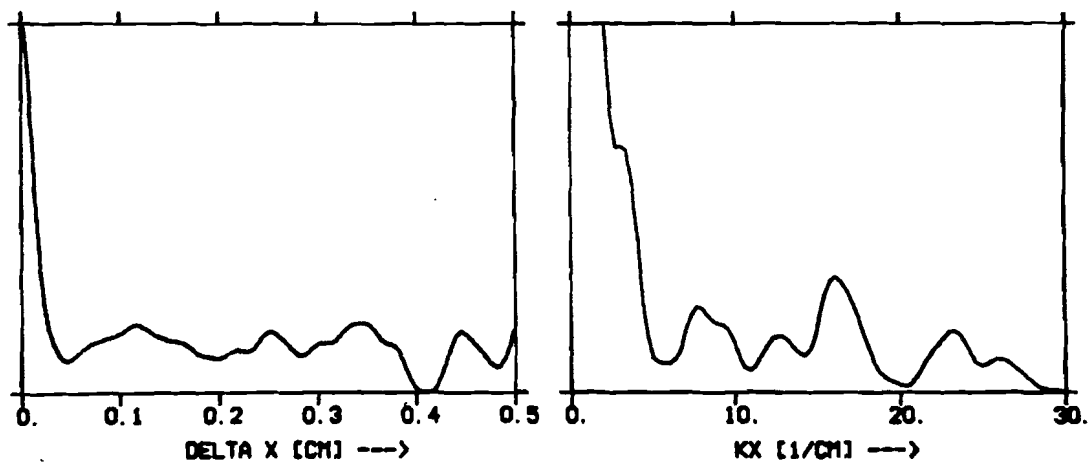
Figuur 6.5 Autocorrelatiefunctie (ACF) en ruisspectrum (NPS) van een random verstrooiermodel met een in relatieve sterkte (RS) variërend roostermodel.

We zien in de figuur dat in het ACF de pieken snel kleiner worden met afnemende roostersterkte tot er in figuur 6.5c bijna niets meer is te zien van spatiele regelmatigheden. Uit het NPS echter blijkt duidelijk correlatie: op veelvouden van 8 [1/cm] zien we ook hier nog pieken. Bovendien is er op 12 [1/cm] en veelvouden daarvan ook een piek. Er zou dus een spatiele correlatie moeten zijn met een afstand van 0.08 cm. Die hebben we er niet moedwillig ingebracht. Hier zou nog naar gezocht moeten worden. Het lijkt niet waarschijnlijk dat de randomgenerator hier schuldig aan is.

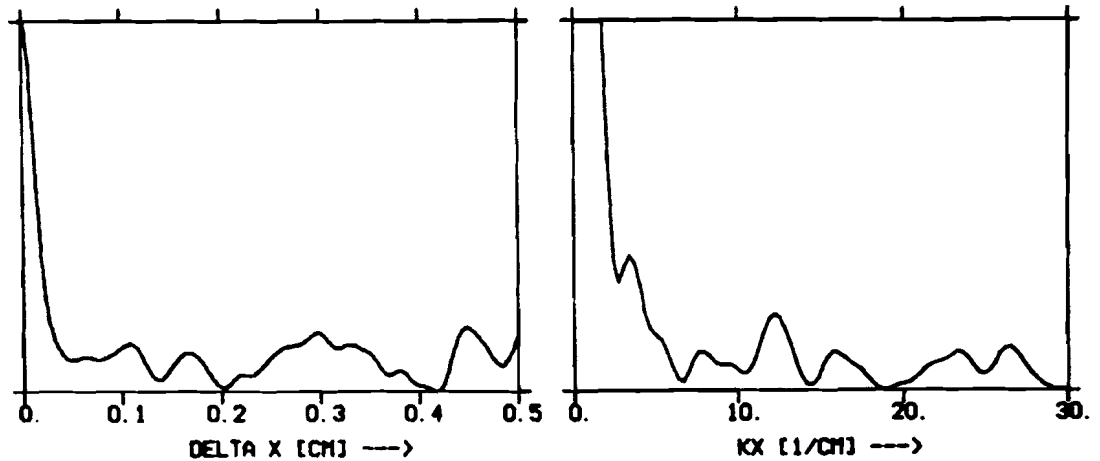
2. Verschillende waarden voor de positionele ruis (LDEV): 0, 10 en 20 % van de afstand LDIS tussen de verstrooiers. De relatieve sterkte is hier 50 %. De grafieken ziet u in figuur 6.6.



a) geen positionele ruis.



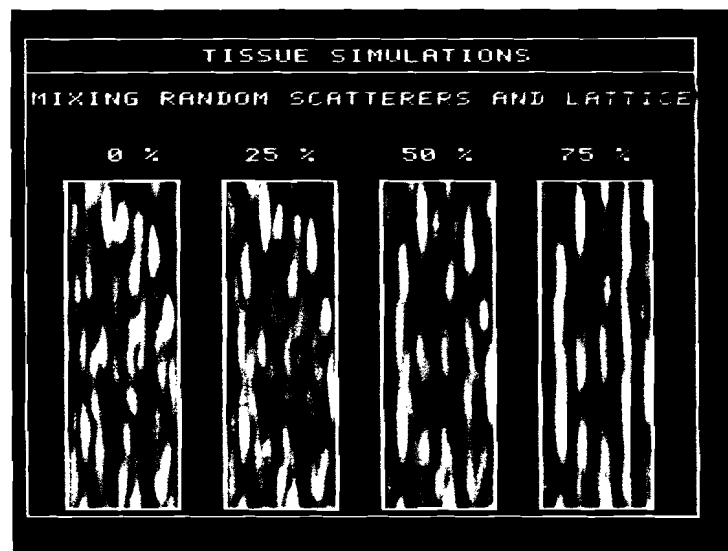
b) positionele ruis is 10 %.



c) positionele ruis is 20 %.

Figuur 6.6 Autocorrelatiefunctie (ACF) en ruisspectrum (NPS) van een random verstrooiermodel en roostermodel met een variërende positionele ruis (LDEV).

Met toenemende ruis zien we weer de regelmaat uit de ACF verdwijnen. Ook in het NPS neemt zichtbaarheid van de correlatie af. Dankzij het voorkomen van de hogere harmonischen is de correlatie hier echter toch niet moeilijk te ontdekken (overigens ook hier weer voor 8 en 12 [1/cm]). We besluiten weer met een foto (figuur 6.7) van vier B scans in het focus van een random verstrooiermodel met een toenemende relatieve sterkte van een roostermodel. Boven elke opname staat de relatieve sterkte (RS) van het rooster in procenten. De roosterafstand LDIS is 0.5 mm, de positionele ruis (LDEV) ligt in het interval [0,0.2] mm. De weegfunctie is van de 4e graad en de frequentie van de RF puls is 3.5 MHz. Het random verstrooierweefsel heeft een dichtheid van 5000/cc.



Figuur 6.7 B scan simulatie van een mengsel van een random verstrooier- en een roostermodel voor 4 verschillende roostersterkten.

Bij 75 % ziet men met het blote oog vrij duidelijk de invloed van het rooster: een soort traliewerk (in laterale richting vloeit de speckle ten gevolge van het rooster in elkaar over, in axiale richting niet). Bij lagere sterkte is bij het signaleren van correlatie de computer nodig.

Wellicht zou men uit de resultaten meer conclusies kunnen trekken en meer verbanden kunnen leggen met de fysische condities dan nu is gedaan maar bij het tot stand komen van dit verslag was de tijd een groot probleem. Het onderzoek op het laboratorium in deze materie is echter nog niet afgerond en de lezer zal er in latere publicaties nog meer informatie over kunnen vinden.



## HOOFDSTUK 7. CONCLUSIES EN AANBEVELINGEN.

Aan het eind van dit afstudeerverslag kom ik tot de volgende conclusies:

1. Voor wat betreft de werkzaamheden aan de simulatie-programmatuur: het simuleren van een B scan kost nu ruim 100 maal minder tijd dan voorheen. Dit is onder andere bereikt doordat een integreeralgoritme werd gevonden dat geoptimaliseerd kon worden. Het geoptimaliseerde programma bleek een B scan over de gehele bundeldiepte circa 6 maal zo snel te kunnen simuleren als de oorspronkelijke versie. Daarentegen was de fout ook iets groter: er werd een relatieve systematische (DC component in het relatieve foutsignaal) fout gemaakt van minder dan 1 % en de pieken in de relative fout zijn iets groter dan bij de oorspronkelijke versie. Vooral is de snelheidstoename echter te danken aan de aanwezigheid van een computer die de floating point operaties veel sneller uitvoert dan de aanwezige machines van Digital en aan het implementeren van het programma op deze computer.
2. De simulatiestudie heeft het volgende opgeleverd: de afhankelijkheid van de 1e en 2e orde statistiek is als functie van de transducerafstand (tot het object) en de dichtheid onderzocht met een realistischer transducerweegfunctie en met meer verstrooierdichtheden dan voorheen. Daardoor kan men een dieper inzicht krijgen in het verband tussen de textuureigenschappen enerzijds en de transducer- en weefseleigenschappen (dichtheid van verstrooiers) anderzijds zodat men deze afhankelijkheden beter van elkaar kan isoleren. Bovendien is de invloed van correlatie in de weefselstructuur op de beeldparameters door simulaties onderzocht voor wat betreft de relatieve sterkte en de positionele ruis. Hieruit is de conclusie voortgekomen dat deze correlatie beter met de Fourier getransformeerde van de autocorrelatiefunctie ACF (of de autocovariantiefunctie ACVF) kan worden gesignaleerd dan met deze ACF of ACVF zelf.
3. Voor wat betreft de tijdsplanning: er is veel meer tijd besteed bij de werkzaamheden aan de programmatuur dan aanvankelijk is voorzien, waardoor de simulatiestudie, het implementeren van nieuwe weefselmodellen en de verslaglegging minder aandacht hebben gekregen dan ze verdienen. Voor het implementeren van de programmatuur op de NAS was aanvankelijk een maand ingepland, het werden er vier: het optimaliseren van het programma gebeurde naar aanleiding van een vondst en de herinnering aan een eerder gevolgd college. Hiervoor was

dus helemaal geen tijd ingepland maar er was een tijd van 2 1/2 maand voor nodig. Ook het inwerken in de theorie heeft wat langer geduurd dan voorzien.

Dan volgen nu nog enkele aanbevelingen.

1. Voor het sneller uitvoeren van de simulaties:

- a) de optimalisatieopties van de FORTRAN-compiler op de NAS zijn alleen op de oorspronkelijke versie van SIMULA toegepast en niet op de ZS2 versie. Men zou de verschillende optimalisatiegraden moeten uitproberen op de meest aangeropen subprogramma's. Voorzichtigheid is hier wel geboden: de meest rigoreuze optimalisatiegraden zijn niet zonder risico en kunnen een onjuiste werking van SIMULA tot gevolg hebben.
- b) de randomgenerator blijkt ook zijn deel van de rekentijd op te eisen. Het genereren van het weefselmodel (voor elke B scanlijn opnieuw) moet dus efficiënter gebeuren. Bij de huidige SIMULA versie wordt voor elke verstrooier, behalve drie coördinaten, ook een random reflectiesterkte gegenereerd maar (nog) niet gebruikt (er wordt een constante voor genomen). Dit moet er dus voorlopig uit worden gehaald. Bovendien moet het weefselvolume zo klein mogelijk worden gekozen omdat het aantal verstrooiers hiermee evenredig is. Eventueel zou men het weefsel, na het eenmaal gegenereerd te hebben, op kunnen slaan en kijken hoeveel tijdswinst dit oplevert. Voor opslag van het weefsel zal men aan 1 Mbyte al gauw genoeg hebben.
- c) men kan in de ZS2 methode in plaats van de nu toegepaste Simpsonregel een integratieregul van hogere orde kiezen. Die integreert wellicht met grotere stappen wat in een sneller algoritme resulteert (en/of in een grotere precisie).

2. Ook voor een grotere precisie kan een hogere orde integratieregul in het ZS2 algoritme nuttig zijn. Men zou in ieder geval moeten onderzoeken hoe men in de ZS2 methode de opgegeven precisie voor elk sampleinterval kan garanderen in plaats van voor de hele impulsresponsie per verstrooier, zoals nu feitelijk gebeurt.

## Literatuur.

1. J.M. Thijssen (1983): Medisch ultrageluid - een historische notitie.  
Ultrasonoor Bulletin nr. 3- 1983.
2. Leidse onderwijsinstellingen: cursus over echografie.  
Vak 902 serie AW les 3.
3. B.J. Oosterveld, J.M. Thijssen, W.A. Verhoef (1985): Texture of B-mode echograms: 3\_D simulations and experiments of the effects of diffraction and scatterer density.  
Ultrasonic Imaging nr. 7, 1985.
4. J.M. Thijssen (1980): Ultrasonic tissue differentiation.  
Hoofdstuk 2, fig. 5  
tijdschrift: ???
5. R.F. Wagner, M.F. Insana, D.G. Brown (1985):  
Unified approach to the detection and classification of speckle texture in diagnostic ultrasound.  
Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.  
August 20-23, 1985. San Diego, California.
6. S.J.H. van Kervel and J.M. Thijssen (1983): A calculation scheme for the optimum design of ultrasonic transducers.  
ULTRASONICS. May 1983.
7. W.A. Verhoef, M.J.T.M. Cloostermans, J.M. Thijssen (1984):  
The impuls response of a focused source with an arbitrary axisymmetric surface velocity distribution.  
J. Acoust. Soc. Am. 75 (6), june 1984
8. Prof. dr. G.W.Veltkamp en Drs. A.J. Geurts: Numerieke methoden.  
dictaatnummer 2.211, paragraaf 2.2  
collegejaar 1980/1981, Technische Universiteit Eindhoven.
9. R.F. Wagner, S.W. Smith, J.M.Sandrik, H. Lopez (1983):  
Statistics of speckle in ultrasound B-scans,  
IEEE Trans. Sonics Ultrasonics SU - 30, 156 - 163

Bijlage 1.

Hier is een parameterfile voor SIMULA opgenomen. De belangrijkste parameters zijn al in hoofdstuk 4 toegelicht. Het gaat hier om een B scan simulatie met 41 lijnen over een breedte van 2 cm van een random verstrooiermodel met 5000 verstrooiers per cc. De weegfunctie van de transducer is:

$$1 + 0 \cdot r^2 + (-1) \cdot r^4 \quad (\text{zie "TRANSDUCER WEEG 1., 0., -1"})$$

en het geometrisch focus ligt op 8 cm. De transducer zelf staat op een afstand van 12 cm van het vlak  $z=0$  en in dit vlak ligt de "plak" weefsel dat zich in de  $z$ -richting uitstrekt van  $-0.4$  to  $0.4$  cm (zie VOLUME) de b scan wordt echter maar over een diepte uitgevoerd welke zich uitstrekt van  $-0.3$  tot  $0.3$  cm (zie RANGE T\*C).

```
TRANSDUCER FOCUS 8.0
TRANSDUCER RADIUS 0.65
TRANSDUCER WEEG 1., 0., -1
TARGET TISSUE TYPE RANDOM
TARGET TISSUE VOLUME -5., 5., -1., 1., -0.4, 0.4
TARGET TISSUE DENS 5000
TARGET TISSUE AMPL 1.0, 1.0
TARGET TISSUE SEED 5678
PARAMETER SPEED 150000
PARAMETER FSAMP 50.E6
PARAMETER PRECISION 1.0E-3
SCAN B
MODE CONV F
MODE ENVE F
MODE CORR F
RANGE Z -12.
RANGE T *C 23.4, 24.6
RANGE X -2., 0., 41
PARA ASCA 0.7
GO
STOP
```

Bijlage 2.

In deze bijlage zijn opgenomen:

1. tabellen van de relatieve gemiddelde kwadratische fout ('e') in de impulsresponsies die berekend zijn volgens de de oorspronkelijke en de ZS2 methode met 5 verschillende seeds voor de randomgenerator;
2. het gemiddelde en de standaardafwijking per methode voor de fout e;
3. de simulatie gegevens waarmee de signalen zijn berekend.

De relatieve gemiddelde kwadratische fout ('e') in %.

	oorspr. methode	ZS2 methode
seed 1	0.10	1.57
seed 2	0.55	1.15
seed 3	0.58	1.10
seed 4	0.47	0.97
seed 5	0.81	1.46
gemiddelde	0.50	1.25
stand. afwijking	0.23	0.23

Commandofile voor simulatie met seed 1

```
TRANSDUCER FOCUS 8.0
TRANSDUCER RADIUS 0.65
TRANSDUCER WEEG 1., 0., -1.
TARGET TISSUE TYPE RANDOM
TARGET TISSUE VOLUME -5., 5., -1., 1., -0.4, 0.4
TARGET TISSUE DENS 500
TARGET TISSUE AMPL 1.0, 1.0
TARGET TISSUE SEED 2222
PARAMETER SPEED 150000
PARAMETER FSAMP 50.E6
PARAMETER PRECISION 1.0E-3
SCAN B
MODE CONV F
MODE ENVE F
MODE CORR F
RANGE Z -6.
RANGE T *C 11.4, 12.6
RANGE X 0., 0., 1
PARA ASCA 0.5
GO
STOP
```