

# Medisinsk ultralydsvbldning

Sverre Holm

Institutt for informatikk, Universitetet i Oslo

**Ultralydsvbldning i medisin er en enkel, sikker og kostnadseffektiv avbildningsmetode som er blitt mye utviklet de siste ti-årene. Også i Skandinavia har vi store og aktive forsknings- og industrielle miljøer for dette. I denne artikkelen blir de viktigste fysiske prinsippene gjennomgått sammen med de viktigste avbildningsmoder og bildeformater.**

## 1 Introduksjon

Ultralydsvbldning er en av de mest populære og rimelige avbildningsmodene i medisin. Dette skyldes flere forhold. Bildene kan tas uten inngrep, apparaturen er enkel og portabel i forhold til avbildning med røntgen computer tomografi (CT) eller magnetisk resonans (MR), og metoden har få farlige bivirkninger. Ultralydsvbldning brukes innen mange spesialiteter i medisin, særlig kardiologi (hjerteravbildning), abdominal avbildning (indre organer som lever og nyrer), obstetikk (foster) og gynekologi samt vaskulær avbildning (blodårer i hals, ben og armer).

I Norge er det et stort miljø for teknisk og klinisk utvikling av medisinsk ultralydsvbldning. Firmaet *GE Vingmed Ultrasound* i Horten, utvikler, produserer og selger ultralydinstrumenter til hele verden og er 'Center of Excellence' for ultralyd i kardiologi i GE Healthcare. Det er 130-140 ansatte i Norge og mange utenfor Norge. Figur 1 viser den nye generasjonen ultralydskannere. *Vingmed* ble startet av personer fra det teknisk-medisinske forskningsmiljøet i Trondheim. Det var utviklingen av Doppler-baserte teknikker på 70- og 80-tallet som ga grunnlaget for *Vingmeds* suksess [1], [2]. Dette er blitt fulgt opp med utviklingen av digitale scannere med fasestyrte arrayer på 90-tallet og nye moder som tøyning og sanntids 3D de senere årene. Andre firmaer er *Medistim* som lager ultralydutstyr for kvalitetskontroll og dokumentasjon under hjertekirurgi og *Sonowand* som lager 3D ultralydbasert utstyr for navigasjon ved operasjoner i hodet.

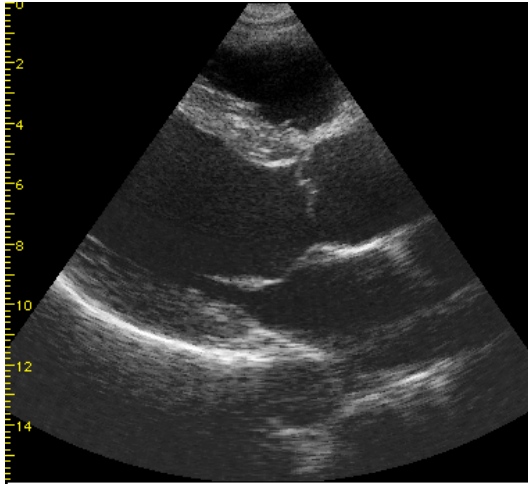
Bruk av ultralyd, og forskning på kliniske aspekter ved ultralyd, foregår ved mange sykehus i Norge. Forskning på fysiske og tekniske sider foregår ved flere universiteter. Dessuten hadde *GE Healthcare* (tidligere *Nycomed Amersham Imaging*) i Oslo en gruppe som arbeidet med utvikling av ultralydkontrastmidler, men dette arbeidet ble avsluttet i 2003.

I Danmark er det også et aktivt miljø innen ultralydsvforskning, spesielt ved Danmarks Tekniske Universitet. De har et nært samarbeid med B-K Medical som lager avbildningssystemer spesielt for urologi og kirurgi, og som har ca 300 personer ansatt over hele verden.

Et typisk ultralydhjertebilde ser ut som vist i figur 2. Dette er et todimensjonalt romlig bilde som viser et snitt gjennom hjertet. I dette bildet øker lysstyrke med ekkostyrke. Figuren viser hjertet sett fra siden (se figur 3), og en ser venstre hjertekammer til venstre (dybde 3,5 - 7,5 cm), den lukkede aortaklaffen og hovedpulsåren øverst til høyre (dybde 4 - 7 cm), og den åpne mitralklaffen mellom venstre forkammer og hjertekammer midt i bil-



Figur 1: 3D ultralydskanner for medisin, *GE Vivid 7 Dimension* (Used with permission by *GE Healthcare*).

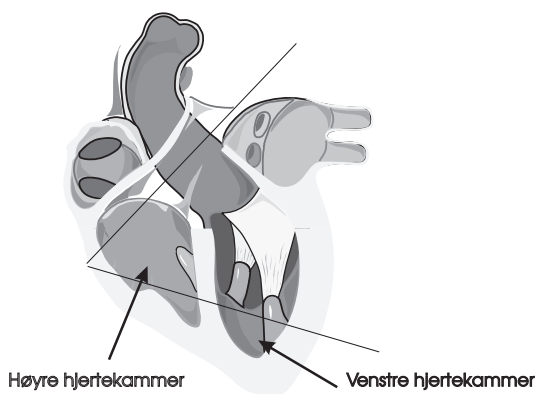


Figur 2: 2-dimensjonalt B-mode bilde fra en person med god bilde kvalitet tatt på tvers av hjertet (parasterntall langeaksessnitt).

det, og venstre forkammer under til høyre (dybde 8 - 11 cm). Hjerteveggene vises som hvitt, da disse gir kraftigere ultralydekk enn blodet i kamrene.

Disse bildene er som regel enklere å forstå når de vises som en tidssekvens enn bare som stillbilder. Det er umiddelbart klart at det ikke overalt er et klart skille mellom hjerteveggen og blodvolumet i hjertekammeret, noe som vanskeliggjør f.eks. automatisk kantdeteksjon. Dette illustrerer noen av utfordringer en står overfor ved bruk av signal- og bildebehandling i ultralydinstrumentering.

I denne artikkelen vil de viktigste fysiske prinsippene



Figur 3: Anatomisk bilde av hjerte. Ultralydbildet i Fig. 2 er tatt opp i sektoren som er avmerket.

for ultralyd behandles. Dessuten vil de viktigste måtene dette utnyttes i skannere på presenteres. Artikkelen er skrevet både for medisinerne som ønsker bakgrunnsstoff for å få bedre forståelse av ultralydabildning, og for fysikere som ønsker å se hvordan prinsipper i akustikk utnyttes til avbildning. Formler er samlet i egne faktabokser slik at interesserte kan lese dem som en utdypning av hovedteksten.

Artikkelen starter med en gjennomgang av de viktigste fysiske prinsipper som bestemmer oppløsning og evne til å avbilde i dybden, deretter nevnes Dopplereffekten og effekten av ikke-lineær akustikk. De forskjellige operasjonsmåter og bildetyper som brukes for avbildning av vev og måling av blodhastighet blir så behandlet. De viktigste deler av et ultralydinstrument blir så behandlet. Det er utviklet mange probetyper og bildeformater, og deres tilpassing til begrensninger i størrelse og adgang som forskjellige deler av kroppen setter, blir gjennomgått. Til slutt diskuteres sikkerhet ved ultralydabildning.

## 2 Hovedprinsipper

Ultralyd er betegnelsen for mekaniske bølger med svingetall (frekvens) over hørbart område. Ultralyd karakteriseres ved:

- Intensitet, som er gitt av trykkamplitude.
- Frekvens, målt i Hertz (Hz). Hørbart lyd har mellom 20 og 20000 Hz. I vanlig medisinsk ultralyd brukes frekvenser fra ca 2 - 10 MHz. I intravaskulær avbildning (avbildning fra innsiden av blodårer) brukes også frekvenser helt opp i 30 MHz.
- Bølgelengden, i det følgende betegnet med  $\lambda$ .

Lydhastigheten er en viktig egenskap ved mediet som lyden forplanter seg i. I luft er den 340 m/s, i vann ca 1500 m/s. Vev er omtrent som vann, og har en lydhastighet på omkring  $c = 1540$  m/s. Siden bølgelengden  $\lambda = c/f$ , blir den for medisinsk ultralyd i området 0,15 - 0,75 mm. Til sammenligning er bølgelengden for hørbart lyd i området 2 cm til 20 m. Ultralyd i kroppen kan brukes til avbildning opp til ca 20 cm avstand, og innenfor denne skalaen har ultralyd egenskaper som mer minner om egenskaper ved synlig lys enn de man vanligvis forbinder med hørbart lyd:

- Lydbølgen beveger seg i en rett lydstråle som kan fokuseres og avbøyes.

## Bølgeligningen

Bølgeligningen i 3 dimensjoner i et homogent, tapsfritt, ikke-dispersivt og lineært medium er:

$$\nabla^2 s = \frac{\delta^2 s}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 s}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 s}{\delta z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\delta^2 s}{\delta t^2}$$

$s(x, y, z, t) = s(\vec{x}, t)$  kan representere trykkvariasjoner, hastighet eller hastighetspotensiale, og  $c$  er lyd hastigheten.

Løsningen er i form av harmoniske bølger:

$s(\vec{x}, t) = A e^{j(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{x})}$  der frekvensen er  $f = \omega/2\pi$  og bølgetallet er  $k = |\vec{k}| \equiv 2\pi/\lambda = \omega/c$ .

Den enkleste måten å beskrive et medium med tap er:

$$\nabla^2 s = \frac{1}{c^2} \frac{\delta^2 s}{\delta t^2} + \gamma \frac{\delta s}{\delta t}$$

der  $\gamma$  er en positiv konstant. Dette gir et komplekst bølgetall med en reell og en imaginær del og en løsning som er:  $s(\vec{x}, t) = A e^{\vec{k}_{Im} \cdot \vec{x}} e^{j(\omega t - \vec{k}_{Re} \cdot \vec{x})}$ . Damping vil øke omtrent kvadratisk med frekvens.

I kroppsvev øker dampingen omtrent proporsjonalt med frekvensen. Det gir en bølgeligning med et litt mer komplisert dampingstillegg som enten kan formuleres ved hjelp av fraksjonelle (dvs. ikke-heltallige) deriverte ([4]) eller i form av integraledd, se [2].

- En lydbølge som treffer et medium som har vesentlig andre egenskaper enn bløtvev, vil så og si bli totalreflektert. Forskjeller i produktet av tetthet og lyd hastighet er den bestemmende parameteren. Stor refleksjon får en mot bein og mot luft. Dette gjør at en ikke kan få bilder hvis det er deler av lungen som ligger foran hjertet, det er også vanskelig å avbilde mage og tarmen da de ofte inneholder luft, og det er viktig å ha nok ultralydgel på proben for å få god kontakt mellom proben og huden.

Ultralyd genereres ved hjelp av piezoelektrisk keramikk med elektroder på hver side. Dette kalles en transducer, probe eller sonde, se figur 4.

Keramikken har den egenskapen at den komprimeres og ekspanderes i takt med påtrykt elektrisk spenning. Denne bevegelsen overføres til vevet. Omvendt vil mekanisk påvirkning utenfra generere elektrisk spenning,



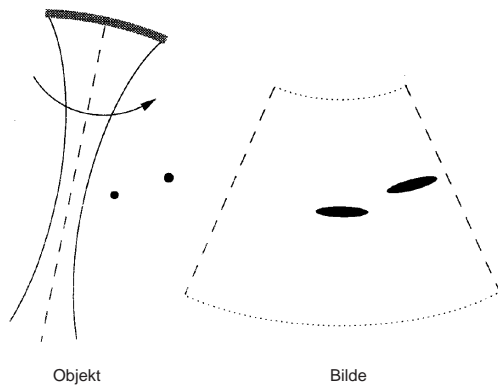
Figur 4: Bilde av ultralydprobe for kardiologi. Kabelen kommer ut øverst til venstre og er koplet til ultralydinstrumentet. Fronten av proben er på ca 20 x 15 mm og det er vist oppdeling i noen få individuelle stavelementer. I praksis er det mellom 48 og 128 slike elementer

slik at proben kan brukes både som sender og mottaker ved hurtig vekslning mellom sender og mottaker modus. Avbildning er basert på en pulsekkomåling. Det er det samme prinsippet som brukes i radar og ekkolodd. En kort puls sendes ut fra proben, forplanter seg gjennom mediet og gir tilbake en reflektert puls hver gang den treffer en vevsovergang. Tiden det tar fra pulsen sendes ut til ekko mottas i proben gir et mål for avstanden til det reflekterende området.

## 2.1 Oppløsning

Ultralydssystemets oppløsningsevne er et mål for hvor små detaljer som kan avbildes. I et ultralydssystem er det forskjellige mekanismer som bestemmer radiell oppløsning (i lydstrålens retning) og lateral oppløsning (på tvers av lydstrålen). Figur 5 viser sammenhengen mellom et objekt under avbildning (til venstre) og bildet, se også egen faktaboks for formlene som gjelder. Vanligvis er oppløsningsevnen loddrett på strålen (lateral oppløsning) dårligere enn radiell oppløsning. Radiell oppløsning blir bedre jo kortere den utsendte pulsen er.

Siden en kort puls inneholder flere frekvenser enn en lang, krever den en større frekvensbåndbredde av proben. På 90-tallet har nye teknikker og keramiske komposittmaterialer gjort det mulig å lage prober med båndbredder på 50 - 80% av ultralydfrekvensen, og tendensen går mot opp mot 100 % relativ båndbredde. Vanligvis er derfor radiell oppløsning bare noen få bølglengder. Lateral punktstørrelse er avhengig av forholdet



Figur 5: a) Skanning av to punktformede objekter, proben med lydstrålen til venstre. b) Det resulterende ultralydbilde. Merk at lateral oppløsning er vesentlig dårligere enn radiell oppløsning

mellom bølglengden og probens størrelse, og øker lineært med avstanden fra proben. Dette er i motsetning til radiell punktstørrelse som er uavhengig av avstand. Formler for dette er gitt i egen faktaboks.

I motsetning til f. eks. radar og sonar avbilder ultralyd objekter i nærfeltet til proben. Dette er også en egenkap som er felles med optikk, og dermed må en gjøre fokusering av strålene. Dette er illustrert på figur 6. En probe med størrelse  $D$  som er fokusert i dybden  $F$ , er vist. Figuren viser lateral strålebredde med dybde mot høyre. Fokusering resulterer i et optimalt dybdeområde, dybdeskarpheten, som er vist på figuren. I ultralyd-instrumenter gjøres denne fokuseringen automatisk på mottak. Dette kalles dynamisk fokusering. På litt større prober kan ofte brukeren stille sendefokus manuelt.

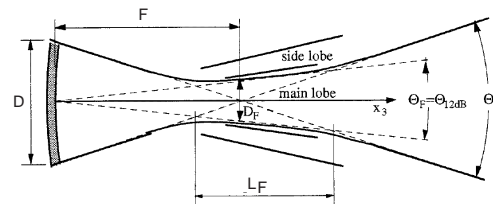
Ut fra det som er sagt om oppløsning skulle det være en fordel med størst mulig probe for å få best mulig lateral oppløsning. Det er imidlertid andre begrensninger som kommer inn. I kardiologi begrenser avstanden mellom ribbeina største probemål til ca 20 mm. Ved avbildning av blodårer f.eks i halsen og ved avbildning av indre organer som lever og nyrer har en ikke slike begrensninger. Andre begrensninger som da spiller en rolle kan være utstyrskostnad, da større prober som regel krever flere elektronikkanaler. For høykvalitetsutstyr vil fysiske begrensninger som skyldes små inhomogeniteter i vevet (aberrasjoner) begrense nytten av store prober.

### Oppløsning og dybdeskarphet

Oppløsning langs strålen (radiell oppløsning) er gitt av pulsens lengde,  $\tau$ , og er  $\Delta r = c\tau/2 = c/2B$  der  $B$  er pulsens båndbredde.

Oppløsning på tvers av strålen (lateral oppløsning) er primært gitt av probens størrelse (aperture),  $D$ , og er  $\Delta l = \lambda \cdot F/D$ . Formelen gjelder i fokus og da øker verdien proporsjonalt med dybden,  $F$ , dvs. at oppløsningen blir dårligere. Radiell og lateral oppløsning er illustrert i figur 5.

Dybdeskarpheten for en aperture fokusert ved dybde  $F$  er gitt ved:  $L_F \approx \pm \lambda \left(\frac{F}{D}\right)^2$ .



Figur 6: Strålebredde for en transducer med aperture  $D$  til venstre i bildet. Fokuspunktet er i avstand  $F$  og dybdeskarpheten er  $L_F$ .

### 2.2 Demping og gjennomtrenging

Det skulle også være en fordel med høyest mulig ultralydfrekvens. Både pulslengden, dvs. radiell oppløsning, og lateral oppløsning skulle da bli best mulig. Dette er bare delvis riktig, fordi det er en annen fysisk begrensning som ikke ennå er diskutert, nemlig demping. Jo høyere frekvens, dess mer demper vevet ultralydenergien. Dette begrenser rekkevidden. En gjennomsnittsverdi for demping er 0,5 dB per cm vev per MHz senterfrekvens. Derfor er det i praksis slik at lave frekvenser som 2,5 - 3,5 MHz brukes ved kardiologi på voksne, 3,5 MHz brukes til generell abdominal avbildning, 3,5 - 5 MHz ved fosteravbildning og 5 - 7,5 MHz ved pедиatrik kardiologi og ved avbildning av perifere kar.

I ultralydinstrumenter er det lagt inn automatisk kompensasjon for dempingen i 'standard vev'. En annen effekt av demping kan en se ved avbildning av cyster

## Dopplereffekten

Frekvensskiftet fra et signal med frekvens  $f_0$  som reflekteres fra et objekt med hastighet  $v \ll c$  som beveger seg i vinkel  $\theta$  i forhold til lydstrålen er:

$$f_d = 2f_0 \frac{v \cos \theta}{c}$$

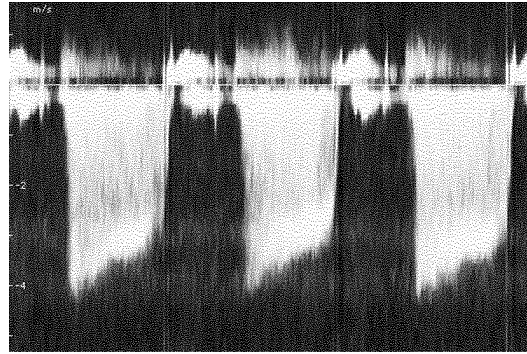
For blod brukes  $c = 1560$  m/s.  $\theta = 0$  betyr at lydstrålen er parallell med objektets bevegelse. Ved måling kan det ofte være vanskelig å få lydstrålen til å ha stor nok komponent langsmed blodstrømmen. Dette gjelder f. eks. ved måling av blodhastighet i halspulsårene da de er parallelle med halsens overflate. En må derfor vinkle lydstrålen som vist i figur 15.

og forkalkninger. Væskefylte cyster vil dempe mindre enn vevet omkring, og signalet under vil derfor ha en tendens til å bli sterkere. Dette vises som et lysere bilde. Det motsatte er tilfelle med en forkalkning som reflekterer og demper mer enn omliggende vev og etterlater seg en mørkere stripe.

### 2.3 Dopplereffekten

Når det som avbildes er i bevegelse vil mottatt frekvens bli en annen enn den utsendt. Dette er Dopplereffekten, samme effekt som en kan høre når et tog fløyter. Tonen er høy (dvs. høy frekvens) når toget nærmer seg og lav når det fjerner seg. Sammenhengen mellom frekvensen og hastighetene er vist i egen faktaboks. Dopplerskiftet øker med utsendt frekvens og objektets hastighet og er invers proporsjonal med mediets lydshastighet.

De røde blodlegemene er de viktigste spredere for Dopplerskift. De gir et meget svakt signal i forhold til ekkoet fra stillestående vev omkring. Dette setter store krav til dynamikk ved instrumentdesign. Dopplerfrekvensen velges vanligvis på nedre del av en probes frekvensbåndbredde, f.eks bruker en 7,5 MHz probe gjerne 5-6 MHz som Dopplerfrekvens, og med vanlige blodhastigheter blir differensen mellom utsendt og mottatt frekvens i det hørbare området. Det er derfor vanlig å sende dette ut på høyttalere samtidig som hastighetsspektret som funksjon av tid vises på skjermen til ultralydinstrumentet, se eksemplet i figur 7.



Figur 7: Dopplerspektrum tatt opp i aortaklaffen fra hjertespiessen. Positiv hastighet er normalt, negativ er en lekkasje tilbake.

### 2.4 Ikke-lineære effekter

Det har lenge vært kjent at både vann og kroppsvev er ikke-lineære medier for akustiske bølger. Lenge har man trodd at den relativt store dempingen i vev i forhold til i vann gjorde at ikke-lineære effekter spilte liten rolle ved avbildning. I forbindelse med avbildning av ultralyd kontrastmidler, som er ikke-lineære spredere, ble det laget skannere som mottar på den dobbelte frekvensen av den som det sendes på. Dette er en måte å skille ekkoet fra kontrastmidlet fra vevet på, da kontrastmidlet har mye sterkere ikke-linearitet. Dermed kan en få fram hvor blodet strømmer på en klarere måte, f.eks. i de små årene i nyrene og ved kartlegging av infarkt som er manglende blodstrøm i deler av hjertemuskel.

En stor overraskelse var det at dette viste seg ofte å gi forbedrede bilder også uten kontrastmidler til stede i blodet. En av grunnene er at høyere frekvens gir bedre lateral oppløsning, altså en skarpere stråle. Dessuten gjør ikke-lineariteten at det ikke sendes ut så mye energi i andre retninger enn den ønskede (reduerte sideløber). Den ikke-lineære effekten er også slik at lyd på den andre harmoniske tilsynelatende genereres av en fordelt kilde som ligger i området mellom omtrent en cm fra proben og til dens fokuspunkt. Det gjør at strålen påvirkes mindre av faseforvrengning (aberrasjoner) i fettlag o.l. i underhuden og av reverberasjoner, dvs etterklang, i det samme området. Faktaboksen beskriver ikke-linearitet i noe mer detalj.

## Løsning av bølgeligningen i ikke-lineært medium

I et ikke-lineært medium får bølgen en lydshastighet som varierer med amplituden,  $s$ , [3]:

$$c(t) = c \left( 1 + \frac{B}{2A} \frac{s(t)}{c} \right)^{\frac{2A}{B} + 1}$$

A og B er koeffisientene til 1. og 2. ordens leddene i en Taylor-rekke for trykket. Forholdet  $\frac{B}{A}$  er derfor et mål for ikke-linearitet. For saltvann er dette forholdet 5,2, mens det for blod og vev varierer fra 6 til 10. Ikke-linearitet gjør at deler av bølgeformen med høyt trykk forplantes raskere enn de med lavt trykk. Det skaper forvrengning av bølgeformen og dannelse av harmoniske. Etter som bølgen brer seg ut blir mer og mer av energien overført til høyere harmoniske.

## 3 Avbildningsmodi

Et ultralydinstrument kan operere i forskjellige modi, og ofte med to eller tre av dem samtidig. De viktigste er beskrevet her.

### 3.1 Todimensjonalt bilde

Figur 2 i begynnelsen av artikkelen viser et 2D bilde som gjerne kalles *B-mode display* der B står for Bright-



Figur 8: Bilde av hjerte tatt fra hjertespiessen (apikalt) på 2.5 MHz basert på lineær akustikk. Dette er mer typisk bildekvalitet fra en pasient enn figur 2



Figur 9: Apikalt bilde av hjerte på med sending på 1.7 MHz og mottak på 3.4 MHz basert på ikke-lineær akustikk

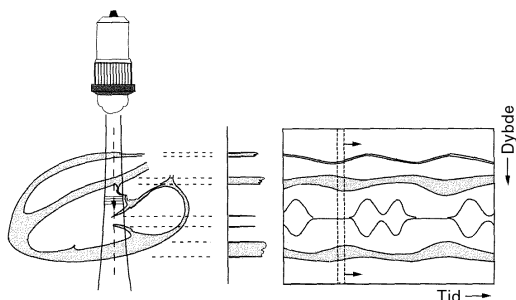
ness. Dette er standardbildet i ultralydabildning. Det viser geometrien i det organet som avbildes og bruker lysstyrke for å vise sterkere ekko. Det baserer seg på sending og mottak på samme frekvens, altså lineær akustikk. Et bilde med en mer typisk bildekvalitet er vist i figur 8. Dette er et bilde som er tatt fra hjertespiessen, dvs. nedenfra og opp i figur 3. Dette bildet er ganske mye vanskeligere å tolke da det har mye dårligere kontrast.

### 3.2 Harmonisk avbildning

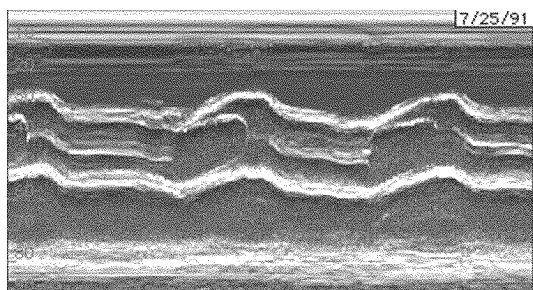
De siste årenes utforskning av vevets ikke-linearitet og dermed dets evne til å forvrengte bølgeformen slik at harmoniske oppstår, har ført til forbedret bildekvalitet. Figur 9 viser samme bildet som figur 8 og på samme person, men med klarere kontrast mellom vev og blod og mindre etterklang (reverberasjoner) i nærfeltet. Denne typen avbildning kalles gjerne harmonisk avbildning eller oktavavbildning.

### 3.3 M-mode

I M-mode bildet (M – Motion) vises ekkostyrke langs en linje i objektet som funksjon av tid over flere sekunder (figur 10). Dette er akkurat som i et ekkolodd. Bildet i figur 11 er et M-mode bilde som er tatt langs en linje i B-mode bildet (figur 2) som går gjennom aortaklaffen. En ser hovedpulsåren og klaffen inne i denne. Til venstre er klaffen i ferd med å lukkes og hele bildet viser litt over to hjerteslag.



Figur 10: Illustrasjon av M-mode. Til venstre vises et hjerte med en stråle som står fast i rommet, til høyre det resulterende bildet med tid som abscisse og avstand fra proben som ordinat.



Figur 11: M-mode bilde av aortaklaffen.

### 3.4 Dopplerspektrum

Som M-mode bildet er også Dopplerspektret tatt opp langs en stillestående linje. Blodets Dopplershift (se egen faktarute) beregnes i et lite volum og vises i form av en hastighet som funksjon av tid. Ideelt sett skulle det området det måles i ("sample volume") være minst mulig, men for å øke følsomheten kan radiell lengde økes. Dermed mistes noe av lokaliseringnøyaktigheten.

Bildet i figur 7 viser blodhastighet gjennom aortaklaffen. Den store negative hastigheten som starter på -4 og faller til -3 m/s er en jet-strøm som lekker tilbake gjennom klaffen. Merk at en ikke kan si noe om hvor mye blod som lekker tilbake ved å se på dette bildet, da må en og vite arealet det strømmer gjennom. Ved hjelp av Bernoullis ligning (se egen faktarute), kan en estimere at trykkforskjellen over klaffen faller fra 64 til 36 mm kvikksølv. Sammenlignet med de normale trykk i hjertet (80 til 120 mmHg) tyder det på at lekkasjen er så stor at en stor del av trykket forsvinner i løpet av høytrykksfasen (trykkutjevning).

### Bernoullis ligning

Bernoullis ligning gir sammenhengen mellom trykk og strømningshastighet mellom to tverrsnitt i et rør når det antas en stasjonær, ikke-viskøs strøm og at væsken ikke er kompressibel:

$$p_1 - p_2 = \frac{\rho}{2}(v_2^2 - v_1^2) + \rho g(h_2 - h_1)$$

Denne ligningen ble anvendt første gang på blodstrøm gjennom en hjerteklaff i [5]. De fant at en kunne neglisjere trykkforskjellen som skyldtes høydeforskjellen ( $h_2 - h_1$ ) og tyngdens aksellerasjon ( $g$ ), at strømmen var stasjonær nok til at en kunne neglisjere aksellerasjonsledd, og at hastigheten på høytrykksiden av åpningen kan neglisjeres. Når en setter inn tetthet  $\rho = 1025 \text{ kg/m}^3$  for blod og regner trykkforskjeller i mmHg (760 mmHg svarer til  $1.01 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$ ), blir ligningen:

$$\Delta p[\text{mmHg}] \approx \frac{760 \cdot 1025}{2 \cdot 1.01 \cdot 10^5} v^2 \approx 3.86 v^2$$

Legene forenkler ofte enda mer og bruker 4 som proporsjonalitetsfaktor [1].

Bekreftelsen på at denne ligningen gjelder, markerer gjennombruddet for Dopplermålinger, da den oversetter hastigheter til den størrelsen man egentlig er interessert i, nemlig trykkforskjeller.

Dopplerspektret måles på to forskjellige måter: Pulset Doppler (*PW-Pulsed Wave*) og kontinuerlig Doppler (*CW-Continuous Wave*). Forskjellen er lengden på utsendt puls. Ved kontinuerlig utsendelse mistes all oppløsning langs strålen (i dybde), men følsomheten forbedres i forhold til pulset Doppler. Dessuten har ikke CW noen øvre grense for målt hastighet. I PW er den øvre grensen gitt av pulsrepetisjonsfrekvensen.

### 3.5 Fargedoppler

I fargedoppler måles Dopplershift over et areal i bildet, i stedet for bare langs en linje som ved spektral Dopplermålingen. Dermed får en et todimensjonalt bilde. Middelhastigheten fargekodes og vises overlappret et 2-D B-mode bilde. I tillegg kan informasjon om turbulens, som ofte er en indikasjon på unormal blodstrøm, vises. Den finnes fra Dopplershiftets båndbredde. Som ved Dopp-

lerspektret er det slik at jo større “*sample volume*” jo bedre følsomhet, men dårligere lokalisering. Dessuten kan en endre tiden en måler i hver retning (antall pulser i hver retning). Jo flere pulser, jo større følsomhet, men lavere oppdateringsrate på bildet og mindre evne til å se raske variasjoner.

I de senere årene er en variant av fargedoppler, der bare effekten til dopplersignalet vises, blitt utviklet (*Power Doppler*). Dette gir større følsomhet, men mindre kvantitativ informasjon og ingen retningsinformasjon. Dette gir særlig god visualisering av de små blodårene i organer som nyrer, se [6] for eksempel på dette.

En god fargedoppler krever et filter som skiller stasjonære mål fra bevegelige. Det skal skille det sterke vevs-signalet med liten relativ hastighet, fra det vesentlig svakere signalet fra blodet. Dette filterets parametere er stillbare for brukeren.

### 3.6 Tøyning

Dopplermodene ble opprinnelig bare brukt for karakterisering av blodets hastighet. Men etterhvert er de tatt i bruk for å finne hastigheten til vevet også. De senere årene er det utviklet en avbildningmetode som bytter om rollene for hva som er ønsket og uønsket, og viser det sterke vevs-signalets hastighet. Denne moden (*Tissue Velocity Imaging*) kan vise hjerteveggenes bevegelser bedre enn en kan se på et B-mode bilde.

I en så dynamisk varierende muskel som hjertet er det også verdifull informasjon å finne i tøyningen og tøyningraten til vevet da det sier noe om deformasjon, ikke bare bevegelse. Deformasjon sier noe om hele hjertemuskelens arbeider aktivt eller om deler av den er satt ut av spill pga. infarkt. Se egen faktaboks om tøyning og tøyningstrate.

## 4 Ultralydinstrumenter

Et ultralydinstrument kan i prinsippet tenkes bygget opp av tre hovedmoduler i tillegg til probe og monitor. Dette er vist på figur 12. Proben skal både sende og motta akustisk energi og i kontinuerlig Doppler moden skal den til og med kunne gjøre det samtidig. Den består av mange uavhengige elementer (opp til ca 200) som kan ha bredde ned til 0.1 mm, se [7] for mer om forskjellige probetyper.

RF (*Radio Frequency*) innsamlingsenheten styrer hvert element uavhengig for å oppnå den ønskede avbøyning og fokusering av ultralydstrålen. Denne enhe-

### Tøyning og tøyningstrate

Tøyning er relativ forlengelse eller forkortelse  $\epsilon = \Delta L/L_0$ , der  $L_0$  er lengde og  $\Delta L = L - L_0$  er endring. Tøyningraten eller tøyningshastigheten er dens tidsderiverte,  $\epsilon/\Delta t$ . Tøyningraten kan finnes fra hastighetsgradienten:

$$\frac{\Delta v}{L_0} = \frac{L - L_0}{\Delta t L_0} \approx \frac{\Delta L/L_0}{\Delta t} = \frac{\epsilon}{\Delta t}$$

Da vevshastighet finnes direkte fra Dopplersignalet kan man ta forskjellen i vevshastighet på to nærliggende punkter og dividere på avstanden mellom dem. Artikkelen [8] var en av de første som viste dette.

Siden hastighet er den deriverte av forflytning, kan forflytningen finnes ved tidsintegrasjon. På samme måte kan tøyning finnes ved tidsintegrasjon av tøyningraten.

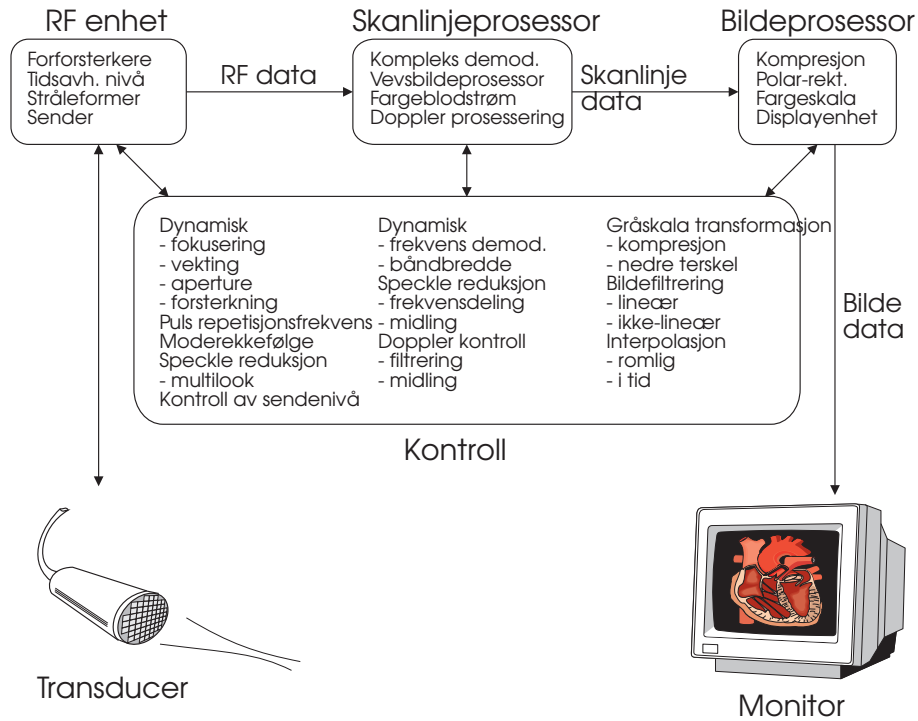
Tøyningraten er basert på differanser så det betyr ekstra følsomhet for støy. Dette må det tas hensyn til for å få gode estimater. Dessuten får man begrensede data da det er et tre-dimensjonalt problem, men der man bare kan estimere verdier i en dimensjon, dvs. langs ultralydstrålen.

Alternativt kan tøyning finnes direkte ved å følge speckle i gråskalabildet.

ten består av analog og digital elektronikk som kombinerer de mange signalene fra proben til én utgang. Dette gjøres ved hjelp av en stråleformer som dynamisk for-sinker de enkelte kanaler i forhold til hverandre og sørger for at ekkosignalene fra hvert enkelt element i proben summeres koherent. Stråleformeren kan betraktes som en signalprosessor som opererer både i tidsdomenet og det romlige domenet. I dag lages den digitalt, og det er behov for så mye beregningskapasitet at den må lages ved hjelp av kundespesifiserte integrerte kretser.

Skanlinje prosessoren gjør signalbehandling i tidsdomenet og trekker ut informasjon fra RF-signalet som er samlet inn. Denne prosessoren er egentlig tredelt: en del for å ta ut B- og M-mode data, en del for farge-Doppler og en spektralanalysator for spektral Doppler data. Implementering ble tidligere gjort ved hjelp av signalprosessorer, men i dag kan en standard PC gjøre denne operasjonen.

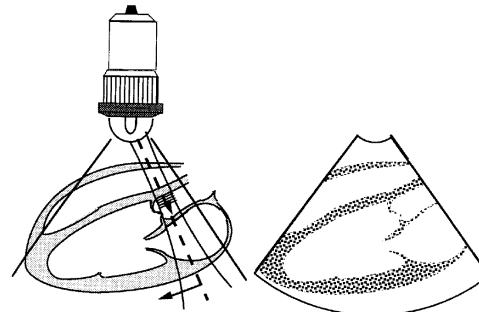




Figur 12: Blokkskjema over typisk ultralydinstrument

Displaydelen består av en programvare som transformerer skannelinje data til et format som passer en skjerm. Den viktigste operasjonen er skankonvertering som er en omforming fra rektangulært til polart displayformat. I tillegg gjøres også amplitudekompresjon og bildefiltrering.

For å styre hele skanneren finnes også en kontrollenhet som er implementert som programvare. Den skal sørge for at alle moduler styres rett og gir optimal utheating av informasjon fra de svake ultralydsignalene.



Figur 13: Sektorskanformat. Venstre side viser skannesituasjonen der en probe holdes på brystkassen over hjertet og høyre side viser resulterende ultralydbilde.

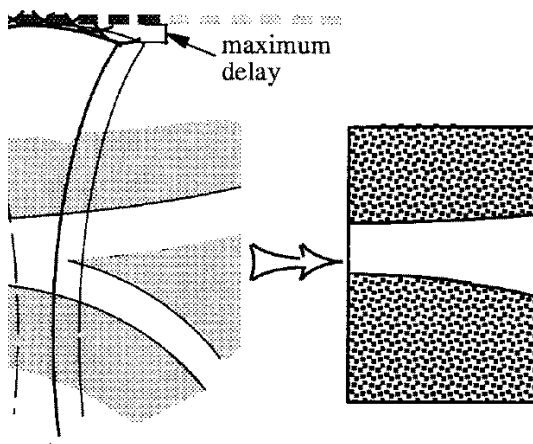
## 5 Probetyper og bildeformater

Det finnes 3 forskjellige bildeformater i vanlig bruk. 3D er også tatt med her som et fjerde bildeformat.

### 5.1 Sektorskan

I dette formatet sendes 100–200 lydstråler ut med forskjellige vinkler som vist i figur 13. Fordelen er at en kan få et bredt bilde gjennom et lite vindu. Dette formatet brukes derfor særlig i kardiologi, se bildet i figur 2. Adgangen er begrenset til mellomrommet mel-

lom ribbeina og det kan brukes både mekanisk vippende prober og elektronisk styrte prober (fasestyrt array som avbildet i figur 4). Sektorskan med fasestyrt array krever mer tidsforsinkelse, og dermed en dyrere stråleformer, enn noen av de andre probetyperne.



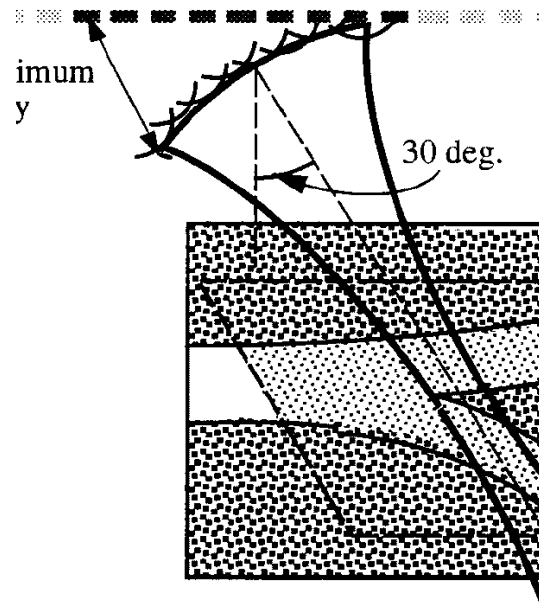
Figur 14: Lineærskan. Venstre side viser skannesituasjonen der en probe holdes over halspulsåren og høyre side viser resulterende ultralydbilde.

## 5.2 Lineærskan

Dette formatet er rektangulært og har samme bredde i nær- og fjernfelt. Bildet dannes ved et elektronisk array der bare en del av proben brukes for hver stråle. Den aktive delen av proben flyttes ved svitsjing for å danne neste stråle osv. Dette formatet brukes gjerne for ganske grunn avbildning, dvs høye frekvenser. Det er særlig brukt ved avbildning av perifere kar ved 5 og 7,5 MHz (se figur 14). For å få et godt Dopplerspektrum og god fargedoppler må strålen vinkles i forhold til blodstrømmen. En må derfor kunne vinkle strålen 10 – 30° som vist i figur 15.

## 5.3 Krumt skan

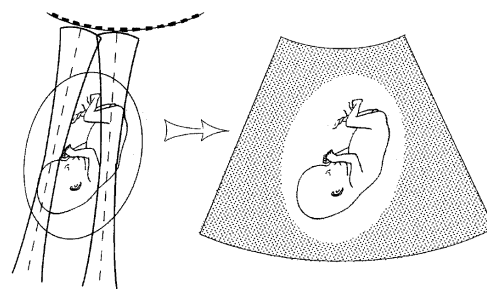
Dette formatet kombinerer den enkle elektronikken til lineærskannet og den store bildebredden i fjernfeltet til sektorskannet med en stor probe. Bare en del av proben brukes for hver stråle, og den aktive delen flyttes for hver stråle. Denne typen probe brukes særlig ved 3,5 og 5 MHz i abdominal- og fosteravbildning, se figur 16. Proben karakteriseres ved sin krumningsradius, og 40 - 60 mm er vanlig. Den kan også brukes i prober som stikkes inn i kroppen (transvaginale og transrektale prober) da de skal være små og gjerne har krumningsradier i området 10 - 20 mm.



Figur 15: Lineærskan med vinklet stråle for bruk ved Doppleravbildning

## 5.4 3-dimensjonalt bilde

Dette er et bildeformat som ble utviklet i løpet av 90-tallet. Opprinnelig ble data samlet inn ved å sette sammen mange 2-D bilder, enten ved å rotere, vippe eller å dra proben i en rettlinjert bevegelse f.eks langs en arterie. På et så dynamisk varierende organ som hjertet ble det gjerne brukt mange hjertesykluser og en antagelse om at hjertet beveget seg likt for hvert slag. For avbild-



Figur 16: Krumt skan. Venstre side viser skannesituasjonen der en krum probe holdes over et foster i livmoren og høyre side viser resulterende ultralydbilde.



Figur 17: Skjematisk bilde av ultralydprobe for 3D avbildning med et matrisearray.

ning av foster er mekaniske 3D-prober helt fine da det er mye mindre bevegelse.

I 2004 kom de første brukbare probene som var basert på matrisearray (se figurene 17 og 1). En slik probe kan styres i to plan og trenger derfor ingen mekanisk bevegelse. De første systemene kan ta opp et volumbilde av hjertet på noen få slag, men utviklingen går mot at dette kan gjøres på ett slag, se egen faktaboks om bilderate i 3D. En matriseprobe for hjertet har typisk 2-4000 elementer. Både det store antallet og deres høye impedans gjør at de ikke kan føres i kabel til skanneren. Derfor blir stråleformingen delt i to trinn, en integrert mikrostråleformer i proben og en konvensjonell stråleformer på typisk 128 kanaler i skanneren, [9]. De første systemene bruker en analog mikrostråleformer som reduserer antall elementer til 128. I tillegg må skanneren ha parallellitet for å få opp bilderaten (Multi Line Acquisition). Se eksemplet i faktaboksen.

Alle senderne i systemet må og distribueres utover proben. Det beste er å ha en konfigurertbar svitsj i proben. Men alternativet er å ha en fast kobling, f.eks ved et array av dioder, slik at elementene er koblet sammen for høynivå sendersignaler, men ikke for lavnivå mottaker-signaler. Da senderen ofte går på en relativt lav frekvens i harmonisk avbildning og i Doppler-modene kan man koble sammen f.eks. 2x2 elementer. 256 sendere blir da fordelt ut på 1024 elementer som vil dekke 25-50% av transducerflaten. Det gir bredere sendestråle enn mottakerstråle, men dette er ønskelig fordi den skal dekke flere parallelle mottakerstråler [10].

## 6 Bioeffekter av ultralyd

Ultralydenergi kan gi opphav til både ønskede og uønskede termiske og mekaniske bioeffekter. Dette utnyttes også klinisk: termiske effekter i utstyr for oppvarming av muskler og sener i fysioterapi, og mekaniske effekter ved knusing av nyre- og gallestein og ved ultralydkirurgi. Lokal oppvarming skyldes avsetning av energi.

### Bilderate i 3D

Et M-mode skan har en puls repetisjonsfrekvens som er gitt ved

$$PRF = c/2d_{max} \quad (1)$$

der  $d_{max}$  er største dyp. Et typisk eksempel i kardiologi kan være  $d_{max}=23.1$  cm og da blir  $PRF = 3333$  pulser pr sekund.

I 2D mode må strålene ligge med avstand på  $p=25-50\%$  av den laterale oppløsningen,  $\Delta l$  (se egen faktaboks). Den ønskede sektorens bredde,  $\Theta_{AZ}$ , bestemmer hvor mange stråler som trengs for å dekke sektoren. I tillegg kan skanneren ta i mot et lite antall stråler i parallell,  $N_{MLA}$ , for å øke bilderaten (MLA = Multi Line Acquisition):

$$N_{az} = \frac{\Theta_{AZ}}{N_{MLA} \cdot p \cdot \Delta l} \quad (2)$$

Hvis proben har oppløsning,  $\Delta l = 1.5^\circ$ ,  $p = 0.33$  og en sektor på  $\Theta_{AZ} = 90^\circ$  skal dekkes så blir antall stråler for å dekke sektoren  $N_{AZ} = 180$  når skanneren ikke har parallelle stråler. Det gir bilderate  $FR_{2D} = PRF/N_{AZ} = 3333/180 = 18.5$  bilder pr sekund.

Ved 3D-skanning med samme sektorstørrelse og stråleavstand i dimensjon nr 2, elevasjon, blir  $FR_{3D} = FR_{2D}/N_{EL} = 18.5/180 = 0.1$  volumer pr sekund. Dette er alt for lavt for sanntids avbildning.

Det kan økes ved å redusere sektorstørrelsen i begge dimensjoner til  $1/3$ , men sanntids 3D skanning blir det ikke før det er flere parallelle stråleformere, f.eks  $N_{MLA} = 4$  stråler i hver dimensjon. Da blir bilderaten  $FR_{3D} = 0.1 * 3^2 * 4^2 \approx 14.4$  volumer pr sekund som er mye mer akseptabelt, men fortsatt lavt.

I avbildningsutstyr er den termiske energien størst ved bruk av Doppler og farge-doppler siden pulslengdene da er størst. De mekaniske effektene skyldes lydtrykk som er så store at vevet blir revet fra hverandre (kavitasjon). Dette skjer lettest når det brukes korte pulser (B- og M-mode), og kanskje særlig i M-mode siden strålen ikke flytter seg. Som oftest er sjansen for å få lokal oppvarming større enn muligheten for mekaniske effekter. Utgangsnivåer blir regulert av krav fra forskjellige myndigheter, hvor den mest toneangivende er den amerikanske Food and Drug Administration. Utstyr som har vært produsert de siste årene har en visning av enten en termisk eller mekanisk indeks. Den termiske indeksen er et estimat av lokal oppvarming i grader Celsius. Den finnes i 3 varianter: TIS (*Thermal Index Soft tissue*) for bløtvev, TIB (*Thermal Index Bone*) for ben i fokus, dvs for fosteravbildning og TIC (*Thermal Index Cranial*) for ben rett under proben ved avbildning i hodet. Den mekaniske indeksen (MI), også kalt kavitasjonsindeksen (CI), angir muligheten for kavitasjon. Den er basert på et estimat av kavitasjonsterskelen:  $MI = p_- / \sqrt{f}$ , der  $p_-$  er maksimal negativ trykkamplitude i MPa og  $f$  er frekvensen i MHz.

Ved hjelp av disse indikatorene er det mulig for brukeren å velge eksponeringsdose og vurdere risiko. Generelt regner en at vev kan utsettes for temperaturøkninger på opptil 1.5° C i ubegrenset tid, mens eksponeringstiden må begrenses for høyere temperaturpåkjenninger. Maksimal tillatt mekanisk indeks er 1.9.

## 7 Trender i utvikling av ultralyd-instrumenter

Det er fortsatt mange utviklingsmuligheter for ultralyd-instrumenter. Noen av dem er:

- *Miniatyrisering.* I noen år har bærbare ultralydinstrumenter vært tilgjengelige, i samme format som laptop datamaskiner. Nylig er også det første håndholdte instrumentet kommet på markedet. Denne trenden vil bare fortsette etter som flere og flere av funksjonene kan gjøres i programvare og det trengs mindre og mindre spesialhardware i skanneren. Særlig vil dette kunne ta av den dagen det blir mulig å gjøre stråleforming i programvare. Dette vil øke anvendbarheten til ultralyd enda mer. Det reiser også etiske problemstillinger som at det blir enda enklere å gjøre kjønnsbestemmelse av foster og dermed også selektiv abort slik det er vanlig
- *Korreksjon av faseaberrasjoner.* Ultralydabildning bygger på antagelsen om at lyd hastigheten er konstant, gjerne 1540 m/s. I praksis kan den variere fra 1440 m/s for fett til 1620 m/s for svulster. Dette gir en defokusering som kan korrigeres hvis man kan estimere den på kanalnivå i stråleformereren. For å få det til kreves det 2D arrayer, men med ganske få elementer i dimensjon nr 2 (3-7). En adaptiv korreksjon krever altså både mer prosessering i stråleformereren og flere kanaler.
- *Vevskarakterisering og bildesegmentering.* Det er svært ønskelig å gjøre automatisk karakterisering av forskjellige typer vev, og spesielt å skille ut ondartede svulster. Noe kan oppnås ved å bruke kontrastmidler. Det er også håp om at langsomt gående skjærbølger (1-10 m/s) skal gi mer informasjon enn i dagens skannere (elastografi). Dessuten er det sannsynligvis et potensiale for å utnytte ikke-lineære effekter bedre.
- *I kardiologi er det også viktig å ha pålitelig kantdeteksjon for å få automatisk måling av volum og volumendringer i venstre hjertekammeret. Noe er oppnådd allerede, men det er fortsatt stort potensiale for forbedring. I det siste er kantdeteksjon i 3D data også blitt viktig.*
- *Bedre høyfrekvensavbildning.* Mye utvikling i dag foregår på ultralydutstyr for frekvenser over 10 MHz. Blant annet er det mye utvikling av array-prober, da de høye frekvensene ikke på samme måte som de lave har hatt den samme utviklingen av arrayer. Anvendelsene er innen bl.a. intravaskulær avbildning (inni blodårer), avbildning av små dyr som mus som brukes ved forsøk, og avbildning bare noen mm ned i huden.
- *Computed ultrasound tomografi.* All avbildning i denne artikkelen er basert på ekkoprinsippet med sending og mottak av ultralydenergi fra samme transducer. I røntgen er tomografi blitt tatt i bruk med stor suksess, dvs at objektet gjennomlyses fra alle vinkler og at disse data brukes for rekonstruksjon. Et av de stedene der det kan tenkes å komme til nytte ved ultralydabildning er ved brystskanning for kreft, men det er mye arbeid som gjenstår før dette er en anvendelig metode.
- *Høyoppløselig stråleforming.* I konvensjonell stråleforming forsinkes signalet fra hvert enkelt

transducerelement, vektet og summeres. Vektene er bestemt på forhånd ut fra krav til sidelobeundertrykkelse og følsomhet. I høyoppløselig stråleforming estimeres i stedet vektene adaptivt fra motatte data. Dermed blir det automatisk gjort undertrykkning i retninger der hvor det kommer sterke uønskede ekko, mens retninger som ikke trenger undertrykkelse ikke behandles på samme måte. I [11] er det vist at dette kan gi bedre evne til å skille nærliggende objekter og bedre kontrast. Prisen å betale er mer prosessering i stråleformerer.

## 8 Konklusjon

Medisinsk ultralydutstyr utnytter lydølger med høy frekvens, vanligvis i området 2-10 MHz. Utvikling av slikt utstyr krever kunnskap fra mange disipliner slik som anatomi og fysiologi, fysikk og akustikk, signalbehandling, elektronikk og programvare. De viktigste parametre som bestemmer oppløsning er frekvens, båndbredde, størrelse på proben og dybde. Frekvensvalget er et kompromiss mellom rekkevidde og oppløsning gitt av dempingen i vevet. I ultralydinstrumenter utnyttes også Dopplereffekten til å finne hastigheten til blod. I de siste årene er også utnyttelse av ikke-lineære effekter blitt vanlig, ved at en kan motta på det dobbelte av frekvensen en sender på. I mange tilfeller gir dette forbedret bildekvalitet. Sannstids 3D-ultralyd er en ny mode som nå begynner å få en bildekvalitet som nærmer seg den man er vant til fra 2D-avbildning.

Bioeffekter av ultralyd kan være lokal oppvarming og kavitasjon i vevet. Det som gjør ultralyd-avbildning til en av de sikreste avbildningsmetodene i medisin er for det første strengt regulerte utgangsnivåer for intensitet, dessuten har moderne utstyr indikatorer som kontinuerlig oppdateres og viser brukeren faren for at negative bioeffekter skal oppstå.

## 9 Takk

Figur 1 brukes med tillatelse fra *GE Healthcare*. Figurene 5, 6, 10, 13, 14, 15 og 16 er kopiert fra 1996-utgaven av [2] med forfatterens tilatelse. Denne boka anbefales for et grundigere studium av akustikken og signalbehandlingen i medisinsk ultralyd. Figurene 4 og 17 er laget av S. Bergstøl på *GE Vingmed Ultrasound*. Jeg vil også takke redaksjonen i *Fra Fysikkens Verden* for verdifulle kommentarer til første versjon av artikkelen.

## Referanser

- [1] L. Hatle og B. A. J. Angelsen, *Doppler Ultrasound in Cardiology*, Lea & Feibiger, Philadelphia, 1985.
- [2] B. A. J. Angelsen, *Waves, Signals, and Signal Processing in Medical Ultrasonics, Vol I & Vol II*, Emantec, Trondheim, 2000. (<http://www.ultrasoundbook.com>)
- [3] J. A. Jensen, *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound, A Signal Processing Approach*, Cambridge University Press, 1996.
- [4] W. Chen and S. Holm, "Fractional Laplacian time-space models for linear and nonlinear lossy media exhibiting arbitrary frequency dependency," *J. Acoust. Soc. Amer.*, pp. 1424-1430, Apr. 2004.
- [5] J. Holen, R. Aslid, K. Landmark, S. Simonsen, "Determination of pressure gradient in mitral stenosis with a non-invasive ultrasound Doppler technique," *Acta Med. Scand.*, pp 455-460, 1976.
- [6] J. Quistgaard, "Signal acquisition and processing in medical diagnostic ultrasound," *IEEE Signal Processing Magazine*, pp 67-74, Jan. 1997.
- [7] B. A. J. Angelsen, H. Torp, S. Holm, K. Kristoffersen, T. A. Whittingham, "Which transducer array is best?" Review paper in *European Journal of Ultrasound*, pp 151-164, 1995.
- [8] A. Heimdahl, A. Støylen, H. Torp, T. Skjærpe, "Real-Time Strain Rate Imaging of the Left Ventricle by Ultrasound," *Journ. Am. Soc. Echocardiography*, pp 1013-1019, Nov. 1998.
- [9] B. Savord, R. Solomon, "Fully sampled matrix transducer for real time 3D ultrasonic maging," *IEEE Ultrasonics Symposium*, pp 945-953, 2003.
- [10] K. Kristoffersen and B. Haider, "Real-time 3D cardiac imaging with 2D array transducers," *IEEE Ultrasonics Symposium*, Invited paper, Nov. 2007.
- [11] J.-F. Synnevåg, A. Austeng, and S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Aug. 2007, pp. 1606-1613.