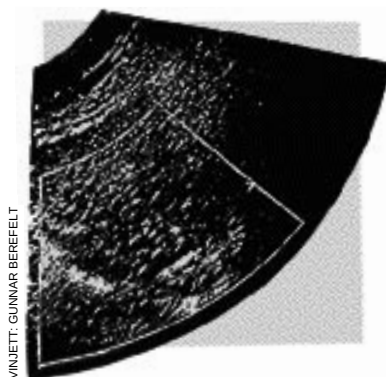


Diagnostiskt ultraljud – bakgrund och utvecklingsmöjligheter

En stor och ökande del av de medicintekniska mätsystem som används i dagens sjukvård presenterar information från den mänskliga kroppen i form av bilder. Idag är diagnostiskt ultraljud den snabbast växande bilddiagnostiken, som inom få år kan väntas uppnå samma omsättning i världen som röntgentekniken. Efter den första kliniska applikationen i Lund har det tagit mer än 40 år innan tekniken fått sitt verkliga genombrott.

Den första kliniska applikationen av diagnostiskt ultraljud är ekokardiografen, som skapades vid Lunds universitet av kardiologen Inge Edler och fysikern Hellmuth Hertz [1]. Med hjälp av en lånad utrustning avsedd för industriell materialprovning kunde de den 29 oktober 1953 registrera det första ekokardiogrammet, och Lund blev därefter ett internationellt centrum för utvecklingen av diagnostiskt ultraljud. Ekokardiografen utvärderades kliniskt av Edler, Gustafsson, Karlefors och Christenson. Pediatrisk ekokardiografi utvecklades av Lundström, ultraljudsapparater som kunde registrera tvådimensionella bilder av hjärtat i realtid utvecklades av Hertz, Olofsson, Åsberg och Lindström, intrakardiell blodflödesmätning och simultan registrering av hjärtrörelser genomfördes av Edler och Lindström [2]. Därtill spreds ultraljudstekniken i Lund till andra medicinska områden, som Leksells, Jeppssons och Lithanders utveckling av ekoencefalografen och Sundéns banbrytande arbeten inom obstetrik och gynekologi [3].

En förklaring till att det tagit flera



VINJETT: GUNNAR BEREFELT

SERIE Ultraljud

I detta nummer nystartar serien ultraljud. Tidigare artiklar i serien har publicerats i 41/99 och 45/99.

decennier innan tekniken slagit igenom bredare är att diagnostiskt ultraljud är en »omogen» teknik, där det ännu kommersiellt saknas många väsentliga komponenter, främst kanske tillgång till tillräckligt snabba datorer, högupplösande elektroniska kretsar och komplexa ultraljudsgivare, för att helt kunna utnyttja metodens potential.

Mekaniska vågor

Medan andra bildgivande system, som röntgenapparater, datortomografer, magnetkameror och gammakameror, skapar medicinska bilder med hjälp av elektromagnetiska vågor utnyttjar ultraljudsapparater mekaniska vågor, vilket medför flera viktiga skillnader. Först och främst kan den elektromagnetiska vågen ta sig fram nästan överallt, till och med passera rätt igenom vakuum, medan ultraljudsvågen bara kan utbreda sig i någon form av fysikaliskt medium. Därtill har den elektromagnetiska vågen en utbredningshastighet som är ca 200 000 gånger större än ultraljudsvågens. Ultraljudstekniken blir därigenom mycket känslig till att detektera små förändringar i mjukvävnad, men fysikens lagar sätter samtidigt en ofta märkbar gräns för mätmetodens upplösningssmå. Grundläggande förståelse för ultraljudsfysik är därför en nödvändig förutsättning för att kunna upptäcka och förstå fördelar och begränsningar samt upp-

Sammanfattat

- Medicinsk användning av ultraljudsteknik möjliggjordes till följd av nya tekniska landvinningar som utvecklades under det andra världskriget. De svenska forskarna Edler och Hertz utvecklade 1953 ekokardiografen, som blev den första kliniska användningen av diagnostiskt ultraljud.
- Ultraljudsdiagnostik bygger på utbredning av icke-joniserande mekaniska ljudvågor genom kroppen medan övriga medicinska avbildande metoder, som röntgen, datortomografi, magnetkameror och gammakameror utnyttjar elektromagnetiska vågor.
- Det har hittills inte varit möjligt att utnyttja ultraljudsteknikens hela medicinska potential främst på grund av kommersiell avsaknad av avancerade ultraljudsgivare samt tillräckligt snabba elektroniska kretsar och datorer.
- Som följd av de senaste årens intensiva forskning beträffande ultraljudets interaktion med mänsklig vävnad samt den snabba tekniska utvecklingen inom informationsteknologin utvecklas nya avancerade ultraljudsmetoder. Detta har lett till att ultraljudstekniken nu är den snabbast växande medicinska avbildningsmetoden och den förväntas inom en nära framtid omsättningsmässigt kunna passera röntgentekniken.
- Utvecklingen inom den närmaste framtiden rymmer nya metoder för non-invasiv flödesmätning, kontrastmedel för ultraljud, realtids tredimensionell avbildning samt framtagande av högklassiga, bärbara ultraljudsutrustningar för personligt bruk av den enskilde läkaren.

Författare

KJELL LINDSTRÖM

professor, institutionen för elektrisk mätteknik, Lunds Tekniska högskola, och institutionen för radiologi och fysiologi, medicinsk teknik

PER ÅKE OLOFSSON

sektionschef, elektronik- och data-sektionen, medicintekniska avdelningen; båda vid Universitetssjukhuset MAS, Malmö.

FAKTARUTA 1

Utbredning och reflektion av ultraljud

Hur stor del av ultraljudsvågen som faktiskt reflekteras vid en gränsyta anges av reflektionsfaktorn R som beror på de olika vävnadernas akustiska egenskaper och ultraljudsstrålens infallsvinkel. För vinkelrätt infall gäller

$$R = I_r/I_0 = [(p_2 c_2 - p_1 c_1) / (p_2 c_2 + p_1 c_1)]^2 = [(Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)]^2$$

Här betecknar I_0 ljudintensiteten hos den infallande ultraljudsvågen och I_r intensiteten hos den reflekterade vågen. p_1 och p_2 betecknar tätheterna och c_1 och c_2 ljudhastigheterna för medierna på främre respektive bortsidor om gränssytan. Produkten av ett materials täthet och ljudhastighet, pc , brukar ofta benämnas materialets karakteristiska akustiska impedans och betecknas Z [10]. Med hjälp av formeln kan vi lätt uppskatta hur stor del av ljudstrålen som reflekteras vid en gränsyta mellan t ex fett och njure. Nödvändiga akustiska parametrar kan erhållas i Tabell I.

$$R = [(1,62 - 1,38) / (1,62 + 1,38)]^2 = 0,0064 \text{ eller } 0,64 \text{ procent.}$$

Tabell I. Ljudhastighet och karakteristisk impedans för några olika material (PZT 5A är ett keramiskt material som ofta används för tillverkning av ultraljudsgivare).

Material	Ljudhastighet m/s	Karakteristisk impedans kg[m ² s] ⁻¹ × 10 ⁻⁶
Gaser	Luft 0 °	331
»Vätskor«	Fett	1,38
	Vatten 25 °C	1,497
	»Mjukvävnad«	1,540
	Njure	1,561
	Blod	1,570
Fasta material	Muskel	1,585
	Plexiglas	2,670
	PZT-5A	29,3
	Skallben	4,080
	Aluminium	6,260

komsten av olika former av artefakter i ultraljudsbilder [4].

GRUNDLÄGGANDE AKUSTISKA PRINCIPER

Ljud kan beskrivas som en utbredning av mekaniska vibrationer genom ett medium i form av en vågrörelse. Den mänskliga hörseln kan uppfatta vibrationer med en frekvens upp till 20 000 svängningar per sekund eller 20 kHz. Ljud med högre frekvens kallas ultraljud. Vanligt hörbart ljud sprids vanligen åt alla håll från ljudkällan, likt vattenvågorna som uppstår när en sten släpps ned i en damm. Genom att använda ljud av högre frekvens, ultraljud, kan ljudutbredningen göras mer koncentrerad och samlas till en smalare, riktbar stråle och kan därigenom användas för medicinsk diagnostik. Dagens diagnostiska ultraljudsapparater arbetar vanligen med ultraljudsfrekvenser inom området 2–15 MHz (miljoner svängningar per sekund). När ljudvågen breder ut sig genom ett medium vibrerar »partiklarna« i mediet kring sitt jämviktsläge.

För diagnostiskt ultraljud används huvudsakligen s k longitudinella ultraljudsvågor, där partiklarna svänger

fram och tillbaka i utbredningsriktningen, varvid mediet växlar komprimeras och töjs [5]. Man kan därvid definiera ljudets våglängd λ (m) som det minsta avståndet i utbredningsriktningen mellan identiskt svängande partiklar; ljudets frekvens f_0 (Hz) som antalet vågor som passerar en given punkt per sekund och ljudhastigheten c (m/s) som den hastighet med vilken vågfronten utbreder sig. Det finns ett enkelt samband mellan dessa storheter, nämligen: $c = \lambda f_0$.

Ljudhastighet

Genom valet av ultraljudsgivare väljer man den utnyttjade ultraljudsfrekvensen. Utbredningshastigheten är bestämd av det medium som vågen breder ut sig i (t ex mjukvävnad). Därmed är våglängden, som har avgörande betydelse för ljudvågens utbredningssätt, fastlagd.

Ultraljudsdiagnostik anses vara en mycket säker diagnostikmetod med försumbar risk för såväl patient som operatör. Trots detta är det en god yrkessed att hålla den använda ultraljudsintensiteten så låg som möjligt [6-9].

Ljudhastighet med vilken ultraljudsvågen utbreder sig genom ett me-

dium beror på mediets täthet och elasticitet. I den mänskliga kroppen finns tre olika sorters »utbredningsmedier« med vitt skilda akustiska egenskaper: gaser, vätskor och fasta material. Från akustisk synpunkt kan kroppens mjukvävnader klassificeras som en vätska. Utbredningshastigheten för några olika material visas i Faktaruta 1 om utbredning och reflektion. Som framgår av Faktaruta 1 och Tabell I är det mycket stora skillnader i ljudhastigheten mellan gaser, vätskor och fasta material.

De flesta av kroppens olika mjukvävnader uppvisar emellertid endast smärre skillnader i ljudhastighet, och därför används ofta ett medelvärde på 1 540 m/s som enhetsvärde på ljudhastigheten i mjukvävnad. Ljudhastigheten är oberoende av använd ultraljudsfrekvens inom det frekvensområde som används för diagnostiskt ultraljud.

Utbredningsmediets akustiska egenskaper

När en ultraljudsvåg påträffar en plötslig ändring i utbredningsmediets akustiska egenskaper, vilket till exempel kan ske vid gränssytor mellan olika organ med olika akustiska egenskaper, sker en reflektion av den infallande ljudvågen.

Hur stor del av ultraljudsvågen som reflekteras beror på de olika vävnadernas akustiska egenskaper och ultraljudsstrålens infallsvinkel. Vid en gränsyta mellan fett och njure reflekteras t ex endast 0,64 procent av ljudstrålen (se Faktaruta 1). Detta är en normal situation vid diagnostiskt ultraljud, men det är tillräckligt mycket för att kunna uppfattas som ett eko av ultraljudsgivaren. Huvuddelen av vågen fortsätter alltså över gränssytan och kan ge upphov till ultraljudsekon från djupare liggande strukturer. På motsvarande sätt kan reflektionen mellan t ex muskel och luft beräknas till 99,9 procent. Resultatet blir i detta fall ett mycket kraftigt ultraljudseko, så kraftigt att nästan ingen energi från ultraljudsvågen kan fortsätta förbi gränssytan och ge upphov till nya ekon från djupare liggande strukturer. Man talar i sådana fall om att det uppstår en ekoskugga, och detta sker fram-

Tabell II. Avstånd (i cm) för vilka ultraljudsintensiteten har minskat till hälften för några olika material som funktion av ultraljudsfrekvensen.

Material	2 MHz	5 MHz	10 MHz
Mjukvävnad	1,5	0,6	0,3
Blod	8,5	3	2
Vatten	340	54	14
Ben	0,1	0,04	–

FAKTARUTA 2

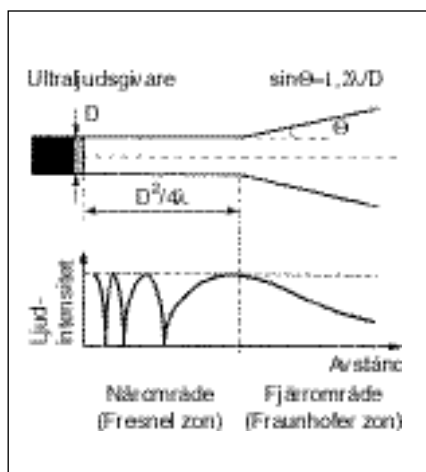
Bestämning av ultraljudsstrålens utseende

Ultraljudsstrålens utseende kan bestämmas med ledning av givarens yttermått D samt dess resonansfrekvens f (se Figur 1). Det genererade strålfältet kan delas upp i ett närområde, där strålen har ungefär samma diameter som givaren, och ett fjärrområde, där ljudstrålen sprids upp (divergerar).

Närfältet blir längre och spridningsvinkeln mindre när våglängden minskar (högre ultraljudsfrekvens) i förhållande till givardiametern (se Tabell III).

Tabell III. Närfältets längd (mm) från en ofokuserad ultraljudsgivare som funktion av givarytans diameter D och använd ultraljudsfrekvens f .

Frekvens (MHz)	3	6	10	13	19
2,25	3,4	14	38	63	135
3,5	5,3	21	58	99	210
5,0	7,5	30	83	141	301
7,5	11	45	125	211	451



Figur 1. Ultraljudsfältet från en ultraljudsgivare med diametern D och ultraljudsfrekvensen f motsvarar våglängden $\lambda = c/f$, där c är mediets ljudhastighet. I närområdet har det genererade ultraljudsfältet ungefär samma diameter som givaren, men intensiteten varierar kraftigt inom strålen. I fjärrområdet vidgas strålen på grund av diffraktion, men uppvisar ett jämnare intensitetsförlopp.

för allt när ultraljudsvågen träffar på gas eller ben i kroppen. Det huvudsakliga användningsområdet för ultraljudsdiagnostik blir därför olika former av mjukvävnad. En ultraljudsvåg minskar även i intensitet vid passagen genom olika material (Tabell II). Dämpningen ökar starkt med använd ultraljudsfrekvens, en vanligen använd uppskattning av dämpningen i mjukvävnad är 0,5 dB/cm MHz. Rätt val av ultraljudsfrekvens blir därför alltid en kompromiss mellan bästa möjliga upplösning i bilden (hög ultraljudsfrekvens; 7–15 MHz) och möjligheten till att kunna undersöka djupare liggande vävnadsstrukturer (låg frekvens; 2–5 MHz).

ULTRALJUDSAPPARATEN

Ultraljudsgivaren, även kallad ultraljudstransducern, är den komponent som ansluten till en ultraljudsapparat kan sända ut ultraljudsvågor, »högtalare», och ta emot uppkommande reflek-

tioner, »mikrofon». Inuti givaren finns ofta ett piezoelektriskt material som kan utföra en omvandling från elektriska

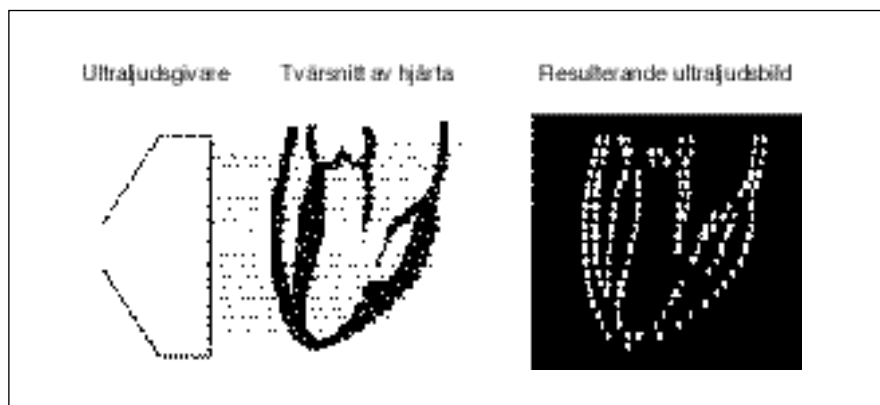
Figur 2. Principen för en enkel elektronisk tvådimensionell ultraljudsskanner, sk Linear array-skanner. I stället för en enda ultraljudsgivare används nu en lång rad av separata ultraljudsgivare för att förflytta, »skanna», ultraljudsstrålen över mätobjektet. Det översta givarelementet skickar ut en kort ultraljudspuls som propagerar in i kroppen och resulterar i ultraljudsekon från olika gränssytor. På en bildskärm markeras ekona i förhållande till givarelementets position i arrayen och ekots ankomsttid. När ekot från den djupast liggande vävnadsstrukturen av intresse har återvänt till givarelementet skickar nästa givarelement ut en ny ultraljudspuls. Om vi antar att avståndet från kroppsytan till den djupast liggande strukturen är 15 cm, så tar det, med en ljudhastighet på 1 540 m/s, ungefär 200 miljondels sekund att genomföra en mätning. Det innebär att vi hinner skicka ut 5 000 ultraljudspulser på en sekund. Om vi väljer en ultraljudsgivare med 100 enskilda givare hinner vart och ett av dessa element skicka ut en ultraljudspuls 50 gånger per sekund, vilket resulterar i lika många kompletta ultraljudsbilder. Man brukar därför tala om en »tvådimensionell realtidsskanner».

signaler till ultraljudsvågor och omvänt. Även om det finns naturliga piezoelektriska material, t ex kvarts, så används idag huvudsakligen konstgjorda keramiska material av typen bly-zirkonat-titanat, vilka uppvisar mycket större omvandlingseffektivitet. Dessa material kan enkelt tillverkas i valfri form, t ex en rund skiva, och man kan genom val av skivans tjocklek styra den uppkommande mekaniska resonans som i sin tur bestämmer ultraljudsgivarens ultraljudsfrekvens. För att erhålla en god upplösning i ultraljudsbilden krävs det att den alstrade ultraljudsstrålen är smal. För att förbättra givarens upplösning används i praktiken ofta någon form av fokusering av ultraljudsstrålen (se Faktaruta 2, Tabell III och Figur 1).

Pulsekometoden

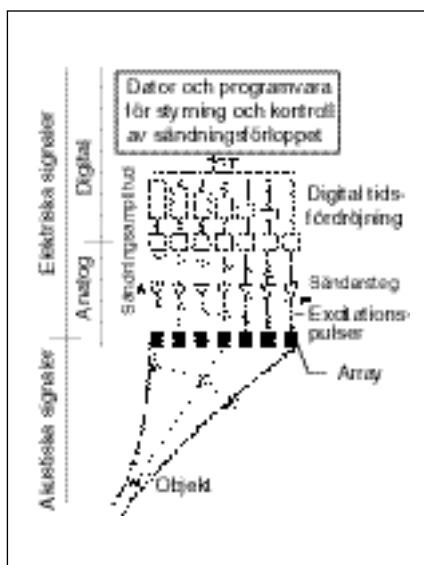
De flesta tillämpningar av medicinsk ultraljudsdiagnostik baseras på den sk pulsekometoden. En mätning startar genom att ultraljudsgivaren sänder ut en kort ultraljudspuls som utbreder sig genom mediet som skall undersökas i form av en stråle. Ju smalare ljudstrålen är, desto bättre blir den laterala (i sidled) upplösningen. Ju kortare längd den alstrade ultraljudspulsen har, desto bättre blir den axiella (längs strålen) upplösningen.

För enkla diagnostiska tillämpningar kan man använda en ultraljudspuls med en medelfrekvens på 3–5 MHz och en pulslängd på ca 3 ljudvåglängder, vilket innebär en faktisk pulslängd på 1 mm i biologisk vävnad [11]. När den alstrade ultraljudspulsen träffar en gränssyta kommer en del av ljudvågen att reflekteras tillbaka mot ultraljudsgivaren. Den reflekterade ekopulsen återvänder till ult- ▶



ANNONS

ANNONS



Figur 3. Förenklat blockschema som visar hur ultraljudsstrålen kan skapas i en modern ultraljudsskanner. Ultraljudsgivaren består återigen av en array med ett stort antal individuella givarelement (256–1 024 stycken), men nu arbetar många av elementen (vanligen 128 stycken) tillsammans för att skapa en ultraljudsstråle. En extremt snabb dator (14 000 000 000 operationer/sekund) används för att kontrollera den individuella sändningspulsen till vart och ett av de arbetande givarelementen med en tidsupplösning på 0,000 000 006 sekunder. Genom att individuellt variera amplitud och tidsförskjutning på givarelementens sändningspulser kan ultraljudsstrålen momentant styras i godtycklig riktning och/eller fokuseras. På bilden får givarelementet längst till höger sin sändningspuls före de övriga elementen, vilket medför att den resulterande ultraljudsstrålen avlänkas till vänster.

raljudsgivaren efter en gångtid som är direkt proportionell till avståndet fram och tillbaka mellan givaren och den reflekterande gränsytan dividerad med vävnadens ljudhastighet.

Eftersom givaren även fungerar som mikrofon omvandlas återvändande ultraljudsekon av ultraljudsgivaren till elektriska signaler, som kan förstärkas och presenteras på en bildskärm efter lämplig signalbehandling i ultraljudsapparaten. Genom att mäta ankomsttiderna för olika återvändande ultraljudsekon kan avståndet mellan givarens yta och respektive gränssytor beräknas, under förutsättning att ljudhastigheten är känd och konstant genom hela mediet. Denna enkla mätmetod lägger grunden för all medicinsk användning av ultraljud.

Linear array scanner

Dagens ultraljudsapparater använder olika former av elektronisk avsökning av mätområdet. Den enklaste formen av en elektronisk tvådimensionell ultraljudsskanner, en sk linear array scanner, visas i Figur 2. I stället för en

enda ultraljudsgivare används nu en lång rad, en sk array, av separata ultraljudsgivare för att förflytta, »skanna», ultraljudsstrålen över mätobjektet, och därigenom skapa en tvådimensionell bild på skärmen [12].

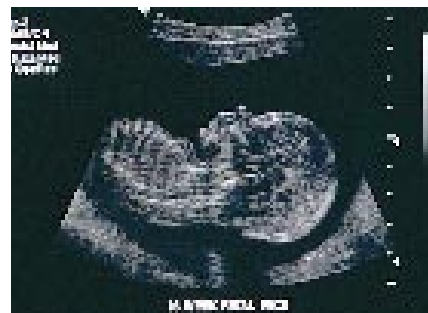
DAGENS TEKNIK

Den moderna ultraljudsapparaten anses vara den tekniskt mest komplexa medicintekniska utrustning som idag används på våra sjukhus. Vi vill här antyda några grundläggande funktioner.

Om en givararray med stort antal element (som skickar ut ultraljudspulser) kombineras med överväldigande datorkraft kan man skapa en ultraljudsskanner med fantastiska prestanda [13–16]. Genom att kontrollera den speciella sändarsignal som tillförs varje enskilt element i tid och amplitud kan den resulterande ultraljudsstrålen styras och fokuseras mot godtyckligt objekt (Figur 3). Under mottagningsfasen kan ultraljudsstrålen till och med dynamiskt fokuseras med ett fokus som följer med ultraljudsfronten in i patienten, dvs åker in i patienten med en hastighet av 1 540 m/s. Strålens exakta utseende bestäms av en sk beamformer som utnyttjar apodisering (de yttersta av de utvalda givarelementen drivs med lägre signalamplitud än de mittersta elementen) för att minimera uppkomsten av sk sidlobor som annars kan försämra ultraljudsbildens kontrast och upplösning [17].

A/D-omvandlare

En modern högupplösande ultraljudsapparat kostar cirka två miljoner



Figur 4. Ultraljudsbild på foster i 16:e veckan avbildat med hjälp av en modern ultraljudsskanner.

kronor och använder olika ultraljudsgivare med upp till 1 000 separata element (enbart en ultraljudsgivare kostar i detta fall ca 100 000 kronor/styck). En av de viktigaste elektronikkomponenterna i ultraljudsapparaten är den sk A/D-omvandlaren, som omvandlar den analoga ultraljudssignalen till digital form för att kunna kommunicera med den datoriserade styrningen och kontrollera sändnings- och mottagningsförloppen. I varje ultraljudsapparat behövs hundratals A/D-omvandlare, men tyvärr saknas fortfarande tillräckligt bra sådana kommersiella komponenter till acceptabla priser på elektronikmarknaden. På motsvarande sätt förhåller det sig med ultraljudsapparaters styrdatorer, men bägge dessa komponenter förväntas finnas utvecklade kring år 2010.

Redan med dagens teknik kan dock en högpresterande ultraljudsskanner med en linjär 7–12 MHz ultraljudsgivare generera realtids vävnadsbilder från djup ned till 6 cm med en spatiell upplösning på bättre än en tredjedels mm.

FAKTARUTA 3

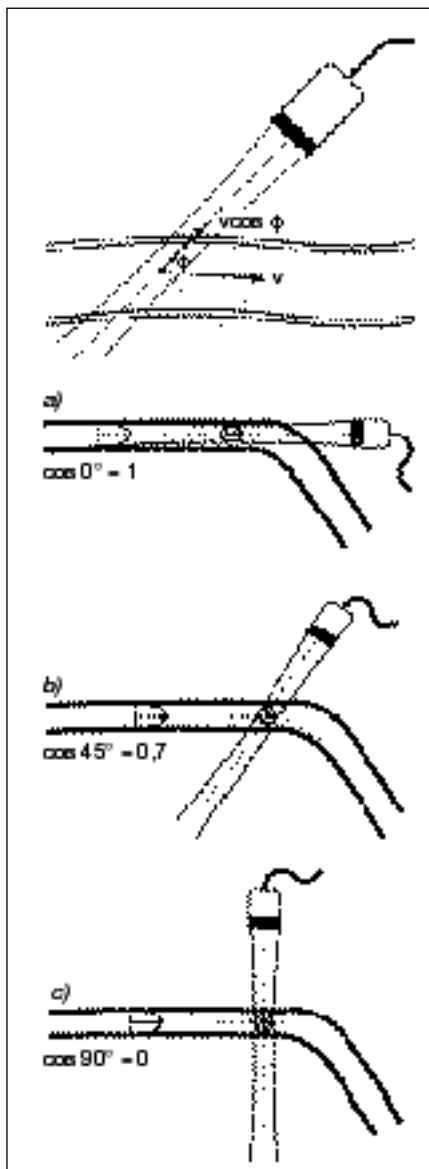
Användning av Dopplers princip för diagnostiskt ultraljud bygger på reflektionsprincipen. Skillnaden mellan den utsända ultraljudsvågens frekvens f_0 och det reflekterade ljudets frekvens f_r kallas dopplerskift och betecknas Δf . Det uppkommande dopplerskiftet kan enkelt beräknas med hjälp av den sk dopplerekvationen [19]

$$\Delta f = 2 f_0 v/c$$

f_0 är den utsända ultraljudsvågens frekvens, v är den reflekterande strukturens hastighet, och c är mediets ljudhastighet. Eftersom den utsända frekvensen f_0 och mediets utbredningshastighet c är konstanta under mätningen blir dopplerskiftet direkt proportionellt mot reflektorns hastighet v . Om vi därför mäter det resulterande dopplerskiftet kan reflektorns hastighet beräknas utifrån dopplerekvationen. Dopplerskiftet är högre än den utsända signalen då rörelsen är riktad mot ultraljudsgivaren och lägre än den utsända frekvensen när rörelsen är riktad från transducern, vilket motsvarar ett positivt respektive ett negativt dopplerskift. I praktiken, t ex vid mätning av flödeshastigheten i ett blodkärl, är hastigheterna i kärlet inte alltid parallella med ultraljudsstrålen (se Figur 5). Mätvärdet måste då korrigeras genom att skillnadsvinkeln ϕ mäts, och ekvationen för dopplerskiftet blir i detta fall

$$\Delta f = 2 f_0 \cos \phi / c$$

Det är viktigt att vinkeln ϕ mäts korrekt, eftersom hastighetsuppskattningen annars kan resultera i stora mätfel.



Figur 5. Ultraljudsdopplern mäter hastighetsvektorn i insonationsriktningen. För att kunna beräkna hastigheten på blodkropparna i kärlet måste vinkeln mellan ultraljudsstrålen och hastighetsvektorn i kärlet bestämmas. Enklast sker detta i den tvådimensionella ultraljudsbilden, och hastighetsmätvärdet multipliceras med faktorn $\cos \phi$, där vinkeln ϕ är insonationsvinkeln. Vid vinkeln 0 grader blir $\cos 0^\circ = 1$. I den praktiska mätsituationen är det sällan möjligt att nå kärlet med en insonationsvinkel på 0 grader. När insonationsvinkeln blir 90 grader erhålls inget dopplerskift, eftersom faktorn $\cos 90^\circ = 0$.

Ett exempel på en ultraljudsbild skannad med en modern ultraljudsutrustning visas i Figur 4.

ARTEFAKTER

När man använder diagnostiskt ultraljud uppstår ibland ultraljudsbilder som inte helt överensstämmer med verkligheten. Vissa av dessa så kallade artefakter är re-

lativt lätta att undvika, andra finns alltid kvar i bilden. Det är därför viktigt att lära sig känna igen olika artefakter för att bättre kunna tolka ultraljudsbilder och minimera mätfel. Vanligt förekommande artefakter orsakas av fysikaliska fenomen som absorption, reverberation (efte-reko), brytning eller reflektion. Skuggfenomen kan till exempel uppkomma om ljudstrålen passerar genom en struktur som medför kraftig reflektion eller absorption av strålen, till exempel en gallsten. Skuggor kan också uppstå vid kanten av ett runt föremål, till exempel en cista, med en ljudhastighet skild från omgivningens.

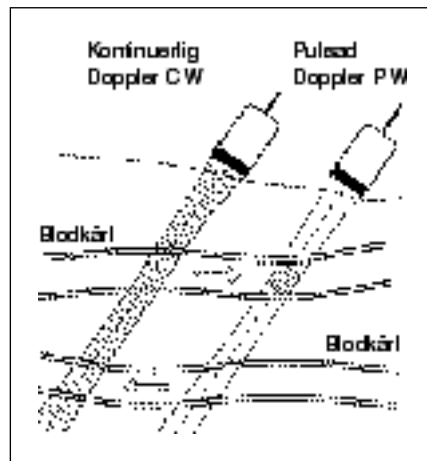
DOPPLERMETODER

Diagnostiskt ultraljud används först och främst för morfologisk diagnostik, dvs för att avbilda organismens yttre form och inre strukturer. Under senare år har det tillkommit flera olika metoder för flödesmätning som vanligen utnyttjar den så kallade dopplereffekten [18] samt helt nya möjligheter för olika former av non-invasiv vävnadsanalys, till exempel elastografi (oblodig biopsi). Dopplereffekten är ett fysikaliskt fenomen – ett vanligt exempel är ljudet från en förbipasserande ambulans tjutande sirener, vilka vi uppfattar i en högre tonhöjd när ambulansen rör sig i riktning mot oss och i en lägre tonhöjd när ambulansen rör sig från oss (se Faktaruta 3 och Figur 5).

Kontinuerlig och pulsad ultraljudsdoppler är de två typer av dopplerutrustningar som används för diagnostiskt ändamål vid mätning av blodflödeshastighet längs en ultraljudsstråle eller inom ett mätområde [20]. De två systemen skiljer sig åt genom att ha olika egenskaper med dess för- och nackdelar (Figur 6).

Kontinuerlig ultraljudsdoppler

Den enkla kontinuerliga ultraljudsdopplern (CW, continuous wave) introducerades för medicinsk diagnostik av japanen Satomura 1956. Den har fortfarande sin givna plats i klinisk sjukvård, speciellt för mätning av höga blodflödes-hastigheter och i enkla system för blodflödesmätning i perifera kärl. Som namnet antyder skickar en ultraljudsgivare (sändarelement) kontinuerligt ut en sinusformad ultraljudssignal. Ultraljudsvågen transmitteras genom vävnaden och reflekteras av olika strukturer längs ljudstrålen. Den reflekterade vågen innehåller dels komponenter med samma frekvens som den utsända vågen till följd av reflektion mot stationära strukturer, dels ultraljudsvågor som dopplerskiftats genom reflektion mot rörliga vävnadsstrukturer och blodkroppar. De reflekterade signalerna mottas kontinuerligt av en separat ultraljudsgivare (mottagarelement). För en



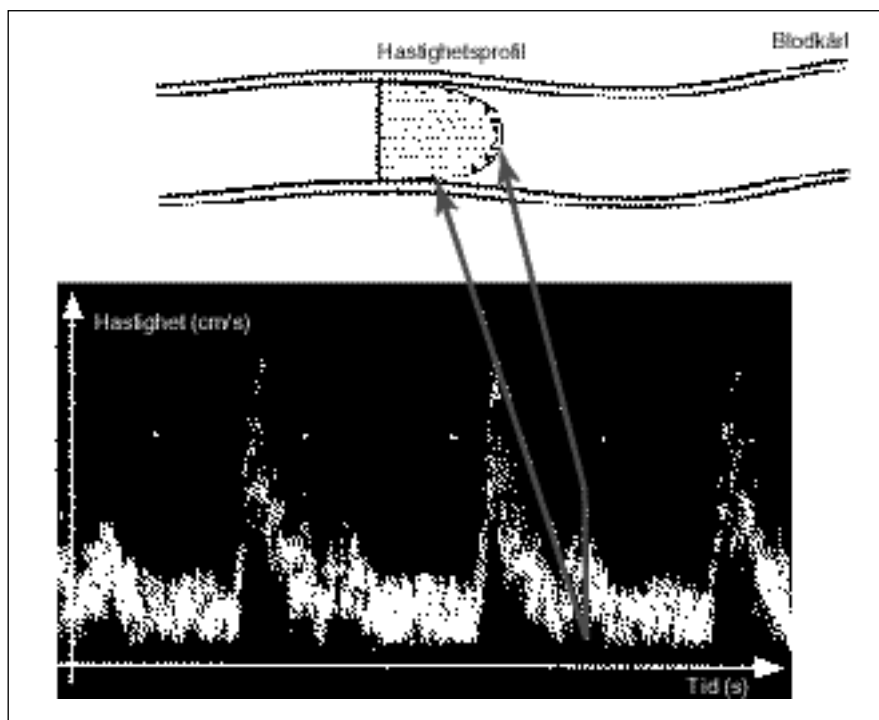
Figur 6. Transducern till den kontinuerliga ultraljudsdopplern (CW) har två separata givarelement, ett som kontinuerligt sänder ut en smalbandig akustisk signal med konstant frekvens och ett som kontinuerligt tar emot reflekterade signaler från blodkropparna. Nackdelen med den kontinuerliga dopplern är att den inte har någon djupupplösning, utan alla rörelser längs utbreddningsriktningen, ända ned till maximala penetrationsdjupet, detekteras. Pulsad ultraljudsdoppler (PW) har däremot möjlighet att ta emot reflekterade signaler och detektera hastigheter från ett mätområde, »sample volume». Tekniken bygger på att sända ut en kort akustisk puls och öppna mottagaren efter den tid som motsvarar önskad gångtid i vävnaden. Eftersom sändning och mottagning sker vid olika tidpunkter kan ett och samma givarelement i detta fall användas både som sändare och som mottagare.

CW-ultraljudsdoppler med en ultraljudsfrekvens på några MHz kommer dopplerskiftet att falla inom det hörbara området och kan direkt avlyssnas via högtalare eller hörlurar. Detta är ett bra hjälpmedel för kvalitetskontroll, för identifiering av olika kärl och för igenkänning av patologiska dopplersignaler. Fördelarna med CW-dopplern ligger i att det inte finns någon praktisk hastighetsbegränsning i mätsystemet, varför alla normala och patologiska rörelsehastigheter kan registreras, samt i att den tekniska konstruktionen blir mycket enkel. En nackdel är att det är svårt att veta exakt var den dopplerskiftade signalen har uppkommit, eftersom den reflekterade dopplersignalen innehåller summan av alla dopplerskiftade reflektioner längs ultraljudsstrålens hela penetrationsdjup.

Pulsad ultraljudsdoppler

Stora ansträngningar gjordes under 1960-talet för att konstruera ett ultraljudsdopplersystem med möjlighet för undersökaren att välja var någonstans längs ljudstrålen mätning av blodflödes-hastigheten skulle ske (Figur 6). Flera grupper, både i USA och Europa, arbetade paral-

ANNONS



Figur 7. Hastighetsprofilen över blodkärlets tvärsnittsarea återspeglas i frekvens/hastighetsspektrumet som ultraljudsdopplern registrerar. Låga blodflödes hastigheter finns nära baslinjen, och de höga hastigheterna i centrala delarna av kärlet finns i den övre delen av spektrumet. Ju fler blodkroppar som är i rörelse med en viss hastighet vid en given tidpunkt, desto högre intensitet får den registrerade kurvan i motsvarande punkt.

llet och presenterade i slutet av 1960-talet metoden för pulsad ultraljudsdoppler (PW = pulsed wave). I denna typ av dopplerutrustning skickas i sändningsfasen en ultraljudspuls som har en varaktighet på ca 10 svängningar. Ultraljudspulsen vandrar in i vävnaden och reflekteras av strukturer och blodkroppar. Efter hand som ekon från ökande djup återvänder mottas de av samma ultraljudsgivare, ungefär som vid en vanlig ultraljudsskanner. Eftersom utbredningshastigheten i vävnad antas vara konstant blir gångtiden i vävnaden direkt proportionell mot djupet där den ekogivande strukturen befinner sig. Mottagaren i ultraljudsutrustningen öppnas och släpper igenom de akustiska ekon efter en av operatören vald tidsfördröjning som motsvarar gångtiden från utsändningsögonblicket till dess att ekon från det valda djupet återvänder till givaren. Ett annat måtdjup kan enkelt väljas genom att mottagaren öppnas efter en tidsfördröjning motsvarande den nya gångtiden. Därigenom kan alla områden längs strålens hela penetrationsdjup väljas för analys av hastighetsinformation. Det innebär också att signaler från djup som inte motsvarar den inställda gångtiden kommer att undertryckas. Storleken på det specifika mätområdet (sample volume) från vilket blodflödes hastigheter re-

gistreras beror huvudsakligen på den utsända ultraljudspulsens längd och kan väljas av undersökaren.

Hastighetsdetektionen vid pulsad ultraljudsdoppler skiljer sig helt från den metod som används vid kontinuerlig doppler. När ekon från en utsänd puls återvänt från mätvolymen utsänds en ny puls, och mottagningsförfarandet återupprepas. Hur ofta utsändning sker kallas pulsrepetitionsfrekvensen, PRF. Gångtidsskillnaderna mellan ekon från två efter varandra utsända pulser resulterar i en fasskillnad, vars storlek är proportionell mot reflektorns hastighet. Matematiskt kan man visa att fasskillnaden är direkt proportionell mot dopplerskiftet.

Tyvärr har den pulshade ultraljudsdopplern en besvärande nackdel – en begränsad högsta mätbara hastighet som i vissa situationer riskerar att distordera mätningen av höga blodflödes hastigheter.

I verkliga blodkärl har inte alla blodkroppar samma hastighet, varför den dopplerskiftade signalen innehåller mer än en frekvens. För att kunna presentera denna komplexa information för undersökaren utförs ofta frekvensanalys av dopplersignalen (t ex med hjälp av FFT – fast Fourier transform) [22, 23]. Med utgångspunkt i det registrerade frekvensspektrumet kan man se om flödet är laminärt eller turbulent samt även beräkna maximal- och medelhastigheten inom mätvolymen och presentera dessa data som en funktion av tiden (Figur 7).

Ultraljudsdopplern detekterar rörelser längs strålen oberoende av om rörelserna kommer från strömmande blod eller andra strukturer som kärlväggar, hjärt-

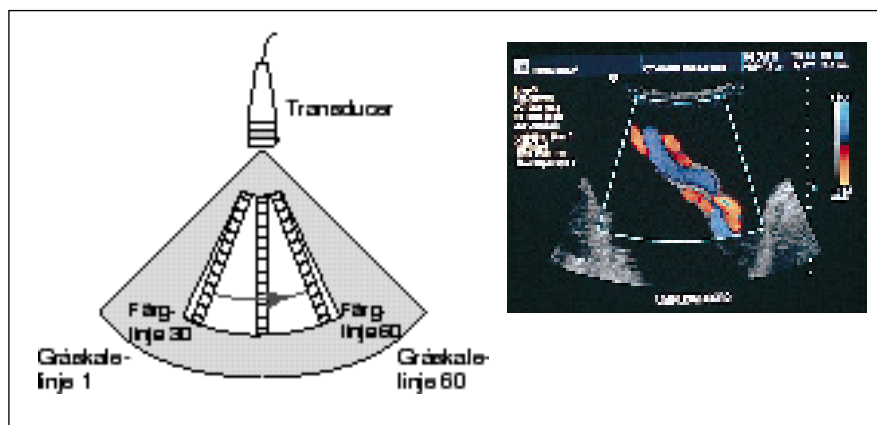
väggar, hjärtklaffar etc. De signaler som reflekteras från de rörliga vävnadsstrukturerna kan ha en signalamplitud som överstiger signalamplituden från blodkropparna flera hundra gånger om. De kan därför störa den känsliga dopplerelektroniken som är dimensionerad för de svagare signalerna från blodkroppar.

I många mätsituationer är vävnadsrörelsernas hastigheter lägre än blodflödes hastigheterna, vilket gör det möjligt att filtrera bort de lågfrekventa dopplersignalerna från vävnadsrörelser med hjälp av ett elektroniskt högpasfilter som tar bort alla frekvenskomponenter under en inställd gränsfrekvens. Det är viktigt att välja rätt gränsfrekvens, så att inte filtret också tar bort signaler från låga blodflödes hastigheter som kan vara av intresse för bedömning av cirkulationen. Trots förekomst av låga slutdiastoliska hastigheter kan det i registreringen uppfattas som om de helt saknas om högpasfiltret ställs in på en alltför hög gränsfrekvens. Samma problem kan uppstå vid mätning av blodflöde i venösa kärl.

Färgdoppler

De vanliga kontinuerliga och pulshade dopplermetoderna mäter blodflödes hastigheter inom utvalda men relativt begränsade områden och ger därför ingen översikt av hur cirkulationen ser ut inom andra delar av vävnaden. För att kunna få en sådan samlad bedömning av flödessituationen över ett större område har den s k färgdopplertechniken utvecklats. Här används en realtids ultraljudsskanner för att först skapa en vanlig tvådimensionell svartvit ultraljudsbild samtidigt som flödes hastighetsinformation från samma mätområde simultant överlagras bilden i färg (Figur 8). Data på lokal flödes hastighet inklusive riktning kodas vanligen i en färgskala som helt skiljer sig från den tvådimensionella gråskalebilden för att lätt kunna separera och identifiera de båda bilderna. Färgdopplerbildens uppdateringshastighet måste vidare vara så hög att bildsekvensen som skapas kan återspegla de dynamiska förändringarna av blodflödes hastigheter och flödes hastighetsmönster [24]. Hela färgdopplerbilden kan ses som ett stort antal mätvolymer, positionerade tätt intill varandra och täckande hela ultraljudsbilden. I varje mätvolym beräknas medelhastigheten och översätts efter en given skala till färg och intensitet. Varje bildlinje kan innehålla upp till 200 separata mätområden. Bilden byggs upp och hastigheterna beräknas genom att en ultraljudspuls sänds ut t ex längs linje 30 i bilden, varefter ekon mottas, först de ekon som kommer från ytliga och efter hand från allt djupare liggande strukturer.

Blodflödes hastighetens riktning i



Figur 8. Färgdopplern ger en tvådimensionell realtidsbild inom ett valfritt område. Färgdopplerbilden kan ses som ett stort antal mätvolym, flera tusen, sammansatta till en tvådimensionell bild, där medelhastigheten i varje mätvolym beräknas och färgkodas. Bilden visar blodflöde i en navelsträng.

förhållande till ultraljudsstrålen avkodas för att ge grundfärgen; hastigheter mot givaren ger röd färg och från givaren ger blå färg. För att direkt i bilden kunna skilja mellan olika medelhastigheter är det väsentligt att färgtonen ändrar sig mycket, på den röda sidan från mörkt rött vid låga hastigheter till ljus orange vid höga hastigheter och på motsvarande sätt på den blå sidan.

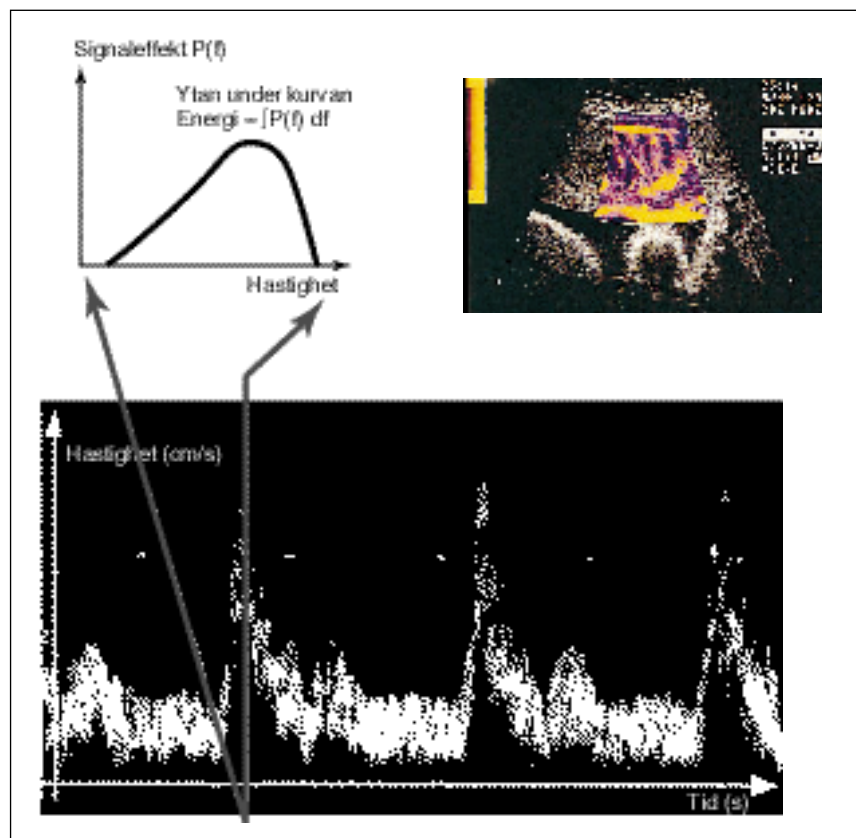
Powerdoppler

Powerdoppler är ytterligare en metod för att presentera flödesinformation (Figur 9). Metoden har flera olika benämningar, de vanligaste är Powerdoppler och Colour doppler energy (CDE), men även benämningar som Doppler angiography och Colour power angio förekommer [25-27]. Grunden för denna teknik är ett färgdopplersystem med programvara som behandlar den mottagna signalen så att känsligheten för att detektera blodflöde ökar i jämförelse med färgdoppler i konventionell hastighetsmode. Tekniken genererar tvådimensionella bilder i realtid med så hög känslighet att blodflöde kan detekteras och visualiseras även i mycket små kärl liksom blodperfusion i olika organ. Alla signaler som reflekterats från rörliga strukturer har erhållit frekvensförändringar, vars storlek beror på respektive reflektors hastighet. Hastigheterna genererar ett helt spektrum av dopplerskift, där de olika dopplerskiftens amplituder beror på antalet blodkroppar som är i rörelse. För att beräkna ett värde på summan av alla dopplerskift under en kort tidsperiod integreras de med avseende på frekvensen. Det integrerade värdet blir ett mått på hur många blodkroppar som är i rörelse i ett visst tidsögonblick men ger inte någon

information om vilka hastigheter blodkropparna har (denna information förökas vid integrationen).

Avsikten med powerdoppler är att presentera en bild som enbart visar förekomsten av blodflöde, däremot inte flödes hastighet. Därigenom kan känsligheten för att registrera blodflöde hos en powerdopplerutrustning bli cirka fem gånger större än för en konventio-

Figur 9. Färgenergidopplern är en vidareutveckling av färgdoppler. Integration av frekvensspektrumet ger ett mätvärde på total dopplerskiftad intensitet, vilket är ett mått på antalet blodkroppar som är i rörelse. Fördelen med färgenergidopplern över den vanliga färgdopplern är en förbättrad känslighet, dock saknar beräkningen flödes hastighetsinformation. Färgen i ultraljudsbilden ger en uppfattning om områden i placenta där det finns cirkulation.



nell färgdoppler i hastighetsmode. Inverkan av insonationsvinkel är vidare liten om registrering sker av medelhöga och höga hastigheter.

Vävnadsdoppler

De olika dopplermetoderna som används för att mäta blodflöde öppnar även möjligheten att registrera hastigheten på allt förutom blodkroppar. Vid konventionell blodflödesmätning används alltid någon form av högpasfilter för att undertrycka kraftiga lågfrekventa signaler. Dessa lågfrekventa signaler kommer oftast från rörliga gränssytor, t ex kärl- och hjärtväggar. Signalamplituden på dessa vävnadssignaler är kanske 100 gånger starkare än signalen från blodkroppar. För att skapa en tvådimensionell färgbild av enbart dessa vävnadsrörelser måste dopplersignalerna från blodkropparna undertryckas. Grunden för vävnadsdopplern är den vanliga färgdopplern med autokorrelation eller pulssad ultraljudsdoppler.

Två olika metoder används för att eliminera blodflödesinformationen. Det enklaste sättet är att bestämma ett tröskelvärde, så att alla signaler under det inställda tröskelvärdet utesluts från hastighetsberäkningen. Denna metod har bra separationsförmåga, eftersom amplitudskillnaderna är så stora. Det andra sättet är att använda ett lågpasfilter som enbart släpper igenom de dopplersignaler som har ett lågt frekvensinnehåll, dvs motsvarande låga hastighe-

ter. Separationen är i detta fall inte lika bra som vid amplitudundertryckning, eftersom blodkroppars och vävnaders hastigheter kan överlappa. Mätområdet för hastigheter hos vävnadsdopplern är vanligen mellan 0,1 cm/s och ca 20 cm/s. Tvådimensionell vävnadsdoppler ställer stora krav på god separation, eftersom det inom det registrerade området sannolikt finns både vävnadsrörelse och blodflöde. Vid användning av pulssad ultraljudsdoppler är problemet med att separera signaler från blodflöde och vävnadsrörelser inte så stort, eftersom hastighetsmätningen enbart sker från ett begränsat område med sannolikt dominerande inslag av vävnadsrörelse, eftersom registreringens mål är att fånga denna. Tvådimensionell vävnadsdoppler ställer också stora krav på hög bildrepetitionsfrekvens, och detta kan uppnås genom att reducera antalet utsända pulser längs varje linje och/eller med hjälp av parallell mottagning av flera bildlinjer. I det senare fallet kan bildrepetitionsfrekvenser uppnås på mer än 150 bilder per sekund.

KONTRASTMEDEL VID DOPPLERREGISTRERING

I vissa mätsituationer kan det trots allt vara svårt att få ett entydigt svar på om det finns blodflöde eller inte. Orsakerna till att flödes hastigheter inte registreras kan vara många. Organet där blodflödes hastigheten skall mätas kan ligga på så stort djup att penetrationen blir otillräcklig. Alternativt kan ultraljudet tvingas passera genom kraftigt dämpande strukturer, som benvävnad, vilket gör att den reflekterade signalen inte når upp över brusnivån. Ett sätt att öka den reflekterade signalstyrkan är att i blodbanan injicera någon form av kontrastmedel som kraftigt ökar den akustiska reflektionen [28].

Redan i slutet av 1960-talet gjordes observationer av att ekoförstärkning uppträdde efter koksaltinjektioner. Idag har ett antal specifika medel för ultraljudskontrast utvecklats, av vilka flertalet bygger på en lösning som innehåller mikroskopiska gasbubblor. För att inte gasen omedelbart skall tas upp av blodet måste gasbubblorna vara stabiliserade t ex med ett omgivande skikt av palmitinsyra eller albumin. Mikrobubblor har en stor akustisk impedansskillnad mot blod och avger därför väsentligt högre reflekterad signal än blod. Detta ger en dramatisk förstärkning av signalerna som registreras av CW-, PW- och/eller färgdoppler. Storleken på mikrobubblorna är vanligen 2–10 µm, och utvecklingstrenden på kontrastmedlen går mot allt mindre bubbeldiametrar för att därigenom kunna passera lungkretsloppet och ge för-

stärkningseffekter vid mätningar inom hela cirkulationssystemet.

Utvecklingen inom området ekoförstärkande substanser går för närvarande mycket snabbt. Det återstår dock att finna den ideala ekoförstärkande substansen. Flera av dagens kontrastmedel är inte tillräckligt stabila för att kunna tåla större tryckförändringar. Mikrobubblorna kan t ex kollapsa av det tryck som genereras av ultraljudsutrustningen. Kontrastmedlet fungerar ofta bra när mätningar utförs i stora kärl eller i hjärtat, där nytt ekoförstärkande kontrastmedel kontinuerligt förs fram med den snabba blodströmmen. Däremot kan det bli problem där cirkulationen är långsammare t ex i vener, små artärer eller vid mätning av perfusion i organ.

Ett annat problem som observerats vid användning av färgdoppler är att flödesinformation hamnar »utanför» blodkärlet; de färgade områdena tycks blomma ut över blodkärlets väggar. Det har spekulerats kring orsakerna till detta fenomen, och en av orsakerna kan vara multipla reflektioner inom blodpoolen med sin ekoförstärkande substans.

Kontrastmedel i form av gasbubblor

När ultraljudsvågen träffar ultraljudskontrastens mikrogasbubblor sker inte bara en enkel reflektion, därtill startas även ett resonansfenomen, vilket innebär att bubblan ändrar sin diameter med samma frekvens som den infallande ultraljudssignalen. Det visar sig att den svängande gasbubblan därvid kan uppvisa ett olinjärt beteende, som även genererar övertoner med dubbla frekvensen (second harmonic) i den reflekterade ultraljudsvågen [29]. Så när t ex en ultraljudsvåg med frekvensen 2,5 MHz sänds in i mjukvävnad och träffar blodkärl som innehåller ekoförstärkande gasbubblor sker till att börja med en reflektion där den reflekterade signalen får samma frekvens som den utsända. Dessutom genererar själva gasbubblan en andra överton, 5 MHz, med en relativt hög amplitud.

Flera olika metoder finns nu för att utnyttja den fysikaliska egenskapen att kontrastmedel i form av mikrogasbubblor genererar övertoner. »Second harmonic imaging» innebär att man sänder ut ultraljud av en viss frekvens och detekterar ekon med den dubbla ultraljudsfrekvensen. Detta innebär att de signaler som flödesbilden nu grundar sig på enbart kommer från de områden där det finns kontrastförstärkande gasbubblor, dvs i cirkulationssystemet. Den vanliga ultraljudsbilden som genereras av den utsända frekvensen visar däremot enbart kärlstrukturen med hög signalintensitet från första övertonen. I jämförelse med en konventionell tvådi-

mensionell bild utan kontrast blir bilden nu ofta inverterad, dvs kraftiga ekon finns inuti själva blodkärlet.

Ett annat sätt att använda övertoner från mikrogasbubblor utnyttjar någon form av dopplerregistrering; CW-, PW-, färg- eller powerdoppler. Vid dopplerregistreringar i Harmonic mode är den stora fördelen undertryckning av dopplerskift med hög amplitud genererade av rörliga vävnader. Orsaken till denna undertryckning är bortfiltreringen av grundfrekvensen i mottagardelen. Dopplerskiftet från vävnadsstrukturer innehåller huvudsakligen signaler med grundfrekvensen medan signalerna från kontrastmedlet i blodkärlen ligger på dubbla grundfrekvensen och släpps igenom mottagaren. Undertryckningen av signaler från vävnad är i storleksordningen 35 dB. Ett problem är i detta fall bestämning av den exakta hastigheten med utgångspunkt i insonationsvinkeln och frekvensen på dopplerskiftet. För att kunna sända ut ultraljud med en frekvens och ta emot med den dubbla frekvensen krävs mycket bredbandiga ultraljudsgivare, som medger att båda frekvenserna kan passera genom givaren. Detta krav kan uppfyllas i dagens moderna digitala ultraljudssystem. En ytterligare utveckling av metoden gäller Second harmonic imaging direkt från olika vävnader utan tillsatt ekokontrast.

FRAMTIDA UTVECKLING

Om den snabba utvecklingen inom elektronikindustrin fortsätter, med »dubbelt så bra elektronikkomponenter till halva priset vartannat år», så kommer vi under det första decenniet på 2000-talet att kunna erbjudas såväl ytterligt avancerade ultraljudsutrustningar med extrem bildgenereringsförmåga för helt nya diagnostiska uppgifter som mycket prisvärda ultraljudsutrustningar lämpade för rutinsjukvård. Vi skall ge exempel på båda delarna.

Tredimensionellt ultraljud

Många organstrukturer, t ex komplexa vaskulära system, kan vara svåra att visualisera med en konventionell tvådimensionell ultraljudsbild eftersom kärl går in och ut genom bildplanet. Undersökaren måste därför lägga ned mycket undersökningstid för att bilda sig en uppfattning om hur kärlsystemet egentligen ser ut. Genom att utnyttja en kombination av ekoförstärkande substanser, Harmonic imaging/dopplerteknik samt insamling av ett antal ultraljudsbilder med olika bildsnitt är det redan idag möjligt att med hjälp av ett tredimensionellt program till sin dator rekonstruera en tredimensionell bild av kärlträdet [30–32]. Denna bild kan där efter naturligtvis elektroniskt manipu-

leras på olika sätt, t ex roteras för att kunna betraktas från alla riktningar. Nackdelen är att detta är en ganska tidsödande procedur. Men snart kommer ultraljudsapparater med ultraljudsgivare vars framsida ser ut som ett litet schackbräde och består av t ex $80 \times 80 = 6\,400$ givarelement, vardera av samma storlek som ett hårstrås diameter, och som möjliggör att den genererade ultraljudsstrålen momentant kan riktas i en godtycklig riktning in i kroppen. Därigenom blir det möjligt att bygga realtids tredimensionella ultraljudsapparater. Till detta behövs vidare tusentals kanaler med snabb elektronik som tar hand om ultraljudssignalerna och omvandlar dem till digitala data som kan matas till dator och bildskärm för vidare bearbetning och presentation.

Detta framtida tredimensionella ultraljudssystem behöver inte längre behandla ultraljudsdata som en serie av tvådimensionella bilder för efterföljande databehandling utan som en volym genom vilken ultraljudsoperatören i realtid kan utforska patienten – och detta till en kostnad motsvarande den för dagens konventionella ultraljudssystem.

Ultraljudsutrustningar för katastrofsituationer

Utveckling av helt andra typer av ultraljudssystem, som nu kan realiseras tack vare elektronikens snabba utveckling, har nyligen initierats av den amerikanska militären. Amerikanska regeringens Defense advanced research projects agency (DARPA) har under 1990-talet givit stora summor till utvalda universitet, halvledarföretag och ultraljudsföretag för utveckling av högkvalitativa ultraljudsutrustningar lämpade för användning i krigssituationer eller vid andra typer av katastrofer där det krävs snabb bedömning av offer/patienter med svåra skador.

Orsaken till satsningen är att patienters möjlighet att överleva har uppvisat en dramatisk förbättring om svåra skador kunnat diagnostiseras och behandlas inom en timme från skadetillfället. Det säger sig självt att en sådan utrustning även skulle kunna komma till stor användning inom den vanliga sjukvården. Kraven har varit utomordentligt höga: En bärbar batteridriven ultraljudsapparat, stor som en laptop PC, med bildkvalitet och dopplarfunktioner jämförbara med dagens stationära ultraljudsutrustningar.

»Ultraljudsstetoskop» på 2000-talet

Ett av resultaten av denna satsning är att man lyckats framställa flera »custom-design application specific integrated circuits» (ASIC). Dessa innehåller all

elektronik som behövs till en modern digital ultraljudsapparat på endast några få kvadratcentimeterstora chips med miljontals mikrometerstora transistorer vardera. Varje chipmodul räcker till en 32 linjers ultraljudsapparat, och för fler linjer används helt enkelt fler moduler. Den första ultraljudsapparaten enligt dessa specifikationer, SonoSite 180, finns nu ute på marknaden. Med 64 element »linear array»-ultraljudsgivare (frekvensområde 2–7 MHz), »Color power»-doppler, 5 tum TFT färgskärm, total vikt på ca 2,5 kg och ett pris kring en kvarts miljon SEK är det en sensation. Med ytterligare några års utveckling kan vi se fram mot ännu mer avancerade ultraljudsapparater som rymmer i läkarrockens ficka och med prisnivåer under 10 000 USD – det personliga »ultraljudsstetoskopet» för 2000-talets läkare.

Referenser

1. Edler I, Hertz CH. The use of ultrasonic reflectoscope for the continuous recording of the movements of heart walls. Lund: Kungliga Fysiografiska Sällskapets Förhandlingar 1954; 24: 1-19.
2. Edler I, Lindström K. The history of echocardiography. *Ultrasound Med Biol*. Under publ.
3. Sundén B. On the diagnostic value of ultrasound in obstetrics and gynaecology. *Acta Obstet Gynecol Scand* 1964; suppl 6.
4. Wells PNT. Biomedical ultrasonics. London: Academic Press, 1977.
7. Medical Ultrasound Safety. Laurel: American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM), 1994.
10. Holmer NG. Diagnostiskt ultraljud – grunderna. Lund: Bokförlaget Teknikinformation, 1992.
11. Fish P. Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. Chichester: John Wiley & Sons, 1990.
13. Kino G. Acoustic waves: devices, imaging and analog signal processing. Englewood Cliffs: Prentice-Hall Inc, 1987.
14. Angelsen B. Waves. Signals and signal processing in medical ultrasonics. Trondheim: Department of Physiology and Biomedical Engineering, Norwegian University of Science and Technology, 1996.
15. Lindström K, Olofsson PÅ. Physics of high-resolution ultrasonography. In: Lanzer P, Lipton M, eds. Diagnostics of vascular diseases. Berlin: Springer Verlag, 1997.
16. Fish PJ, Hoskins PR, Moran C, McDicken W. Developments in cardiovascular ultrasound: Part 1: Signal processing and instrumentation. *Med Biol Eng Comput* 1997; 35: 561-9.
18. Atkinson P, Woodcock JP. Doppler ultrasound and its use in clinical measurement. London: Academic Press, 1982.
19. Jensen JA. Estimation of blood velocities using ultrasound. Cambridge: Cambridge University Press, 1996.
20. Angelsen B, Hatle L. Doppler ultrasound in cardiology. Philadelphia: Lea & Febiger, 1982.
22. Vaitkus PJ, Cobbald RSC. A comparative study and assessment of Doppler ultrasound spectral estimation techniques Part I: Estimation methods. *Ultrasound Med Biol* 1988; 14: 661-72.

23. Vaitkus PJ, Cobbald RSC, Johnston KW. A comparative study and assessment of doppler ultrasound spectral estimation techniques Part II: Methods and results. *Ultrasound Med Biol* 1988; 14: 673-88.
27. Nilsson A, Olofsson PÅ, Lorén I, Carlstedt L, Nilsson P. Color doppler energy: Computer analysis for detection of volume flow variations. *J Ultrasound Med* 1997; 16: 679-84.
29. Nanda NC, Schlieff RS, Goldberg BB. Advances in echo imaging using contrast enhancement. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1997.
30. Steen E, Olstad B. Volume rendering of 3D medical ultrasound data using direct feature mapping. *IEEE Trans on Med Imaging* 1994; 13: 517-25.
32. Nelson TR, Pretorius DH. Three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 1998; 24: 1243-70.

En fullständig referenslista kan erhållas från Kjell Lindström, Institutionen för radiologi och fysiologi, Medicinsk teknik, Universitetssjukhuset MAS, 205 02 Malmö.