

Diagnostiskt ultraljud

Teknik och Teori

Ljud är en mekanisk våg som kräver ett medium för att fortskrida. Liksom vanliga ljudvågor är ultraljudsvågor longitudinella, paraklasmas svängning sker i samma riktning som vågens utbredningsriktning. Ultraljudsvågornas frekvens ligger mellan 1 och 15 MHz, detta är långt över det högsta frekvens som människor kan höra. Detta ger ljudvågorna en kort våglängd vilket lämpar sig väl för undersökning av biologiska vävnad. Longitudinella vågor kan fortskrida i såväl gas, vätska som fast material.

Ultraljudsundersökning av kroppen är grundat kring akustiska reflektioner i gränsvor mellan olika mjukdelar i kroppen såsom skallellvävnad, fett, senor och vätskor. Reflektionerna beror av skillnaden i karakteristisk impedans hos olika vävnader. Impedansen är ett mått på hur mediets molekylar rör sig som följd av akustiskt tryck. Denna är proportionell mot mediets densitet enligt $Z = \rho * v$ (karakteristisk impedans=densitet * ljudhastighet).

Det finns olika sätt att utnyttja ultraljud för undersökning av kroppen men de flesta grundas på puls-eko-metoden. Från en ultraljudsvivare skickas en kort ultraljudspuls som utbreder sig i kroppen med en ljudfart. En medelvärde för denna ljudhastighet i kroppens mjukdelar är 1540 m/s. Vid gränsskiktet mellan två medier, exempelvis muskel och fett reflekteras en del av ultraljudspulsen och utbreder sig tillbaka mot givaren och registreras. Tiden som går mellan sändning och mottagning samt intensiteten hos det reflekterade ljudet registreras av givaren. Avståndet d till den reflekterande gränsytan bestäms ur sambandet:

$$D = c * t / 2$$

Den karakteristiska impedansen för muskellvävnad är 1,70 µg/m²/s och den karakteristiska impedansen för fett är 1,38 µg/m²/s. Denna skillnad gör att de fortskridande ljudvågorna kommer att brytas i gränsvävnad mellan det första mediet och det andra. Vid brytningen sker såväl transmission som reflektion. Intensiteten hos det reflekterade ljudet bestäms utav reflektansen R för gränsytan.

$$R = ((Z2-Z1)/(Z2+Z1))^2$$

En större skillnad i karakteristisk impedans mellan två medier medför en större mängd energi som reflekteras. Endast en liten del av pulsen reflekteras i gränsytan, den huvudsakliga delen (>90%) av pulsen fortskrider genom flera medier och reflekteras i andra gränsvor längre in i kroppen. Alla dessa reflektioner ger information till givaren. Den insamlade informationen används för att skapa en bild, ett tvärsnitt av vävnaden man studerar. Bilden visar avståndet till gränsytan med längden i bilden och intensiteten hos det reflekterade ljudet med färgstyrkan. Detta medför att en ultraljudstekniker kan studera bilderna som skapas och identifiera de olika vävnaderna.

För att en ultraljudspuls skall fortskrida så djupt in i vävnaden som möjligt bör en lägre frekvens väljas. Detta ger läsa våglängd vilket minskar dämpningen då vågen utbreder sig i mediet. Denna dämpning beror av absorption, reflektion och spridning. Absorptionen beror av den friktions som bildas mellan molekylerna i svängning. Reflektionen i gränsvor är sållan rät och yomra i biologisk vävnad är inte spegelblanka. Detta medför att en del av energin kommer att spridas i annan riktning än vågens rörelseriktning. Spridningen sker då vågen reflekteras mot små vävnadstexturer i mediet, biologisk vävnad är sållan homogen. Ett problem med ett väl av lägre frekvens är att en del av upplösningen går förlorad. En högre frekvens med kortare våglängd ger en högre upplösning. Denna upplösning uttrycks mer korrekt som lateral upplösning. Detta vill säga förmågan att urskilja två punktkällor som är placerade vinkelrätt mot strålens utbredningsriktning.

Diffraction är ett problem som ultraljudsvågor medför. På en våg alltså ett förhållande som är jämförbart med våglängden hos den alstrade vågen beskriver fysikens lagar att denna inte kan fortskrida som en väldefinierad stråle över längre avstånd. Strålprofilen är till en början cylindrisk men efter en viss sträcka divergerar vågen och strålprofilen liknar då en kon. Den cylindriska strålprofilen finns i närheten(Fresnel). Dess längd T bestäms utav sambandet:

$$T = (d/2)^2 / \lambda$$

Där d betecknar diametern hos givaren och λ är våglängden hos den utsända ljudvågen. Den konformade strålprofilen finns i fjärrfältet(Fraunhofer). Vinkeln θ hos den avvikande vågfronten i förhållande till normalen till givaren bestäms utav sambandet:

$$\sin \theta = 1,22 \lambda / d$$

Dessa båda samband visar att närffältet blir längre och diffractionen mindre om våglängden minskas det vill säga vid val av högre frekvens detta kan endast göras inom vissa gränser då absorptionen ökar kraftigt med högre frekvens. Valet av frekvens är alltså en kompromiss som beror av det område som skall undersökas.

För att få en så god lateral upplösning som möjligt bör strålen vara smal och jämn. Detta skulle kunna tänkas vara möjligt genom valet av ett mindre givarelement. Enligt sambanden ovan skulle detta förkorta närffältet och göra vinkeln θ större. Detta skulle alltså ge samma laterala upplösning. För att fokusera strålen använd mekaniska linssystem och elektronisk fördörjning(linear- samt phase array).

Ett modernt användningsområde för ultraljud är vid mätning av rörelser i kroppen. Exempelvis flödet i blodkärl eller hjärtklaffarnas rörelser. Detta kan mätas med så kallad ultraljudsdoppler.

Tillämpningar

Diagnostiskt ultraljud har som alla andra tekniker sina för- och nackdelar. En nackdel är att när den akustiska impedansen skiljer sig för mycket, som till exempel mellan ben och muskler, reflekteras en för stor del av signalen för kunna undersöka bakom benet. Av samma anledning lämpar sig tekniken utmärkt för de mjuka delarna i kroppen, då man kan urskilja även en liten förändring i akustisk impedans. De vanligaste tillämpningsområdena är undersökningar av hjärta, bithälor, blodflöde, buk- och höga krav av hållbarhet på.

Den mest välkända tillämpningen är förmodligen inom obstetrik där man använder ultraljud för att undersöka foster dess modrar under graviditeten. I Sverige har det varit en rutmässig undersökning sedan Kvinnokliniken i Malmö öppnade för ultraljudsundersökningar 1973. Numera utförs alla gravida kvinnor att ta ett fosterdiagnostiskt prov någon gång runt den sjunde veckan. Syftet med undersökningen är i första hand att bestämma fostrets ålder. Detta görs genom mätning av skallebens diameter samt läbens längd. Fostrets organ undersöks också.

Provet går till så att man placerar en gel med lämplig akustisk impedans mellan moderns mage och transducer. Ofta ombeds mammorna ha en full blåsa för att skapa ett "fönster" in till fostret. Minst tre olika skal-lade omoigrafiska snitt görs av undersökaren. Ett frontalsnitt, där barnet visas framifrån, ett sagittalsnitt där barnet visas i profil samt ett transversalsnitt, också känt som ett tvärsnitt.



Det finns även 3D och 4D skanners där snitten är många och sker kontinuerligt. Dessa är i medicinsk mening inte bättre än en 2D undersökning i realtid, då de inte kan diagnostisera bättre eller fler saker. En ultraljudsundersökningen kan vara ganska tidskrävande (nutt 20 minuter) eftersom man inte har en frågeställning. Man lear så att säga efter "allt".

Ultraljud är oreligt, då inga skador har påvisats på grund av ultraljud hos barn eller modrar sedan den kommersiella starten vid 70-talet. Hur som helst har det gjorts två oberoende undersökningar i Sverige och Norge som påvisar en tydlig tendens till vänsterlambet hos pojkar i samband med stor ultraljudsexponering. Det finns också teorier om att den lätta värmeevklning som sker i samband med ultraljud kan ställa till problem mellan ben och mjukvävnad hos fostret.

En studie med att ta ett ultraljudsprov jämfört med att inte göra det är ganska gammal. Historiskt sett var det nytt att bland annat kamma uppåttacka tvillingar tidigare, bestämma kön och gissa födeledatumet mer exakt. Om man vet exakt hur länge graviditeten har pågått kan man också med stor säkerhet av göra om fostret lider av tillväxproblemet. Någon som 75% av modrar inte upplever symptom av. Man mäter även barnets storlek, dess puls, med hjälp av dopplereffekt, samt ser till att moderkakan ligger rätt i livmodern. Att moderkakan blockerar barnets utväg är en av de vanligaste anledningarna till kejsarsnitt.

Sedan 90-talet har man också börjat leta efter avvikelser hos fostret. Man undersöker bland annat det centrala nervsystemet för att kunna avgöra om det finns några abnormaliteter. Över 400 olika typer av avvikelser kan man idag diagnostisera. Om en sådan upptäcks i tid erbjuds modern abort. Det är en fråga som har väckt många debatter genom åren, där alla människors lika värde ställs mot rätten till ett värdigt liv. Enligt Statistiska Centralbyrån avbröts 22% av graviditeter, där man med hjälp av ultraljud hade upptäckt missbildningar hos barnet, 2003 till 2006. Den vanligaste av dessa upptäckter, hos de avbrutna graviditeterna, var abnormaliteter i det centrala nervsystemet.

För att säkerställa kvaliteten hos ultraljudsundersökningar görs det obduktioner av aborterade foster. Trafiksäkerheten på en ultraljudsdiagnos är betydande hög. En serie av obduktioner i Trondheim mellan 1985 och 1994 visade att diagnostiskt ultraljud upptäckte och hade gjort en korrekt diagnos i 94% av fallen. De övriga sex procentenheterna var fall som den prenatala diagnosen inte hade lyckats säkerställa. Inga fall av en felaktig diagnos som ledde till abort upptäcktes.

Ultraljudsapparaten

Den tekniska utrustning som används vid ultraljudsundersökningar kallas tillsammans för ultraljudsapparaten. Den består av en bildkärna som visar resultatet, en sändare/mottagare som kallas ultraljudstransducer och en dator med kretskort som omvandlar mellan analog och digital signal samt behandlar den information som sänds och mottags från ultraljudstransducern.

Ultraljudstransducern är den del i ultraljudsapparaten som sänder och mottar ultraljudet. Det är möjligt tack vare ett piezoelektriskt material som omvandlar elektriska signaler till tryckvågor eller vice versa. Piezoelektriska material gör tryckvariationer till elektriska signaler. Piezoelektriska material finns i naturen, bland annat kvarts men i de flesta fall används idag konstgjorda keramiska ämnen av typen by-zrkonat-titanat (PZT).

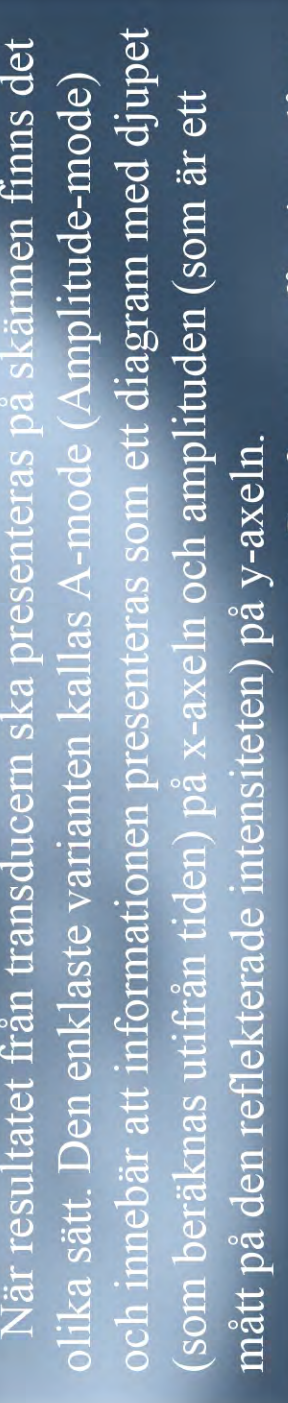
Detta konstgjorda material kan enkelt tillverkas i valfri form, vanligast är en rund skiva som man sedan placerar mellan två elektriska. Läggs en växelspänning över elektroderna så kommer den konstgjorda kristallen att röra sig med växelspänningens frekvens och då ge upphov till tryckvariationer (ljudvågor). För att det ska vara så effekttvå som möjligt så måste det uppstå resonans i kristallen. Det innebär att varje enskild kristall som tillverkas fungerar för en förutbestämd våglängd som är beroende på kristallens tjocklek. På motsvarande sätt gör tryckvariationer (ultraljud) som når det piezoelektriska materialet att det sätts i rörelse, iaddningen i materialet vibrerar och det omvandlas av elektroderna till en analog växelspänning. Beroende på om man vill sända ut en kontinuerlig våg av ultraljud eller bara korta pulser så behövs två eller en transducer. En kontinuerlig våg av ultraljud kan sändas ut och sedan reflekteras i kroppen och därifrån komma tillbaka.

Eftersom transducerna hela tiden sänder behövs en till transducer som mottar signalen. Däremot om pulssat ultraljudssignal så används tiden mellan pulserna till att motta signalen som kommer tillbaka. Om till exempel transducern sänder ut en våg på tre våglängder, under den tid det tar för ljudvågen att nå maxdjup i mediet och tillbaka kan transducern då lysna och informationen överförs till datorn. Eftersom våglängden för ljudvågen är direkt proportionell mot avståndet den färdats i mediet kan tiden för olika eko uppmätas och ett avstånd till olika gränsvor kan beräknas och visas på en display. Det är denna pulsemåttod som ligger till grund för den moderna ultraljudsdiagnostiken.

Tiden det tar för ett eko att återvända till transducern mäts mycket noga av datorn och eftersom ljudhastigheten i kroppens mjukvävnader är 1540m/s kan det djup vilket eket kommer ifrån beräknas. Men för att datorn ska kunna använda signalen som ett eko ger upphov till måste signalen först omvandlas till en digital signal, det sker i en A/D omvandlare. Där omvandlas den digitala signalen som datorn skickar till transducer för att den ska sända och där omvandlas de analoga signaler som transducern sedan returnerar till datorn när den hör ett eko. Dagens moderna ultraljudsapparater kan innehålla hundratals transducer och då behövs också hundratals A/D omvandlare. A/D omvandlaren är en av viktigaste elektriska komponenterna i en ultraljudsapparatt och de är avancerade och många vilket innebär ett stort problem när man vill tillverka mindre och billigare ultraljudsmaskiner.

Men på senare år har utvecklingen gått raskt fram och moderna elektriska komponenter har blivit både mindre och billigare vilket har lett till att man nu kan tillverka ultraljudsmaskiner inte mycket större än en liten handdator, självklart inte med samma prestanda som en stor ultraljudsmaskin. När resultatet från transducern ska presenteras på skärmen finns det olika sätt. Den enklaste varianten kallas A-mode (Amplitude-mode) och innebär att informationen presenteras som ett diagram med djupet (som beräknas utifrån tiden på x-axeln och amplituden (som är ett mått på den reflekterade intensiteten) på y-axeln).

Gräfen man får visar då ett antal toppar som motsvarar de fins olika gränser. Höjden på topparna ger en uppfattning om intensiteten i gränsytan.

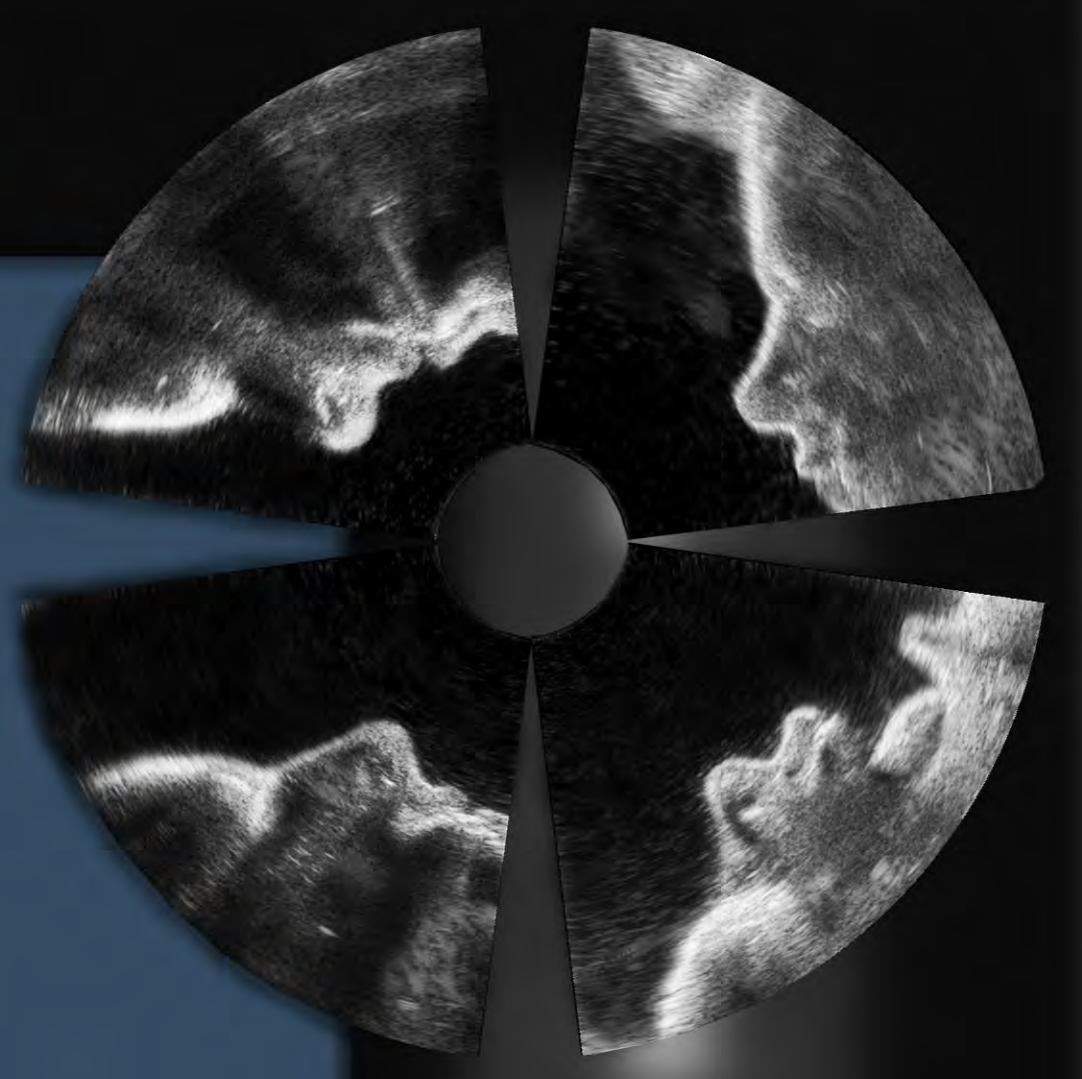


Detta är ett resultat där fåsta gränsvor blir ljusprickar på rak linje medan rörliga vägar ger upphov till en kurva.

Detta är mycket användbart om man vill kolla på till exempel hjärtklaffarnas rörelse. På grund av absorption i kroppsvävnaden minskar amplituden på ultraljudssignalerna proportionellt mot deras gångväg i kroppen och därför också mot väglängden. För att en gränsyta ska ge upphov till samma reflekterade amplitud oberoende av djupet i kroppen den ligger på är förstärkningen av den mottagna signalen tidsstyrd. Det innebär att förstärkningen är synkroniserad med sändar/mottagar-systemet och har en ökande förstärkning som beror på tiden som gått sedan ultraljudssignalen sändes. På detta vis blir alla ultraljudsrepresentationer mycket mer meningsfulla.

Som tidigare nämnts är det B-mode som ger upphov till de bilder som många människor känner igen som en ultraljudsbild. Man kan med många olika parallella nästan parallella B-mode svep skapa en bild. Den enklaste varianten för att skapa en bild är att man helt enkelt vickar på transducern så att den sänder och mottar ljud i form av en cirkelskor. Denna metod kräver stor skicklighet hos operatören och ger ganska dålig bild. En fördel är att man bara behöver ha ett litet "fönster" när man använder denna metod. En vidareutveckling av detta är att man istället har en motor som sköter vickandet. Det eliminerar problem som att man ska vicka i konstant hastighet och att transducern inte får röra sig i såled man bara ska vickas, samt kan vickandet ske med större hastighet vilket ger en ofattare bildkvalitet. Ett annat sätt att skapa en bild är att ha en linear array scanner som är flera transducer bredvid varandra på rad. Det kan med ett exempelvis 100 enskilda transducer som arbetar i grupp med att sända ut pulser. Som exempel kan element 1-10 arbeta som en grupp och sända ut en puls och när det sista eket kommit tillbaka sänder nästa grupp med element 2-11 ut en puls och så vidare. Med hjälp av datorn styrs hur pulsen sänds ut och genom att registrera olika hos element med olika placering kan en bild byggas upp. Linear array ger upphov till en rektangulär bild men om man istället väljer att placera transducern på en konvex yta får man en curved array scanner som ger upphov till en bild i form av en cirkelskor. Fördelen med curved array är det bredare bildfältet. Med fler gränsvägar så blir det sändningar som behöver göras för att hela bilden ska tillverkas i datorn. Vid undersökning vid 15 cm djup är det krävs 20ms för 100 givarelement att framfärdas i en bild. Det motsvarar 50 bilder per sekund som är ungefär vad en gammal tvock-tv producerade.

Moderna arrays kan innehålla upp över 1000 element och då sänder ofta olika grupper samtidigt och datorn separerar ekona. Datorutvecklingen har gjort mycket för ultraljudet och precis som en tv-dimensionell bild kan byggas upp av många punktlinjer som läsa av B-mode så kan även tre-dimensionella bilder byggas upp. Med flera snitt av tvådimensionella bilder kan en grupp sättas ihop i datorn och skapa en tredimensionell bild. Bilderna som bildas är aldrig helt korrekta. Det uppstår artefakter (felaktigheter i bilden) på grund av många olika anledningar. Vanligt är skuggområden som kan uppstå på grund av extra hög absorption eller reflektion i ett område. Strålen som reflekteras eller absorberas fortsätter inte till bakomvarande vävnad och kan därför inte ge fler eker vilket resulterar i ett svart område. Detta gör det svårt att se samma huvudet. Andra fenomen som kan orsaka artefakter är böjning och eftereko. Böjning innebär att strålen böjs i kroppen och eket som kommer tillbaka kommer inte från den beräknade platsen i kroppen. Eftereko uppstår när den mekaniska signalen kommer tillbaka till sändaren/mottagaren så reflekteras en del av den och tar en vända till i kroppen.



Ultraljudsapparater: Voluson E8 Expert BT08 är både 3D och 4D bilder. Den kostar betydligt på internet ca 135 000 dollar.

Projektlansch framställt utav Anton Sobolev, Anton Solov, Eglil Tordegenen och Dan Tilderkrvist, på uppdrag utav Lunds Tekniska Högskola, 2010

Redföret: Berglund, F., Jonsson, B.-A. (2007). Medicinsk Fysik. Lund: Studentlitteratur. Lundström, K., Olofsson, P. A. (2000). Diagnostiskt ultraljud - bakgrund och utvecklingsmöjligheter. [Elektronisk]. Läkarutbildningen, volym 97, nr 41. Tillgänglig: www.lunskivakademin.se/2000/temp/pd21803.pdf [2010-10-03] Holmér, N.-G. (1986). Diagnostiskt ultraljud - grunderna. Lund: Svensk förening för medicinsk teknik och fysik. Hoskins, P. R., Thrush, A., Martin, K., Whittingham, T. A. (2003). Diagnostic ultrasound physics and equipment. London: Greenwich medical media limited.