

## MRI US fusion

1.) [https://www.google.hu/search?q=fusion+US+MRI&ie=utf-8&oe=utf-8&rls=org.mozilla:hu:official&client=firefox-a&gws\\_rd=cr&ei=2VRtUqX1CYnEtQac1IDYCA](https://www.google.hu/search?q=fusion+US+MRI&ie=utf-8&oe=utf-8&rls=org.mozilla:hu:official&client=firefox-a&gws_rd=cr&ei=2VRtUqX1CYnEtQac1IDYCA)

Mindkét technika erősségét ötvözi

UH: real time vizsgálat, biopszia vezérlés,

vak biopszia is bevett módszer – komoly tumorok 35 %-a fals negatív, sok fals poz (klinikailag nem szignifikánstumorok – microfocalis cc.)

MRI: nagy szöveti kontraszt

3 módszer: a mintavető arra a régióra céloz, ahol az MRI kimutatta a tumort, MRI csőben történő mintavétel (drága, időigényes, MRI fúzió UH-al: gyakorlatot igényel a fúzió létrehozása, de járóbetegellátás formájában kivitelezhető, percek alatt a fúzió létrejön gyakorlott kezekben, a 3D modell alapján pontos a mintavétel

Fúzió: legalább két kép együttes ábrázolása, amely sokkal informatívabb, mint egyenként a szeparált képek. Manualis v. automaticus vizsgálófej rotáció pl. prostata cc. esetén

LogiqE9 simultán képes megjeleníteni az élő UH képet és a korábban megtörtént CT v. MRI képet. A CT és MRI vizsgálatok 3D adatokat hordoznak magukban, ami a beteg anatómiáját foglalja magában DICOM formátumban. Az ultrahang ezzel ellentétben a legtöbb esetben real time vizsgálat. A staticus korábbi 3D adatokat szinkronba hozhatjuk a real time vizsgálattal a Volume Navigation rendszerrel. AZ UH berendezés párhuzamosan megjeleníti az UH képet és az MRI/CT adatokat a megfelelő szelet magasságában. EZ egy elképesztően gyors adatfeldolgozást kíván tetszőleges síkban amit egy 3D munkaállomás és egy UH berendezés egybegyűrésa jelentett. A Volume Navigation rendszer felismeri a beteghez viszonyítva a vizsgálófej helyzetét, és a korábbi 3D adatokból azonnal rekonstruálja az adott szeletet nem csak axialis, hanem tetszőleges síkban. Ha a nagyítás mértékét változtatjuk, az UH-ael ábrázolható területeken túli képleteket is megjeleníthetjük az MRIvel. Split screen – a két kép egymás mellett jelenik meg, zoom-arányváltoztatás: az UH képen kívül eső területek is megjeleníthetők az adott síkban, kiaknázva az MRI NAGYOBB vizsgálati mezőjét. A két kép egymásvetítve is transzparensszerűen ábrázolható.

UH előnyök: nem ionizáló, real time, nagy térbeli felbontóképesség, hordozható, intervenció könnyű a beteghez való könnyű hozzáférés miatt, MRI előnyök: nem ionizáló, a beteg méretei nem befolyásolják a kép minőségét, nagy kontrasztfelbontás, széles vizsgálati mező, A radiológusokat gyakran kéri, hogy karakterizálják a CT/MRI során látott elváltozásokat. A lézió léte nem kérdés, de néha nehéz eldönteni, hogy folyadékkal telt v. solid, homogen v. heterogen. De a lokalizálás néha nehézségekbe ütközik UH-on: a lézió isoechogén a szomszédos szövetekkel. a lézió néha csontok v. légtartalmú képletek mögé rejtőzik. Néha számos lézió közül kell kiválasztani pl. a minket érdeklő elváltozást, Ilyenkor segít a Volume Navigation, h. az általunk követett elváltozás azonos azzal, amit a másik képalkotó vizsgálattal is szeretnénk volna ábrázolni. Biopsziában, ablatiában és más intervenciók beavatkozásban szintén használható a leginkább érintett terület kiválasztásában. Az MRI/CT képen választjuk ki a biopsziára legalkalmasabb területet, míg az UH-on követjük realtime a tű behatolását, irányát, mélységét és a találati biztonságot.

MRI alatt végzett biopszia időtartama 45 perc- egy óra, míg az UH/MRI ideje alatt további hasznos MRI vizsgálatokat is el lehet végezni anélkül, hogy megállna a diagnosztika. Az MRI kép (baseline) után az UH (primary follow up) alkalmas lehet a követésre a korábbi képpel való összevetéssel. Az UH nem helyettesíti az MRIt, de komolyan kiegészíti a fúzió során azokat az adatokat, ami abból nyerhető. Ctvel végzett primer diagnosztika esetén a fúziós képalkotás szükségtelenné teszi az ismételt sugárterhelést, a korábbi CT adatokból már elvégezhető az UH vezérelt biopszia még nehéz UH körülmények között is.

## Elastography

eSie Touch Elasticity Imaging Technology

### ARFI

- 1.) [http://en.wikipedia.org/wiki/Acoustic\\_radiation\\_force\\_impulse\\_imaging](http://en.wikipedia.org/wiki/Acoustic_radiation_force_impulse_imaging)
- 2.) [http://www.siemens.com.au/healthcare-detection\\_ultrasound-ed](http://www.siemens.com.au/healthcare-detection_ultrasound-ed)
- 3.) <http://www.slideshare.net/hungnguyenthien/arfi-and-fibroscan-in-fibrosis-liver-evaluation-on-554-cases>

Az elastographia mechanikus kompressziót használ a szöveti merevség analíziséhez. A szoftver kiszámítja a szöveti feszülést a kompresszió előtti és utáni UH nyaláb terjedési sebességének változása alapján. A számítási paramétereket elastogramon jeleníti meg, mely egy színes térkép a B-módú greyscale képre vetítve. Az elv azon alapszik, hogy a patológiás elváltozások többnyire merevebbek, keményebbek a jóindulatú kórformákhoz viszonyítva, így a deformáció sem jelentkezik bennük olyan mértékben, mint a benignus léziókban. Az elasticitási hullám sebességének változása is más a merev szövetekben (más elv alapján méri). Egy minőségi jelzőrendszer követi az operator kompressziós technikáját. Korábban a merevséget tapintással vizsgáltuk, azonban nem minden lézió tapintható (mély elhelyezkedés, merev, csonttal fedett területen helyezkedik el). Az elastographia a követés során is segítséget nyújt, megváltozik a célzott kezelés hatására a lézió merevsége, keménysége. A technika megjelenése az invazív beavatkozások számának csökkenésével járhat, segít a diagnosztikus döntéshozatalban, pontosítja a döntések helyességét. Alkalmazási terület: emlőtumorok, nyirokcsomók, pajzsmirigyöbök, májfibrosis, vese, prostata, mélyvénás thrombosis idejének megítélése. Hatalmas számítási igénye miatt csak a komputer technológia fejlődésével vált lehetővé a kereskedelmi forgalombahozatala. A szöveti elmozdulást is analizálja a kompresszió előtt és után. Piros jelzi a nagy szöveti torzulást, míg a kék a kis szöveti deformációt (kemény, merev szövet). Pulzáció belső energiából is használható pl. pm. melletti carotis pulzáció. A technika ötvözhető a korábban említett Volume Navigation rendszerrel és a fúziós technikákkal (pl. mammografiás képen megtalálni a célzott vizsgálatra kiválasztott léziót). Példa: mélyvénás thrombosis korának meghatározása a terápia szempontjából lényeges. Az UH, phlebographia, CT és MRI alapján nem mindig lehetséges a pontos kormeghatározás. A thrombosis az organizációs folyamat során változik, megváltozik a rigiditása is, egyre keményebb lesz. A thrombus merevsége valahol 6.-12. nap között fokozódik (media hyperplasia, fibrosus megvastagodása az intímának), előtte zöld volt az elastogram (soft elasticitás). Recanalisatio során is megváltozik az elasticitás. Asubacut fázis 3 hét után már egyértelmű az elastogram alapján. A B-mód UH-on is nő a reflektivitása a thrombusnak. A recanalisatio a signál hiányában nyilvánul meg pl. a környező szöveti elemekben reperfusio látható lyukak formájában, míg maga a thrombus kék.

mammo: nők 40 %-a szűrte csak, ezek 18 %-a eleve rossz prognosis (nagy és agresszív tumor). Egy részét a mammographia nem észleli v. nem tud dönteni (kicsi, de high grade tumor pl. dens emlőben – diff.dg. nehézség). Cél: Megtalálni a kis méretű tumorokat nyirokcsomó negatív nőkben is és jellemezni azokat. Kizárja a fals pozitív eseteket. 3,5 cm-en túl már nem megbízható.

Qualitatív és quantitatív jellemzés lehetséges egyaránt a szöveti deformáció alapján.

Minimális Manuális kompresszió a transducerral – axialis és lateralis deformitás – a lézió torziója a szomszédos szövetekhez hasonló – zöld, heterogén torzulásnál kék és piros jelek, a lézió centruma rigid, periféria a szövetekhez hasonló, az egész elváltozás rigid, az elváltozás és a környezete is rigid, quantitatív analízis a környező szövetek (ált. zsír) elasticitásához vinyotított arány alapján.

Fiziológiás szöveti mozgások: belső kompresszió pl. szív és vascularis pulzáció, légzés

Supersonicus fókuszált UH lökéshulláma által generált szöveti deformitás észlelése, < 30 ms

## Virtual Touch imaging

Siemens fejlesztés, a mélyen elhelyezkedő, felületes kompresszióval elérhetetlen szöveti területek is vizsgálhatók az ARFI technológiával – akusztikus lökeshullám. Az alap akusztikus hullámmal felméri a szöveti viszonyokat, majd utána lökeshullám okozta deformitás mérésére ismételt akusztikus hullámmal leméri a deformációt. Ezt a sorozatos lökeshullámot a sík minden vonalán 256 adatgyűjtéssel megismétlik axialis irányban. Megvizsgálható a lökeshullámra merőleges laterális irányú elasztikus hullám terjedési sebessége is (1-10 m/s), amit különböző távolságban mérünk a lökeshullámtól. A sebességből kalkulálható a szövet merevsége, mivel az elasztikus hullám sebessége változik a szöveti rigiditás szerint. A shear wave gyorsan csillapodik a szövetben a gyengítési koeficiens értéke szerint. Szoros összefüggés van a szövet rigiditása és a terjedési sebesség között. A mintevételihelynél mérjük a megérkezési időt, ez alapján a sebesség kalkulálható. A ROI terület minden pontjában megmérjük ezeket az értékeket.

Virtual Touch Imaging egy elastogramalapján jeleníti meg a szövetek relatív keménységét egy általunk kiválasztott területhez viszonyítva. Ezzel a technológiával az egyébként isoechogén szöveti típusok is elkülöníthetőek egymástól.

Transducer and frequency

- 1.) <http://www.youtube.com/watch?v=JAbns2PR4-A>
- 2.)

US biopsy guide

[https://www.google.hu/search?q=fusion+US+MRI&ie=utf-8&oe=utf-8&rls=org.mozilla:hu:official&client=firefox-a&gws\\_rd=cr&ei=2VRtUqXICYnEtQac1IDYCA](https://www.google.hu/search?q=fusion+US+MRI&ie=utf-8&oe=utf-8&rls=org.mozilla:hu:official&client=firefox-a&gws_rd=cr&ei=2VRtUqXICYnEtQac1IDYCA)

Volume Navigation

- 1.) [http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Ultrasound/LOGIQ/LOGIQ\\_E9#tabs/tabB5A5A24BC9354A1CB0B33E89C7FB4197](http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Ultrasound/LOGIQ/LOGIQ_E9#tabs/tabB5A5A24BC9354A1CB0B33E89C7FB4197)
- 2.)

US contrast

US GPS

- 1.) <http://www.youtube.com/watch?v=54nx6VsQISs>
- 2.)

US Needle Tracking

Auto-IMT (Intima Media Thickness)

Volume Ultrasound

**Multipanar imaging** allows you to view any plane individually or simultaneously with other orthogonal planes.

**The C-plane** allows you to display areas in an imaging plane parallel to the skin—ordinarily impossible using conventional 2D ultrasound.

**Tomographic Ultrasound Imaging (TUI)** enables volume data to be viewed in multiple slices, much like CT and MR.

**Volume Calculation (VOCAL)** helps you evaluate irregular structures by automatically calculating volumes based on automated or manual tracing of the structure.

**Cardiac Tools**

**Tissue Velocity Imaging (TVI)**, a cardiac tool that measures the myocardial velocities longitudinally, evaluating systolic and diastolic function.

**Tissue Velocity Doppler (TVD)** measures segmental velocity of the myocardium longitudinally.

**Q-Analysis** plots the velocity information of discrete points for graphical analysis.

B-flow

Cross Xbeam

Tissue Imaging

Coeded harmonic imaging

1.) <http://www.youtube.com/watch?v=ZTIHyEr1cnI>

2.)

High-intensity focused ultrasound

1.) <http://en.wikipedia.org/wiki/HIFU>

2.) <http://vimeo.com/1920725>

3.)

Tele Operated Ultrasound Probe (TOUP)

1.) <http://www.youtube.com/watch?v=5hD16Uyb9RU>

wireless ultrasound transducers

4D strain

Tissue Doppler

1.) <http://www.visualsonics.com/tissuedoppler>

2.) <http://www.vmi.pitt.edu/CTVU.html>

Pleural US

## Wall Motion Score Index - WMSI

Az infarctus nagyságának jellemzésére szolgál, globalis funkció az infarctus kiterjedésére utal. Hypokinetikus, akinetikus és dyskineticus mozgások jellemzésére. A transmuralis feszülést is jellemzi. Szegmentumonként jellemzik a fali mozgást.

A tissue doppler képalkotás: Míg a konvencionális Doppler vizsgálat a magas frekvenciájú, alacsony amplitúdójú jeleket rögzíti a gyorsan haladó vörösvértestekből, addig a TDI az alacsony frekvenciájú, alacsony sebességű tartományt méri az szöveti képletekből. Limitatio: Csak az UH nyalábbal párhuzamos mozgást képes érzékelni és nem különíti el a passzív és aktív mozgásokat. A csúcsi négyüregű mérés során a myocardium jellemzésére leginkább a mitralis gyűrű mozgásának a megítélése használható. Színes megjelenítése a TDInek a myocardialis sebesség a B-módú képre vetítve. A color TDI egyszerre jelenít meg sok mozgásértéket nagy térbeli felbontóképességgel. A balkamrai systolés és dyastolés funkciók egyaránt jellemezhetőek. Megállapítható a balkamrai töltőnyomás, elkülöníthető a kontriktív pericarditis és a restriktív cardiomyopathia, felállítható a korai hypertrophiás cardiomyopathia diagnózisa és elkülöníthető a technikával az atlétaszívtől. Vizsgálható a technikával a jobbkamrai funkció is, mely prognosztikai faktor jobbszívfél elégtelenségben. A Tissue Doppler Imaging lehetővé teszi a sebességből és a deformációból, hogy kiszámítsuk a feszülés mértékét. A color Doppler technikában alkalmazott nagysebességű fali filter itt kikapcsolt állapotban. A TDI a kamrai mechanikus dyssynchronisatio mérésére is alkalmas a cardiac resynchronisation therapy megkezdése előtt.

Érdekességek

<http://www.youtube.com/watch?v=JKBSNKmreOM&list=PLA962934180A0A6D0>  
<http://www.youtube.com/watch?v=3k7jxIXDVUk&list=PL92CF3BD34D868D33>  
<http://www.youtube.com/watch?v=eXPC4Pz8L1g&list=PL92CF3BD34D868D33>  
<http://www.ob-ultrasound.net/history2.html>  
<http://www.youtube.com/watch?v=OBV7i9zRAto&list=PL1D690E729CAE7D83>  
<http://www.itnonline.com/article/glance-recent-trends-ultrasound>

Mint minden számítógépes terület, az ultrahang gépek is gyorsabbak lesznek és egyre nagyobb adatmennyiség feldolgozására képesek. A vizsgálófejek mérete egyre kisebb, és egyre jobb képminőséget produkálnak (akár endoluminalis fejek is). A 3D technológia is egyre fejlettebb és népszerűbb. Az egész UHberendezés is egyre kisebbé válik (portabilis – mentősök, háborús viszonyok). Egyre több kísérlet van minimal invazív beavatkozások során (pl. amniocentesis és biopsia) virtualis display-el a doktor könnyen követheti a beavatkozást.

AZ ultrahang, mint képalkotó módszer at 1940-es évek végén realizálódott, amikor számos kutató világszerte elkezdte használni a II. világháború során kifejlesztett sonar és radar technológiát. John Wild, orvos és John Reid, mérnök egy tengerészeti laboratóriumban hozott létre egy 15 MHz-es B-módu UH berendezést. Douglas Howry és Joseph Holms keresztmetszeti képet hozott létre a karról és lábról. Shigeo Satomura és Yasuhara Nimura 1955ben Doppler berendezést hozott létre az áramló szüövetek vizsgálatokra. Edler and Hellmuth Hertz kifejlesztette az echocardiografia alapjait. William Fry a nagy intenzitású UH-ot fejlesztette ki terápiás célokkal, továbbá az első foetalis Uh is a nevéhez fűzhető. Az UH technológia elterjedése a 70-es évekre tehető a grayscale megjelenésével, amikor a visszaverődő jeleket egy szürkeárnyalatos képpel jelenítették meg. A CW és pulzatilis wave (PW) szintén ebben az időben terjedt el. A duplex ultrahang a 80-as években jelent meg, ahol a funkcionális vizsgálat mellett az anatómia részletekkel együttesen is megjeleníthetőek voltak. 1985ben jelent meg a color Doppler flow mapping a grayscale képpel kombinálva. A korai berendezésekben egyetlen piezoelektromos kristály volt felelős a képalakításért.

Napjaink:

A real-time color Doppler triplex vizsgálat csaknem az összes higy-end gépben benne található. A grayscale és az overlay color információk mellett a diagram is látható az áramlási sebességről. PowerDoppler amplitúdó és energiainformációkat tartalmazza frekvenciaváltozások helyett. Az ultrahang a szöveti terjedés során felharmonikusokat is képez, ami magasabb frekvenciákat eredményez. A széles sáv szélességű transducerekkel ezek érzékelése is lehetővé válik, ami a felbontóképesség javulásával jár ill a penetrációs mélység is növelhető volt a képminőség romlása nélkül, továbbá a közeltér reverberációs műtermékei is csökkentek. Ezt használják ki manapság a pulzusinverziós módszerek, ahol a lineáris terjedések kiolthatók, a nem-lineáris jelek azonban rezonálnak továbbra is. Újabb terület a nem toxicus microbuborékok kifejlesztése és alkalmazása UH kontrasztanyagként (nem lineáris rezonancia). Harmonicus képalakítással együtt alkalmazva új területek jelentek meg a diagnosztikában (perfúziós vizsgálatok). A szövetek elmozdulásának ábrázolása tette lehetővé a szövetek elaszticitásának ábrázolását, és ezáltal olyan új tulajdonságok kimutatását, amely a B-módban nem volt lehetséges. A vizsgált régiót finoman komprimáljuk a vizsgálófejjel, a puha struktúrák összenyomódnak, a kemények nem. Az eredmény színtérképpel jelenítjük meg. Az újabb transducereknél nem kell már alkalmazni mechanicus compressiót, hanem a szövetek spontán mozgását használja fel a képalakításra (légzőmozgás, erek pulzatilis hullámai). A 3D ábrázolást az elektromos motorok, a gyors adatfeldolgozás és a mátrix transducerek elterjedése tette tökéletessé.

Az UH a második leggyakrabban használt képalkotó módszer a rtg vizsgálat után. Nemcsak kiegészítő szerepe van más vizsgálatok mellett, hanem sajátos karakterisztikus jellegzetességei is vannak. Nem jár sugárzással, olcsóbb más, ahsonló értékes vizsgálatokkal

összevetve és real-time vizsgálati lehetőséget is magába foglal, milliméteres nagyságrendű felbontóképességgel rendelkezik, áramlási információkat szolgáltat a Doppler révén. Számos hátránya is van: a csont és levegőtartalmú régiók nehezen vizsgálhatók, néha specialis műfogások kellenek. Néha kicsi az akusztikus ablak szervek vizsgálatánál: kutacs és szív. Operatorfüggő a képek értékelése. Néha a beteg fizikai adottságai is hátrányosan befolyásolják a képminőséget. Az ultrahang és más képalkotók közötti kapcsolat dinamikusan változik. Bizonyos területeken az elsőrendű képalkotó vizsgálat (gyermekgyógyászat, szülészet), és ez a jövőben sem fog változni. AZ uh területén is folyamatos a fejlődés (portabilis UH, zsebméretű UH berendezések (GE, iPod méretű, 360 g, 3 MHz, color Doppler; VScan) , nagyfrekvenciájú scannerek(20 MHz feletti értékek – szem, bőr, intravasculáris fejek). Fejlesztések láthatók a terápiás UH területén is (képalkotók vezérelte hyperthermiás UH terápia, nagy-energiájú fókuszált UH szöveti ablációra).

Intravascularis US (IVUS) there are a number of situations in which IVUS is of particular use in the treatment of [coronary artery disease](#) of the [heart](#). In particular in cases when the degree of stenosis of a coronary artery is unclear, IVUS can directly quantify the percentage of stenosis and give insight into the anatomy of the plaque. the degree of stenosis and the minimal lumen area.<sup>[5]</sup> A cross sectional area of  $\leq 7$  mm<sup>2</sup> in a symptomatic individual<sup>[citation needed]</sup> or  $\leq 6$  mm<sup>2</sup> in an asymptomatic individual<sup>[6]</sup> is considered to be clinically significant and warrants intervention to improve one-year mortality. Intravascular ultrasound is a widely used method of imaging the coronary arteries in patients with atherosclerotic disease to determine the efficacy of, and candidacy for, Percutaneous Transluminal Angioplasty (PCTA) and endovascular stenting. Successful interventions should increase blood flow downstream of the treated obstruction. However, conventional B-Scan imaging poorly presents the effects of therapy on blood flow. B-Mode imaging can show the extent of the lumen, but not the presence of flow. Hence there is great need for real-time, color coded blood velocity information to aid interventional cardiologists.

Felharmonikusok a szövetekben keletkeznek v. az UH kontrasztanyagtól. A szövetekben az UH terjedés során a nem lineáris viselkedés miatt felharmonikusok alakulnak ki az alap impulzusból a hullámforma torzulásából adódóan az alaphfrekvenci egész számú többszöröse. A harmonikusok felépüléséhez meghatározott mélység szükséges, de nagyobb mélységben már itt is érvényes az alaphfrekvenciára érvényes szóródás, gyengülés és energiavesztés. Ha az alaphfrekvencia és a harmonikus frekvencia átfedik egymást, zavaró zajok keletkeznek. Ha nincs átfedés, tiszta felharmonikus keletkezik. Energiája az alaphfrekvencia 1%-a (gyenge dinamika tartomány) – jó erősítés kell és érzékenység az UH gép részéről.

a gázbuborékok uh kontraszt természete 1968 óta ismert, azonban csak a 90-es évektől használják a diagnosztikában. Használatával a capilláris szintű erek is megjeleníthetők.

SonoVue: sulfur hexafluorid gáztartalmú foszfolipid réteg.

A harmonikus képalkotás két módja : szöveti harmonikus képalkotás – tissue harmonic imaging és az ultrahankontraszt (contrast enhanced harmonic imaging)

Szöveti deformálódás: az uh hullámforma deformálódik a szöveti propagatio során a magas nyomású hullámfélben gyorsabban terjed, míg a negatív nyomásnál lassabban terjed., így az eredeti sinus hullámforma deformált lesz, ami felharmonikusok képződéséhez vezet. Ha az eredeti frekvenciát szűrjük, a jel-zaj arány javul, élesebbek lesznek a kontúrok. Ezek a technikák feltételezik a széles sáv szélességű transducerek használatát.

A transducertechnológia fejlődése kapcsán fejlődött az endocavitalis és laparascopos UH dg. is.

Endoscopic US - oesophagus, stomach, duodenum, endobronchial, endonasal

Intraductalis US - bileducts, Wirsung-duct

Transrectal US - rectum, prostata, perirectal space (Fig. 14)

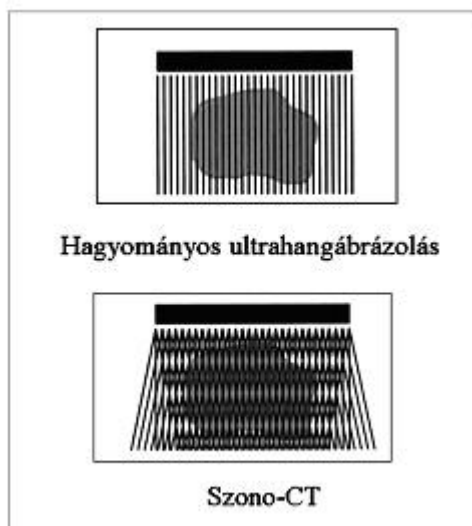
Transvaginal US - vagina, uterus, ovariums  
Laparoscopic US - abdominal, pelvic, mediastinal region  
pl. gyomortumoros betegek vizsgálata és környéki nyacs. detektálása.

## PANORÁMA-ULTRAHANGKÉP

A panoráma-ultrahangkép a transzducer hosszanti mozgásával jön létre, az egyes képek folyamatosan egymás mellé kerülnek. Viszonylag rövid gyakorlat után igen demonstratív „nagy” ultrahangképek készíthetők, melyeken egy összefüggő régió (pl. pajzsmirigy, lágyszövetek, máj) képe látható. A konzultációt nagyon jól segíti ez az opció. Beállítása nem különbözik a 2D-vizsgálatától.

## SONO-CT (real-time compound technika)

A B-képek minőségének javítását, többek közt az érfalak állapotának, a plakkoknak a megítélését célozza a sono-CT. Ennek lényege, hogy a mindenkori látható B-kép maximum 9 különböző irányból felvett B-kép összegzéséből épül fel.



122. ábra

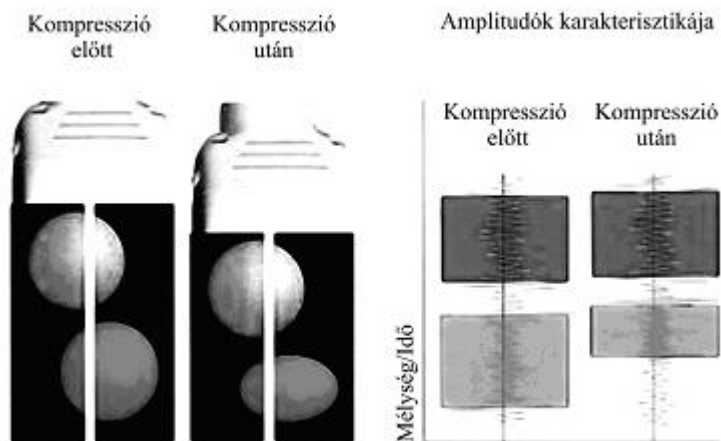
Sono-CT leképezés alapelve. A hagyományos egyirányú letapogatással szemben 9 különböző irányból történik az adott sík ábrázolása.

A 3-9 különböző nyalábirányt az ismert „beam steering” módszerrel a „phased-array” iránymeghatározó elve szerint állítja be a készülék. A színes Dopplernél a kedvezőbb  $\Theta$ -szög elérése érdekében alkalmazott beam steering  $\pm 20$  fokos szögéből kiindulva a sono-CT egyes irányai egymástól 4,4 fokkal térnek el. Az első tapasztalatok alapján megállapítható, hogy az ezzel a módszerrel „körüljárt” struktúrák szebben ábrázolódnak és így a plaque-ok kontúrjai és belső szerkezete jobban felismerhető. Műtermék árnyékok is eltüntethetők a módszerrel. Újabban hasi vizsgálatoknál is alkalmazható a sono-CT.

## SONOELASZTOGRÁFIA

A sonoelasztográfiás vizsgálatnál a vizsgálandó területet a transzducerrel finoman összenyomják. Ennek következtében az alatta lévő lágyabb szövetek jobban, a keményebbek kevésbé nyomódnak össze és ezek a B-képen a színekódolt ábrázolás következtében megkülönböztethetők. Gyulladásos vagy daganatos folyamatok a szöveti struktúra keményebbé, rugalmatlanabbá válását okozhatják. Ennek mértékét a rugalmassági együttható (Young modulus) megváltozása jellemzi.

A transzducerrel való nyomás következtében a szövetek nyaláb irányban (axiálisan) nemcsak összenyomódnak, hanem a keménységüktől (rugalmasságuktól) függően oldalra, laterális irányban pedig kiterjednek. A Hitachi olyan autokorrelációs szoftvert dolgozott ki, amely mind az axiális, mind a laterális méretváltozást kvantitatíve is kiértékeli. A keményebb struktúrákat kék színnel, a lágyabbakat pirossal jelzi a B-képen. Mivel a keménységi értékekben átmenetek is jelen vannak, a színekódolás ennek megfelelően színárnyalatokat produkál. Az irodalomban megjelentek az első közlemények az emlő-, pajzsmirigy-, prostata- és a pancreas-daganatok sonoelasztográfiás vizsgálatairól.



123. ábra.

Sonoelasztográfia sémás bemutatása. Kompresszió előtt és után látható kemény és lágy szövet (képlet) viselkedése (a). Azonos nyomás hatására a lágy szövet a keményebbnél jobban deformálódik. A következményes elmozdulás, az amplitúdók mélységi átrendeződése látható az egymást követő képeken (b).

A standard lineáris transzducereken kívül ma már endocavitalis és endoscopos transzducerek is képesek sonoelasztográfiára! (bemutatott példák: UH endoscopyra jóindulatú nyirokcsomó a gyomorfallal mentén, prostata ca. ill. példák a standard lin. tr-re: invazív duct. emlőca., DCIS, emlő hamartoma, metastaticus nycs. pajzsmirigy ca. következtében.) Egyes esetekben (a szövetek rugalmasságának viszonyított ábrázolásán kívül) kvantitatív becslés is elérhető. Az ún. „strain arány” a kompresszió mértékétől függetlenül látható, és hasznos kvantitatív becslést nyújt, jó reprodukálhatósággal. A módszer klinikai értékelése szerint a léziók gyorsabban és nagyobb pontossággal karakterizálhatók, mint csupán a standard B-módú kép segítségével. Az elasztográfiát ma már a Siemens-cég is alkalmazza: eSie Touch™ Elasticity Imaging.



## **FELHARMONIKUS ÁBRÁZOLÁS (tissue harmonic imaging = THI)**

A képalkotásra a szövetekben keletkező, a kibocsátási (fundamentális) ultrahang-frekvencia egészszámú többszöröseit jelentő felharmonikusokat használjuk fel. Megkülönböztetünk szöveti (THI) és a kontrasztanyag vizsgálatoknál használt harmonikus képalkotást (CHI).

A felharmónikusok a fundamentális ultrahang frekvenciák egészszámú többszörösei. (Pl. 3,5 MHz – 7,0 MHz). A felharmónikusok a szövetekben keletkeznek a fundamentális UH hatására, mivel a nagyobb nyomású félperiódusokban (sűrűsödéskor) kicsit nagyobb a terjedési sebesség és viszont, ritkuláskor kisebb. Az eredeti sinuszos rezgéscsomag ezért torzul, azaz felharmónikusok keletkeznek (Fourier, 1822). Az ultrahang vételénél a fundamentális frekvenciájú rezgéseket törlik (pulzus inverziós technikával: PIHI). A felharmonikus frekvenciák segítségével zajmentesebb, pontosabban értékelhető, kétdimenziós képeket nyerhetünk. Ez első sorban a parenchymás szervek szerkezetének finomabb értékelésében használható. Beállítása megegyezik a 2D-vizsgálatnál leírtakkal. Az alaphfrekvencián végzett vizsgálathoz viszonyítva az erősítés-beállítás korrekciója szükséges. A THI és a CHI szélessávú vizsgálófejeket feltételez.

## **KONTRASZTHARMONIKUS ÁBRÁZOLÁS (contrast harmonic imaging = CHI)**

Kontrasztharmonikus ábrázolás: A kontrasztanyagból származó ultrahangjelek szelektív regisztrálása és megjelenítése. Kiegészítő szoftver a korszerű UH-berendezésekben. Mikrobuborék: 7 mikronnál kisebb átmérőjű lég/gázbuborékok, melyek áthaladnak a tüdőcapillárisokon.

Ultrahang-kontrasztanyag (124-126. ábra, (UKA): Általában vivőanyaghoz kötött mikrobuborékok beadása után, az ultrahang és a kontrasztanyag interakciója miatt felerősödött, megváltozott ultrahangjeleket detektáljuk. A cél olyan érkepletek kimutatása, melyek nem láthatók natív vizsgálattal, illetve a parenchymás szervekben lévő elváltozások pontosabban diagnosztizálhatók. Az UKA hatásának közös jellemzője, hogy a vénásan beadott mikrobuborékok (levegő vagy egyéb gáz) révén az erekben lévő buborékokból származó UH-jelek intenzitása jelentősen felerősödik. Három fizikai jelenséget használunk a kontrasztanyag vizsgálatoknál: 1. reflexió, az ultrahang-visszaverődés, 2. a rezgetés, és a 3. buborékdestrukcióval keletkező jelek értékelése. A kívánt hatás a mechanikai index (MI) változtatásával, a kimenő ultrahang-teljesítménnyel befolyásolható. Az UH-jeleket speciális szoftverrel (kontrasztharmonikus ábrázolás, CHI) detektáljuk, és a kapott képeket megjelenítjük, értékeljük. Az UH energiájának függvényében vizsgálhatjuk a gázbuborékok rezgését, vagy magasabb energia esetén szétpukkasztjuk azokat (stimulált akusztikus emisszió jelensége, SAE). A kontrasztanyagbuborékok és a környező szövetek UH-jelei elkülöníthetők egymástól. A vivőanyaghoz kötött apró buborékok vénásan adhatók és kis méretük (2-6 mikron) miatt áthaladnak a tüdőcapillárisokon, megjelennek az artériás oldalon is. A keringésdinamika – a CT- és MR-vizsgálatokhoz hasonlóan – megfigyelhető az UKA beadása után, így pl. májdaganatokat artériás és vénás fázisban is vizsgálhatunk. Lényeges, hogy az UKA intravasculárisan marad, szemben az MR és a CT vizsgálatnál alkalmazott kontrasztanyagokkal.

Főbb indikációk:

Vese: renovascularis hypertonia, vesedaganatok, vesetrauma, vena renalis thrombosis, veseinfarctus.

Máj: portalis hypertonia (shuntök), májtumorok (diagnózis, ellenőrzés), portalis thrombosis, Budd-Chiari-syndroma, transzplantált máj.

Agy, szem: ACI-stenosis, occlusio, TIA/stroke utáni állapot, technikailag nem megfelelő TCCD, postoperatív állapotok, revascularisatio, szemtumorok

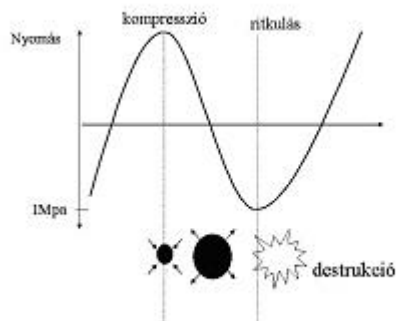
Perifériás erek: vénás thrombosis, recanalisatio,, vénás fejlődési rendellenességek, bypass graft ellenőrzése, artériás stenosis, occlusio

Szív: intracardialis shunt, szívüregék mérése, myocardium éscoronariakeringés

Kismedence: vizeletreflux gyermekekben (VUR), tubaátjárhatóság (szonoszalpingográfia)

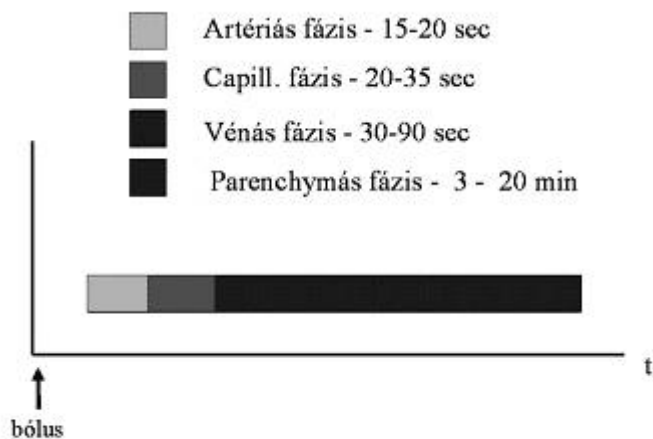
Lágy részek: emlőtumorok, heg, recidiva, torsio testis, perifériás nyirokcsomók, lágyrésztumorok.

A beteg megfelelő tájékoztatása, írásos beleegyezése szükséges (más kontrasztvizsgálatokhoz hasonlóan). Levovist esetén kontraindikáció: galactosaemia és a terhesség. Világszerte legelterjedtebb UKA a SonoVue, de mások is használatosak és újabbak megjelenése várható. Jelentős szövődmény nem fordul elő, a kísérő tünetek ritkák. Az UKA-vizsgálatok értékelésének egyik legizgalmasabb és legígéretesebb lehetősége, hogy a daganatok keringésdinamikájáról szerezzünk újabb adatokat. Az UKA-vizsgálat időigénye minimálisan 20-30 perc. Ma még nehezen elemezhető, hogy pontosan mennyivel csökkenthető a további vizsgálatok száma (CT, MR, angiográfia) egy megfelelően indikált és végrehajtott kontrasztvizsgálattal. A nemzetközi tapasztalatok arra utalnak, hogy reálisan számolhatunk ezzel a lehetőséggel.



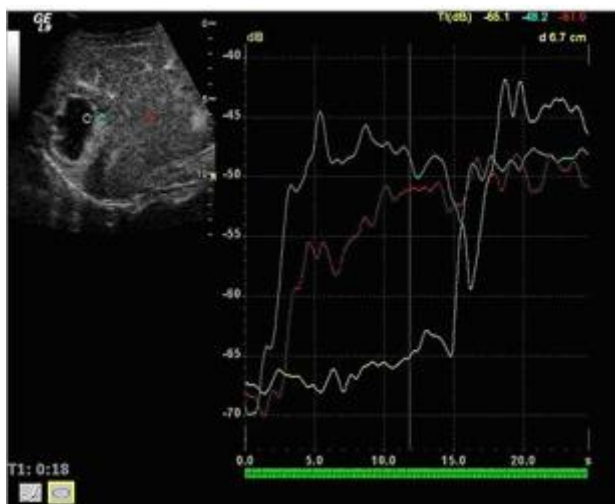
124. ábra.

Ultrahang kontrasztanyagok és UH interakció



125. ábra.

Máj UKA vizsgálatok időzítése



126. ábra.

UH-kontrasztanyagos májvizsgálat. Idő– időintenzitás görbe a májtumor széléről és a környező májállományból.

A második generációs UKA-ok real-time kontrasztanyagos vizsgálatokat tesznek lehetővé. Lényegesen fokozzák a gócos májléziók kimutathatóságát és karakterizálását, olyannyira, hogy már a májdaganatok kórismézéséhez nemzetközi irányelveket (guidelines) vezettek be. A vascularis UH-diagnosztikában is megalapozott szerepet töltenek be, és néhány új klinikai alkalmazás is megvalósult.

Az újabb generációs UKA-os vizsgálatokat (pulzus inverziós móddal) nagyon kicsi mechanikus index (MI <0.2) alkalmazásával végzik, szövetharmonikus képalkotás nélkül, aminek lényeges előnye, hogy a buborékdestrukció minimális, így real-time scannelés alkalmazható. (A mikrobuborék jelek elkülönülnek a szöveti jelektől.) Az UKA-os

vizsgálatok sokkal könnyebben végrehajthatók, amióta nincs szükség speciális scannelési technikára. A korszerű UKA-os vizsgálatok kulcsfontosságú lehetőségei napjainkban (2007):

- A kis mechanikai index minimalizálja a mikrobuborék destrukciót és lehetővé teszi a mikrobuborékok vérben való tartózkodásának real-time megfigyelését perceként az injekciót követően.
- A mikrobuborék-specifikus képalkotó módoknak és az újabb típusú mikrobuborékok kombinálásának kitűnő érzékenysége az US alkalmazhatóságának a kibővülését eredményezi, így ma már a mikrocirkuláció és a nagyobb erek is tanulmányozhatók.
- A mikrobuborékoknak, mint tracereknek az alkalmazása az US számára utat nyit a funkcionális tanulmányok irányába.
- Ligandok és nagy molekulák csatolhatók a mikrobuborékokhoz, lehetővé téve a célzott molekuláris képalkotást és a gyógyszer-, valamint a gén szállítást (terápiát) ezen eszközök használatával.

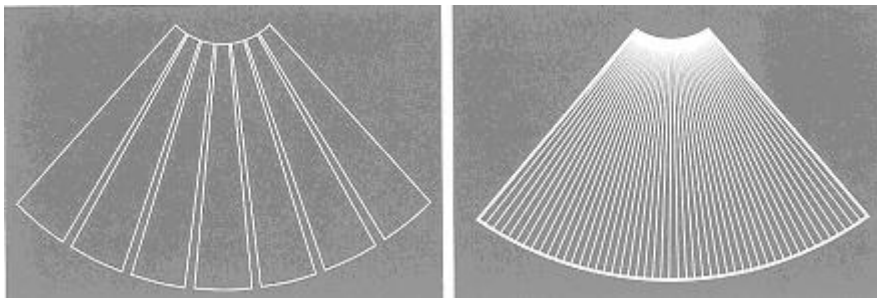
A májbetegségek köréből kiemelkedő jelentőségű: a perkután tumor ablációs módszerek vezérlése és a májsebészetben az UKA-k intraoperatív felhasználása. Európai irányelvek deklarálása is megtörtént már a máj UKA-os vizsgálatában. A cirrhoticus máj gócos betegségeiben a UKA-UH a CT-vel és MR-rel azonos értékű dinamikus vizsgálatként szerepel a diagnosztikus algoritmusban. Tranquart F. szerint (ECR 2007 anyag /GE/ széleskörű európai bizottság kiterjesztette a guideline-kat a pancreasra, májra, vesére stb., és 2007 közepére várható az anyag megjelenése. Kiemelkedő jelentőségű például, hogy a jó- és rosszindulatú májdaganatok UKA-val nagy pontossággal ábrázolhatók, differenciálhatók. Új klinikai alkalmazások:

- Fedett hasi traumák
- Női kismencede
- Emlő és sentinel nyirokcsomók
- Prostata carcinoma
- Reumatoid arthritis

23188 vizsgálat alapján (F. Piscaglia, L. Bolondi: *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol.32, No.9., pp.1369-1375, 2006): a második generációs UKA: SonoVue biztonságos a hasi vizsgálatoknál, és a mellékhatások mértéke kisebb vagy hasonló, mint az MR-kontrasztanyagoké.

## **ZONARE-TECHNIKA (zóna szonográfia)**

A ZONARE Medical Systems 2004-ben, az RSNA-n, Chicagóban került bemutatásra. A zóna szonográfia alapjaiban új elmélet az ultrahang segítségével történő képalkotásban. Két alapvető elméletre épül: 1. A konvencionális ultrahangdiagnosztikai berendezések, az ábrázolandó anatómiát vonalról vonalra pásztázzák és olvassák be a képfeldolgozó egységbe (beamformer), a hangterjedés sebességének megfelelően. Egy átlagos kép előállításához kb. 52 msec.-ig tart. Ezzel szemben a zóna szintű beolvasásnak köszönhetően, a nagyobb zónák beolvasásával az anatómiai információ gyorsabban – 1 kép = 5,2 msec – alatt kerül a feldolgozó egységbe, ahol a képalkotás a fény sebességével történik (127. ábra).

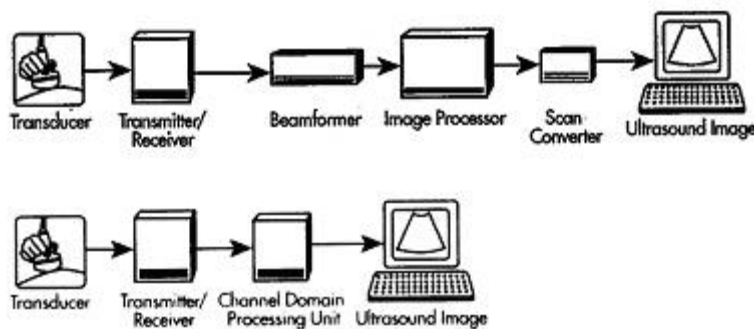


127. ábra.

Zonare-technika illusztrálása. Bal oldalon a vertikális zónák a zóna szonográfia technikájának megfelelő kép akvizíciót mutatja be. Jobb oldalon a hagyományos módszer szerinti; vonalankénti kép akvizíció demonstrált.

Az ultrahang hullámoknak a szövetben történő terjedési sebessége ezen túl nem jelent már gyorsasági korlátot a feldolgozás és képképzés során.

2. A konvencionális ultrahangdiagnosztikai berendezések, az ábrázolandó anatómiát a képfeldolgozó egységükben (analóg v. digitális beamformer – Image processzor – Scan Converter) egy terjedelmes, költséges, könnyen meghibásodó és nehezen javítható hardverrel dolgozzák fel. Ezzel szemben a Z.ONE-ban egy flexibilis software-alapú Csatorna Rekonstrukciós Processzállás zajlik, mely komplexebb és egyúttal szabadabb echo adatfeldolgozást és képképzést tesz lehetővé. A feldolgozás motorja egy processzor, az azt működtető szoftver és a munkájukat elősegítő memória (128. ábra).



128. ábra.

A zóna szonográfia szerinti technológia a beamformert, a kép processzort és a scan konvertert - melyek a hagyományos ultrahang-rendszerben jellemzően hardver komponensek – kombinálja szoftver alapú Csatorna Rekonstrukciós Processzálló egységbe (Channel Domain Processing Unit).

Az upgrade olcsón és egyszerűen elvégezhető. Az utóbbi évek számítástechnikai fejlesztését megfigyelve átlagosan 18 havonta megduplázódik a processzorok sebessége, valamint a memóriák kapacitása, így a Z.ONE mai alapját képező hardver folyamatos fejlődése biztosított és az erre megírt szoftver, eddig még nem alkalmazott diagnosztikai eljárások megvalósítását teszi lehetővé. A Z.ONE „agyát” az akkumulátorral is mindössze 2,49 kg –os súlyú, hordozható egységet (Scan Engine) elég csak kiemelni a konzolból és máris szabadon

mozgatható. Utólagos gain állítási (!)és egyéb processzási lehetőség adott az eltárolt képen (ugyanis az eredeti képadat a memóriában kerül tárolásra).

## **PROFESSZIONÁLIS ULTRAHANG NAVIGÁCIÓ**

A navigációs rendszer a különböző képalkotó módszerek hagyományos összehasonlítási technikáját emeli professzionális szintre oly módon, hogy a különböző modalitások képeinek összetartozó elemeit identikus pontokként feltüntetve, egy készüléken (ultrahang), egy monitoron, valós idejű rekonstrukcióban mutatja be. Általa az ultrahangvizsgálat során mind az ultrahang, mind az egyéb képalkotó módszerek lehetőségei még soha nem alkalmazott módon, a lehető legmesszemenőbben kiaknázhatók. A navigációs rendszer használatával helyettesíthető számos esetben a CT vagy MR vezérelt mintavétel. A hagyományosan UH vezérelt terápiás beavatkozások, mint például a radiofrekvenciás ablatio hatékonyságának mértéke az eljárást követően azonnal megítélhető az ablált terület UH képének az eredeti CT/MR képre vetítésével. A legújabb fejlesztések a mágneses jeladóval felszerelt biopsziás, radiofrekvenciás tűk felé irányulnak, melyek segítségével a tű útja nem csak a real time UH képen, hanem a betegről korábban elkészített CT/MR képre vetítve is látható. Amennyiben ez is felhasználható lesz a virtuális navigációs rendszerrel együtt, lehetőség nyílik egy ultrahangos munkahelyen virtuális CT/MR vezérelt beavatkozások végzésére.

A rendszer alaphelyzetben egy digitális, csúcskategóriás UH berendezésként működik. A navigációs program elindítása lehetőséget ad arra, hogy egy betegről készült CT/MR/PET CT vizsgálat DICOM formátumú képanyagát az UH készülékbe importáljuk, azokat megtekintsük, és néhány utólagos képmanipulációt elvégezzünk. Ezen képekből az aktuálisan leginformatívabb „szelet” kiválasztása után, az ennek megfelelő UH metszetet kell – a már valós idejű ultrahanggal – beállítani és (a választott regisztrációs módszertől függően) az identikus képpontok megfeleltetését a monitoron elvégezni. A készülék az UH és a CT/MR képet egymás mellett, sőt egymásra vetítve is megjeleníti a lehető legpontosabb illesztés elérése érdekében, melyet követően az ultrahangos vizsgálófej mozgatásával a képek már real- time rekonstruálódnak. Így az UH vizsgálat során a betegről korábban készült CT/MR vizsgálat képeinek identikus síkú megjelenítését is láthatjuk valós időben, a transzducer által meghatározott bármely síkban.

A virtuális navigációs rendszer a szoftveren kívül mindössze egy kis jeladóból áll, melyet a transzducerre kell felhelyezni, valamint egy kis „dobozkából”, mely a mágneses teret hozza létre a beteg körül. Ebben a térben határozza meg a készülék a vizsgálófej helyzetét és mozgását a megfelelő képrekonstrukcióhoz. Ahhoz, hogy a navigációt az intervenciós radiológiában alkalmazni lehessen, a különböző modalitások által alkotott képek pontos megfeleltetése szükséges. Ez három módon tehető meg:

### **Külső markerek**

Ezzel a módszerrel illeszthetők a legkönnyebben és a legpontosabban az UH és a CT/MR képek. A módszer feltétele – és egyben hátránya -, hogy már a CT/MR vagy PET CT vizsgálat megkezdése előtt a beteg testfelszínére a vizsgált területen kis markereket kell felragasztani. Ezeket a navigációig nem szabad eltávolítani. Az ún. regisztráció során, tehát a képek korreláltatásakor elegendő az UH készülék egy erre a célra alkalmazott jeladóját megfelelő sorrendben a markerekhez érinteni a pontos illesztéshez.

## Belső (anatómiai) markerek

Amennyiben a CT/MR vizsgálat más intézetben történt vagy azok elvégzésekor még nem gondoltunk a későbbi esetleges navigációra és külső markerekkel nem rendelkezünk, ún. anatómiai illesztési pontokat kell alkalmaznunk. Ezen regisztráció során, az importált képekhez hasonló beállítású ultrahangos metszeti síkokat kell keresnünk, majd az identikus anatómiai struktúrákat egy-egy ponttal megjelölnünk. Négy-öt ilyen pont meghatározása elegendő.

## Azonos síkok beállítása

Abban az esetben, ha nincs szükség milliméteres pontosságú képfűzióra, csak bizonyos elváltozások méretének változását kívánjuk megítélni, vagy egyes képletek, góccok helyzetét keressük, elegendő a regisztráció oly módon, hogy a különböző képalkotó modalitások azonos harántszelzeti síkjait korreláltatjuk. Ez a módszer igényli a legnagyobb gyakorlatot és hordozza magában a legnagyobb tévesztési lehetőséget.

Indikációs kör: a virtuális navigációs rendszer többlétszolgáltatása az intervenciók radiológiában alkalmazható ki a legjobban. A mágneses virtuális navigációs rendszer alkalmazása a következő esetekben nyújt jelentős előnyöket:

- minden olyan esetben, amikor egy CT/MR-el látható, de ultrahanggal egyébként nem vagy nehezen felismerhető elváltozás azonosítása szükséges, diagnosztikus vagy intervenciók radiológiai terápiás beavatkozás tervezése, végzése céljából
- olyan isoechogén képletek azonosítása ultrahanggal, melyek CT-vel is csak a kontraszthalmozásuk alapján különíthetők el
- rekeszkupola alatti, retroperitoneális, kismedencei képletek célzása szövetmintavételhez, egyéb intervencióhoz (pl. PET-CT-n pozitív, de érdemi morfológiai elváltozást nem okozó területekről történő mintavétel)
- nagy góccok intervenciója, melyek UH-val csak részleteiben ábrázolhatók
- daganatok térfogatának, határainak pontos ábrázolása intervenciók radiológiai beavatkozások során (pl. rádiófrekvenciás abláció sikerességének megítélésére is használható, nem csak a vezérlésben nyújt könnyebbséget, hanem a képfűzió segítségével, a kezelt terület és a daganat valós méretének összevetésével, a terápiában fontos szereppel bíró biztonsági zóna korrekt ábrázolásában is)
- csont mögötti területek intervenciók radiológiai megközelítése
- UH-val nehezen ábrázolható, „rossz helyzetű” képletek terápiás megközelítése (pl. ganglion coeliacum blokádnál, stb.)

## 3 DIMENZIÓS (3D) ÉS TÖBBSÍKÚ ULTRAHANG-ÁBRÁZOLÁS, REAL-TIME „4D”-ÁBRÁZOLÁS

Többféle műszaki megoldással a transzducer mérete által meghatározott méretben egy szervtér fogatot elemezhetünk térben (3D), illetve tetszőlegesen rekonstruált síkokban (többsíkú vagy multiplanáris rekonstrukció). Az egyes készülékeknél igen eltérő a képrekonstrukciók ideje és a rekonstruált képek minősége is. Beállítása készülékfüggő, a 3D-felvétel elkészítése egyre egyszerűbb. A térfogat megjelenítés (volumen rendering) a volumen, a voxelek háromdimenziós elrendezése. Ugyanúgy, mint ahogy egy kép az elemi

képpontok (pixelek) kétdimenziós elrendezése. A voxel a volumen alapegysége. A volumen transzducertól függően általában  $128^3$ - $512^3$  voxelből áll.

Három alapvető volumen megjelenítő módszer létezik: 1. Felületi képösszegzés (surface rendering), melynél a nagymértékben eltérő akusztikus keménységű szövetek határfelületéről (amnionfolyadék és magzat) fotorealisztikus képek készíthetők. 2. Térfogati képösszegzés (volumen rendering, glass body, X-ray mode), melynél a beszkenelt szöveti tömb különböző fokozatokban átlátszóvá tehető, így jól ábrázolható pl. a magzati csontozat. 3. A többsíkú megjelenítés (multiplanar imaging), melynél a beszkenelt szöveti tömbből tetszés szerinti három egymásra merőleges metszeti sík képe jelenik meg.

Az elkészített, végleges háromdimenziós kép (a felesleges képelemeket ugyanis előzetesen levágjuk) egy keretben jelenik meg, amely képhurokként (cine loop) forgatható. A klinikai alkalmazások közül a lényegesebbek: szülészetben; az uterus veleszületett anomáliáinak a felfedezése, arc- és végtag-anomáliák ábrázolása. Radiológiában: hasi és kismencedei kórképek kórismezésének kiegészítő módszere (pl. virtuális cystoscopia), egyes képletek; daganatok térfogatának mérése, változása, ultrahang-vezérelt biopszia könnyebb kivitelezése, lágyszövet elváltozások (emlő, here, prostata) ill. ízületek vizsgálata. Hangsúlyozni kell, hogy amit a B-módban (2D-ben) nem látunk, az nem ábrázolható 3D és 4D módszerrel sem. A 3D technika előny, hogy a térbeli viszonyokat jobban ábrázolja a többsíkú leképezés segítségével, a képösszegzés révén az információkat különböző módon át tudjuk alakítani. Egyes anatómiai területek, korlátozott hozzáférhetőségük miatt, ultrahanggal csak két síkban ábrázolhatók, ilyenkor a 3D leképezés útján a harmadik sík előállítására (pl. szem és szemüreg coronalis síkú leképezése, csecsemőknél a nagykutacson át az intracranialis képletekről axialis sík) klinikailag jelentős haszonnal jár.

A 3D ultrahangkép megjelenítése mozgásban, élő (real-time) 3D ultrahangvizsgálatot jelent, ezt hívják 4D ultrahangvizsgálatnak. Alapját természetesen a számítástechnika nagyfokú fejlődése adta. A gyors mikroprocesszorok és bizonyos szimultán képalkotási technikák megjelenése lehetővé tette a másodpercenkénti 16 volumen ( $>4000$  frame/sec), sőt a legkisebb szöveti tömb beállításával a 35 volumen/sec megjelenítését. Ennek jelentősége a kardiológiában az, hogy egy parasternális transzducer pozícióból elkészíthetők a mozgó apicális, anterior, vagy superior képek is. A legkönnyebben a mitrális billentyű jeleníthető meg. Másik lényeges alkalmazási területe a magzati echokardiográfia, amelynél a bonyolult térfogati elemek szív ciklusonkénti, többsíkú, szimultán ábrázolása az ép és kóros viszonyok felismerését nagymértékben megkönnyíti.

A 4D-biopszia pedig a túlbiztonságos, élőben és térben megfigyelhető vezetést teszi lehetővé.

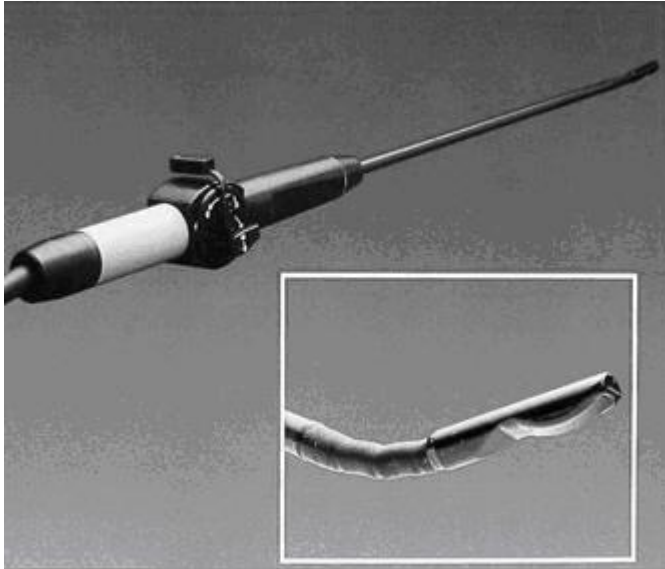
## **HELYSZÍNI, INTRAOPERATÍV ÉS ENDOSCOPOS ULTRAHANG-VIZSGÁLATOK**

Helyszíni ultrahangvizsgálatok egyre jobb minőséggel végezhetők kis méretű, könnyen szállítható, mobil (portábilis) készülékekkel. A sürgősségi ellátásban, kórtermekben, intenzív osztályokon nyújtanak jelentős segítséget. Digitális képtárolási lehetőség ma már adott a korszerű berendezéseknél.



Kis méretű transzducerekkel a sebész munkáját hatékonyan támogató intraoperatív vizsgálatok végezhetők. A sterilitás szabályait természetesen be kell tartani.

Laparoscopos ultrahangvizsgálat speciális, magas frekvenciájú, konvex vagy lineáris transzducerrel történik, melyet a laparoscop munkacsatornáján lehet bevezetni a hasüregbe, a kismedencébe, thoracoscopia esetén a mellkasüregbe (129. ábra).



129. ábra.

A laparoscopos ultrahangvizsgálat speciális magas frekvenciájú konvex vagy lineáris transzducerrel történik, melyet a laparoscop munkacsatornáján lehet bevezetni a hasüregbe, a kismedencébe, thoracoscopia esetén a mellkasüregbe.

A műtét módját, technikáját azzal is segíti a módszer, hogy ultrahanggal nemcsak a szervek felszíne látható, hanem szerkezetük is elemezhető, különösen a mélyben elhelyezkedő kóros képletek (pl. máj, pancreas, uterus, nyirokcsomók) optimális sebészi megközelítése ill. eltávolítása vezérelhető.

Endoscopos ultrahangvizsgálattal a lumenes szervek (pl. nyelőcső, gyomor, duodenum, rectum, hörgők) és a környezet (pl. pancreas) értékelhetők, főleg daganatok kimutatása céljából. A fiberoscop munkacsatornáján keresztül levezetett magas frekvenciájú (legalább 10 MHz) transzducerrel elemezhetők a fali elváltozások, azok mélységi kiterjedése, valamint közvetlen környezetük. Ultrahangvezérelt célzott szövettani mintavétel is elvégezhető.

Ma már az erek belső felszíne (intravascularis UH), kis vezetékek (intraductalis UH), mint epeutak, Wirsung-vezeték is értékelhető speciális transzducerekkel.

## **ULTRAHANG BIOMIKROSKÓPIA (UBM)**

30-80 MHz frekvenciájú transzducerrel, maximum 5 mm mélységig, gyakorlatilag mikroszkopikus felbontású képek nyerhetők a testfelszín struktúráiról. A módszert ezért nevezzük ultrahang biomikroszkópiának (UBM). Legelterjedtebb felhasználása a

szemészetben valósult meg az elülső szegment ábrázolásával. Ígéretes módszer a bőrgyógyászat számára is.

Scan Assistant is a tool on the LOGIQ E9 ultrasound systems that knows the next step of a scan and helps sonographers get there more efficiently. This customizable scanning program was built from user feedback to enable sonographers to focus on the important elements of an exam by doing the little things for them. Scan Assistant significantly decreases keystrokes and shortens exam time. A study revealed a 79% reduction in keystrokes and 54% reduction in exam time.