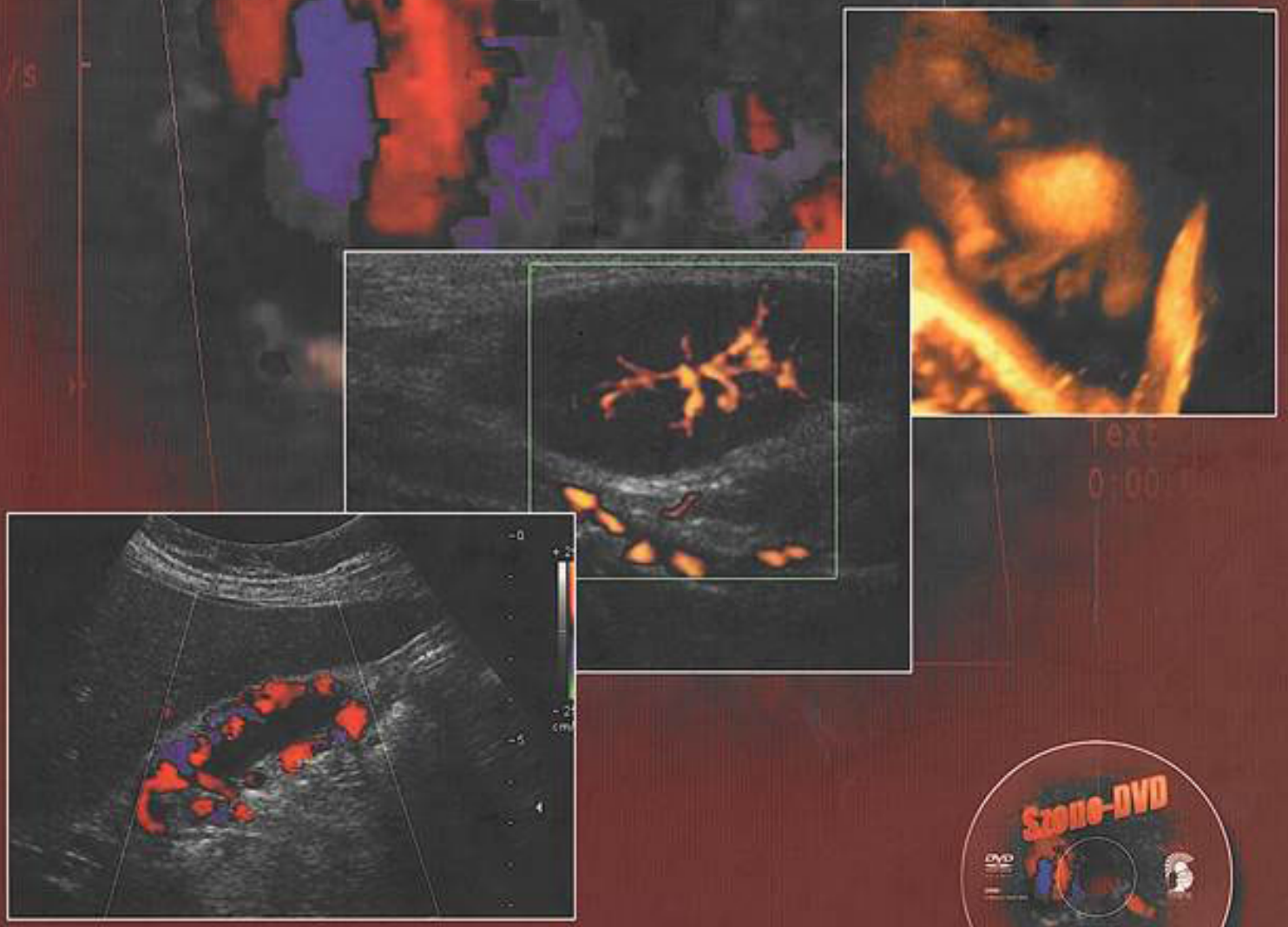
ULTRA-SZONOGRÁFIA

MÁSODIK, BŐVÍTETT KIADÁS

Harkányi Zoltán
Morvay Zita



MINERVA

Harkányi Zoltán — Morvay Zita

UltraSzonográfia

Általános és vaszkuláris ultrahangdiagnosztika
orvosok és szonográfusok részére

Második, bővített kiadás

Kiadó: ADAMO BOOKS KFT.

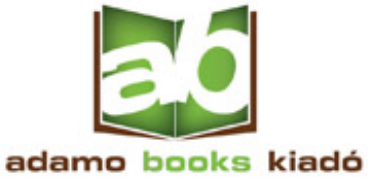
http://adamobooks.com

Felelős kiadó: ADAMO BOOKS KFT. ügyvezetője

Copyright © ADAMO BOOKS KFT.

Budapest, 2015

ISBN 978-963-387-145-4



Tartalom

Előszó 5
A könyv szerzői 6
Köszönetnyilvánítás 7

1. Technikai-metodikai alapok
1.1. Fizikai-technikai alapok *Humml Frigyes, Morvay Zita* 11
1.2. Doppler-alapelvek *Humml Frigyes, Morvay Zita* 22
1.3. Hemodinamikai alapok *Humml Frigyes, Morvay Zita* 27
1.4. Metodikai alapelvek *Harkányi Zoltán* 35
1.5. Gombológia: beállítások *Humml Frigyes, Harkányi Zoltán, Morvay Zita* 44
1.6. Ultrahang-műtermékek *Morvay Zita* 55
1.7. Vizsgálati előkészítés *Harkányi Zoltán* 60
1.8. Képi dokumentáció, leletezés, konzílium *Harkányi Zoltán* 62
1.9. Biztonság — minőségbiztosítás *Morvay Zita, Humml Frigyes* 64
1.10. A betegek tájékoztatása, orvos-beteg, orvos-szonográfus kapcsolat *Harkányi Zoltán* 67
1.11. A 3D és 4D ultrahangvizsgálat alapjai *Nirvikar Dahiya* 68

2. Szonoanatómia
2.1. Hasi szonoanatómia *Palkó András* 75
2.2. Kismedencei szonoanatómia *Palkó András* 85
2.3. Nyaki szonoanatómia *Palkó András* 88
2.4. Carotis-vertebralis rendszer, agyi erek *Palkó András* 90
2.5. Alsó végtagi erek *Palkó András* 92
2.6. Felső végtagi erek *Palkó András* 95

3. Hasi és kismedencei ultrahangvizsgálatok
3.1 Jobb bordaív alatti fájdalom, epekő? *Harkányi Zoltán* 99
3.2 Epigastrialis fájdalom: pancreatitis? *Harkányi Zoltán* 104
3.3. Sárgaság, kóros májfunkció oka? *Harkányi Zoltán* 109
3.4.Lázas állapot: hasi tályog? *Harkányi Zoltán* 117
3.5. Nagyobb máj, májmetastasis? *Harkányi Zoltán* 120
3.6. Bal oldali tapintható rezisztencia *Harkányi Zoltán* 128
3.7. Pulzáló hasi rezisztencia, aortaaneurysma? *Harkányi Zoltán* 130
3.8. Jobb oldali hasi fájdalom, appendicitis? *Harkányi Zoltán* 133
3.9. Tapintható hasi terime csecsemőben, gyermekben *Harkányi Zoltán* 136
3.10. Haematuria oka, vesekő? *Morvay Zita* 143
3.11. Vesetumor? *Morvay Zita* 148
3.12. Veseelégtelenség oka? *Morvay Zita* 153
3.13. Húgyúti fertőzések: VUR? Cystitis? *Jakab Zsuzsa* 156
3.14. Transzplantált vese, rejectio? *Morvay Zita* 161
3.15. Tompa hasi trauma: vérzés? *Morvay Zita* 167

3.16. Akut kismedencei fájdalom *Jakab Zsuzsa* 171
3.17. Vérzészavarok *Jakab Zsuzsa, Szabó István* 175
3.18. Terhesség *Szabó István* 185
3.19. Vizelési zavarok férfiakban: prostatahypertrophia? vizeletretentio? *Jakab Zsuzsa* 193

4. Felületes lágyrészek és ízületek ultrahangvizsgálata
4.1. Tapintható nyaki csomók: nyirokcsomó? tumor? *Makula Éva* 203
4.2. Pajzsmirigygöbök *Makula Éva* 209
4.3. Ultrahang-mammográfia *Riedl Erika* 215
4.4. Akut herefájdalom, heretorsio? *Jakab Zsuzsa* 226
4.5. Kóros képlet a scrotumban? *Jakab Zsuzsa* 230
4.6. Terime a végtagon? *Morvay Zita* 234
4.7. Fájdalmas váll *Morvay Zita* 239
4.8. Csecsemőcsípő: dysplasia? *Morvay Zita* 247
4.9. Fájdalmas csípő *Morvay Zita* 251
4.10. Achilles-ín-szakadás *Morvay Zita* 254
4.11. Fájdalmas csukló *Farbaky Zsófia* 257
4.12. A térdfájdalom oka *Farbaky Zsófia* 261
4.13. Izomsérülés, izomszakadás *Farbaky Zsófia* 267

5. Erek duplex ultrahangvizsgálata
5.1. Carotis arteria-szűkület, elzáródás? *Morvay Zita, Pánczél Gyula* 273
5.2. Agyi keringési zavar? *Pánczél Gyula* 283
5.3. Vénás thrombosis az alsó végtagon? *Morvay Zita* 296
5.4. Alsó végtagi artériás keringési zavar? *Morvay Zita* 301
5.5. Keringési zavar a felső végtagon? *Morvay Zita* 306
5.6. Veseeredetű hypertonia? *Morvay Zita* 308

6. Egyéb ultrahangvizsgálatok
6.1. Csecsemőagy: hydrocephalus? vérzés? *Csorba Magdolna, Harkányi Zoltán* 315
6.2. Mellkasi ultrahangvizsgálat: pleuralis folyadék? *Morvay Zita* 341
6.3. A szív ultrahangvizsgálata *Asbót Richard* 344
6.4. Ultrahangvezérelt beavatkozások *Bánsághi Zoltán, Morvay Zita* 353
6.5. Helyszíni, intraoperatív és endoscopos ultrahangvizsgálatok *Morvay Zita, Harkányi Zoltán* 364
6.6. Ultrahang-kontrasztanyagok a klinikai gyakorlatban *Harkányi Zoltán* 367
6.7. Szemtumor vagy vérzés? *Németh János* 371
6.8. Állatorvosi ultrahang-diagnosztika *Manczur. Ferenc, Vörös Károly, Hetyey Csaba* 378

Szómagyarázatok 383
Index 393
Ajánlott irodalom, ajánlott honlapok 398
A Szono-DVD használata 399
Angol ismertető 400

Előszó az első kiadáshoz

„Non omnes cytheram habent, cytharoedi sunt.”
„Nem mindenki citerás, akinek citerája van.”
Varro

Az ultrahang-diagnosztika ma valamennyi képalkotó vizsgálat egynegyedét teszi ki, az orvoslás csaknem minden területét felöleli. A panaszokkal jelentkező betegek gyakran első eszközös diagnosztikai lépése a szonográfia.

A felgyorsult technikai fejlődés és a klinikai ismeretek gyarapodása indokolta egy új magyar nyelvű könyv és a hozzá kapcsolódó CD megjelentetését. Az alapismereteket és a legfontosabb indikációkat akartuk áttekinteni. A szerkesztés legnagyobb gondja a tömörítés volt, nem sokat írtunk az elméleti megfontolásokról, csak ott, ahol ez múlhatatlanul szükségesnek látszott. Bizonyos, hogy sok fontos téma kimaradt, vagy csak érintőlegesen található meg a kézikönyvben, de reméljük, hogy a mindennapi gyakorlatot érintő betegségek ultrahang-diagnosztikája jelen van. Példánk R.C. Sanders három kiadást megért alapkönyve, a *Clinical Sonography* volt, melyet szerte a világon minden ultrahangvizsgálatot végző haszonnal forgat.

A hatalmas, több száz fekete-fehér és színes felvételből álló képanyag bemutatása csak CD segítségével lehetséges. Rövid szöveges magyarázattal az olvasó diasorozatokon keresztül ismerheti meg a legfontosabb elváltozásokat, amelyek kapcsolódnak az egyes fejezetekhez.

Az ultrahangvizsgálat alkalmazásának talán legnagyobb gondja, hogy erősen *vizsgálófüggő*, a megfelelő elméleti felkészülés és scannelési gyakorlat, valamint sok száz kóros eset interpretálása nélkül a klinikai eredményesség nem megfelelő. Sajnos sokan gondolják, hogy a módszer gyorsan elsajátítható, hiszen olyan egyszerűnek látszik. A valóság ezzel szemben az, hogy a fizikai-technikai alapismeretek, a normális és a kóros ultrahang-morfológia ismerete nélkül nem lehet értékes diagnosztikai munkát végezni.

Ehhez a felkészüléshez kíván a könyv és a Szono-CD 15 szerzője segítséget adni.

Előszó a második kiadáshoz

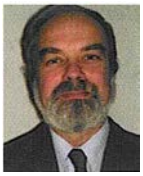
Az UltraSzonográfia című szakmonográfia első kiadása négy évvel ezelőtt jelent meg a Minerva Kiadónál. Szakmánk töretlen fejlődése és az első kiadás kedvező fogadtatása arra ösztönzött bennünket, hogy megírjuk a második, bővített kiadást, felhasználva a kollégák számos javaslatát.

Új fejezetekkel, újabb szerzők bevonásával bővült a második kiadás. Még több fejezet foglalkozik a mozgásszervi vizsgálatokkal; külön fejezetként bemutatjuk a 3D/4D ultrahangvizsgálat alapjait és más technikai újdonságokkal is foglalkozunk. Az állatorvosi ultrahang-diagnosztika összefoglalása szintén új része a monográfiának. Bővült a képanyag és színes ábrák találhatók az egész könyvben.

A nagyobb terjedelmi igények miatt a könyvhöz Szono-CD helyett Szono-DVD-t mellékelünk, amelyen esettanulmányokat is talál az olvasó.

Harkányi Zoltán és Morvay Zita
szerkesztők

A könyv szerzői



Dr. Asbót Richárd
kardiológus főorvos,
Nemzetközi Egészségügyi Központ, Budapest
E-mail: richard@asbot.hu

Dr. Csorba Magdolna
radiológus főorvos,
Radiológiai Klinika, Göteborg
E-mail: csorba_magdolna@yahoo.co.uk

Dr. Farbaky Zsófia
radiológus, osztályvezető főorvos
Irgalmasrendi Kórház, Budapest
E-mail: farbaky@irgalmas.hu

Dr. Hetyey Csaba
állatorvos, tudományos segédmunkatárs
Szt. István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar, Bp.
E-mail: hetyey.csaba@aotk.szie.hu

Dr. Jakab Zsuzsa
Radiológus, egyetemi adjunktus
Semmelweis Egyetem, ÁOK, II. Bel. Klinika, Bp.
E-mail: jazsu@bel2.sote.hu

Dr. Manczur Ferenc
állatorvos, egyetemi adjunktus
Szt. István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar, Bp.
E-mail: manczur.ferenc@aotk.szie.hu

Prof. Dr. Németh János
szemész, tanszékvezető egyetemi tanár
Semmelweis Egyetem, AOK, Szemészeti Klinika, Bp.
E-mail: nj@szeml.sote.hu

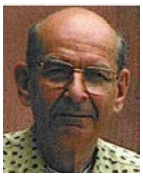
Dr. Pánczél Gyula
neurológus, osztályvezető főorvos
Péterffy S. utcai Kórház, Budapest
E-mail: panczel.gyula@peterfykh.hu

Dr. Szabó István
szülész, egyetemi adjunktus
Semmelweis Egyetem, ÁOK, 1. Női Klinika, Bp.
E-mail: szabo@noil.sote.hu

Dr. Bánságbi Zoltán
radiológus, osztályvezető főorvos
Péterfy Sándor utcai Kórház, Budapest
E-mail: bansaghi@freemail.hu

Dr. Nirvikar Dahiya
radiológus, főorvos
KG Hospital, Coimbatore, India
E-mail: nirvikardahiya@yahoo.com

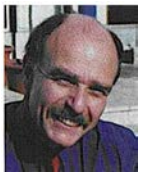
Prof. Dr. Harkányi Zoltán
radiológus, osztályvezető főorvos
Heim Pál Gyennekórház, Budapest
E-mail: z_harkan@freemail.hu



Humml Frigyes
okleveles gépészmérnök,
Budapest
E-mail: hmmlfr@freestart.hu

Dr. Makula Éva
radiológus, egyetemi tanársegéd
Szegedi TE, ÁOK, Radiológiai Klinika, Szeged
E-mail: meva55@yahoo.com

Dr. Morvay Zita
radiológus, egyetemi docens
Szegedi TE, ÁOK, Radiológiai Klinika, Szeged
E-mail: mzita@radio.szote.u-szeged.hu



Prof. Dr. Palkó András
radiológus, tanszékvezető egyetemi tanár
Szegedi TE, AOK, Radiológiai Klinika, Szeged
E-mail: palko@radio.szote.u-szeged.hu

Dr. Riedl Erika
radiológus főorvos
Országos Gyógyintézeti Központ, Radiológia, Bp.
E-mail: riedlerika@hotmail.com

Prof. Dr. Vörös Károly
Állatorvos, tanszékvezető egyetemi tanár
Szt. István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar, Bp.
E-mail: voros.karoly@aotk.szie.hu

A kiadó, a szerkesztők és a szerzők köszönetnyilvánítása

A szerkesztők és a szerzők többéves munkáját sokan segítették mind az első, mind a második kiadásban. Értékes tanácsokkal, kritikával és saját felvételeikkel járultak hozzá a monográfia és a Szono-DVD elkészítéséhez.

Ezúton is köszönjük *Bartha Miklós jr.* (Budapest), *Hajnal Barbara* (Budapest), *Hartmann Erika* (Budapest), *Karádi Zoltán* (Budapest), *Nagy Endre* (Szeged), *Nahm Krisztina* (Budapest), *Ormándi Katalin* (Szeged), *Varga Gyula* (Pécs) munkáját.

Köszönet illeti továbbá két külföldi kollégánk, *Colin Deane* (London), *Hanspeter Weskott* (Hannover) közreműködését, akik sok hasznos tanácsot adtak a könyv készítése folyamán, és felhasználtuk néhány ábrájukat.

Köszönetet mondunk még a philadelphiai *Jefferson Ultrahang Kutató és Oktató Intézet (JUREJ)* munkatársainak és vezetőjének, *Barry B. Goldbergnek.*

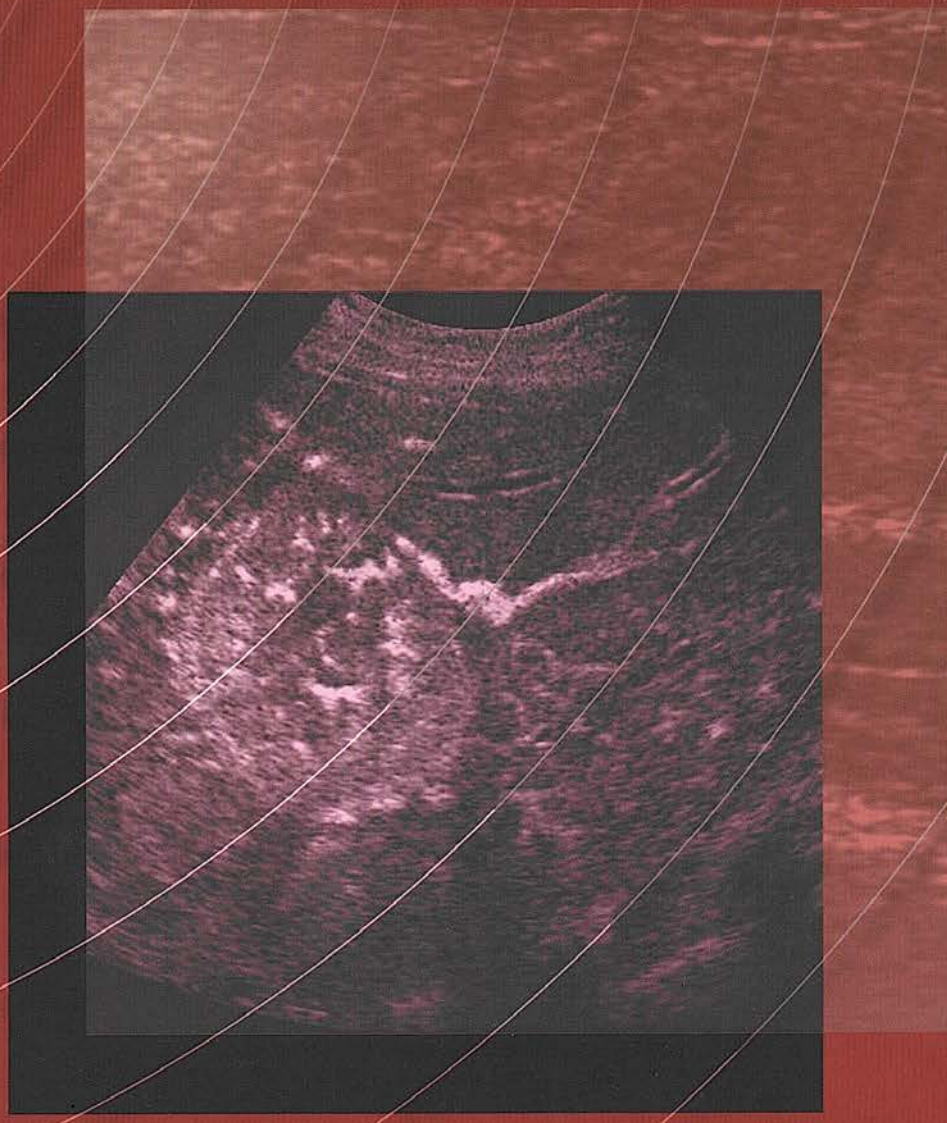
A grafikai munka, a tipográfia és a tördelés a *RAGteam Stúdió* munkatársainak, *Horváth Róbertnek* és *Végvári Andrásnak* munkáját dicséri.

Az új kiadásban is fontos és nélkülözhetetlen volt az érdekelt vállalatok anyagi támogatása, amelyért a kiadó, a szerkesztő és a szerzők köszönetet mondanak a következő cégeknek:

SONARMED KFT (Samsung Medison képviselet)
1119 Budapest, Nándorfejérvári út 31.
Telefon: 203-7581, fax: 205-3959
www.sonarmed.hu

HITACHI Medical Systems Kft.
Ligetváros Irodaház
1071 Budapest, Damjanich u. 11-15. Telefon: 478-0090, fax: 478-0091
E-mail: j.szeles@hitachi-medical-systems.com

Agfa Egészségügyi Magyarország Kft.
1074 Budapest, Dohány u. 12-14.
T.: +36 1 445 0103, F.: +36 1 998 0669
WWW.AGFAHEALTHCARE.COM



1. Technikai-metodikai alapok

1.1. Fizikai-technikai alapok

Humml Frigyes, Morvay Zita

Kulcsszavak:
Akusztikus impedancia. Az adott szövetre jellemző állandó, értékét az anyag sűrűségének és az adott anyagban az ultrahang terjedési sebességének szorzata adja meg.
Az ultrahang terjedési sebessége. Lágyrészekben és folyadékokban az ultrahang terjedési sebessége közel állandó: 1540 m/s.
B-mód. 2 dimenziós (2D) metszeti kép előállítására szolgáló ultrahang leképezési mód.
Csillapítás. Az ultrahang intenzitásának csökkenése az adott anyagon áthaladva. Növekszik az ultrahangnyaláb által megtett út (hangút) hosszával és az ultrahang frekvenciájával.
Fókuszálás. Az ultrahangnyalábot laterális irányban keskenyé tévő eljárás.
M-mód. Mozgó struktúrák vizsgálatára alkalmas ultrahang leképezési mód.
Piezoelem. Az ultrahang előállítására és a visszaverődő ultrahang érzékelésére szolgáló különleges kristály vagy kerámia.
Real-time működés. Az egyes metszeti 2D-képek kiolvasása olyan gyors ütemben történik, hogy azt szemünk valós idejű mozgásként érzékeli.
Preprocessing. Azok a jelformáló beavatkozások, melyeket a kép keletkezése előtt végeznek el.
Postprocessing. Bizonyos echócsoportok kiemelésére szolgáló eljárások a kép keletkezése után.
Transzducerek. Vizsgálófejek, melyek alakjuk, nagyságuk, felépítésük, működésük, frekvenciájuk alapján különböznek egymástól.

Ultrahang

Azokat a hangokat, melyek frekvenciája meghaladja a hallható hang frekvenciatartományát, ultrahangnak nevezzük.

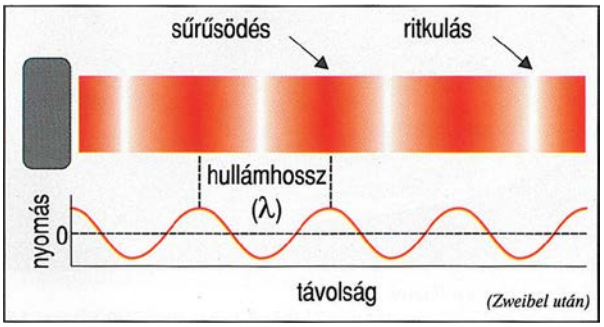
	<20 Hz - 20 kHz<	
infrahang	hallható hang	ultrahang

Az orvosi diagnosztikában használt ultrahang frekvenciatartománya 1-30 MHz között van (1 MHz = 1 000 kHz = 1000000 Hz).

Az ultrahangnyaláb sűrűsödések és ritkulások sorozatából áll *(lásd az 1. ábrát).*

Decibelskála

Az ultrahang-diagnosztikában gyakran találkozunk olyan paraméterekkel (pl. dinamikatartomány, erősítés, szövetek csillapítása stb.), melyek tág értékhatárok között változnak, exponenciálisan csökkennek vagy növekednek.



1. ábra Az ultrahangnyaláb sűrűsödések és ritkulások sorozatából áll.

A könnyebb kezelhetőség érdekében ezeket a paramétereket decibelben (dB) adják meg. Előnye, hogy az egymást követő szövetek csillapítása illetve a kapcsolódó erősítőfokozatok erősítése egyszerűen összeadható. Mivel a dB-érték egy olyan viszonyszám, melynél más értéket kapunk, ha azt a feszültségek (V) és mást, ha a teljesítmények vagy intenzitások (W, W/cm^2) összehasonlítására használjuk *(lásd az 1. táblázatot).*

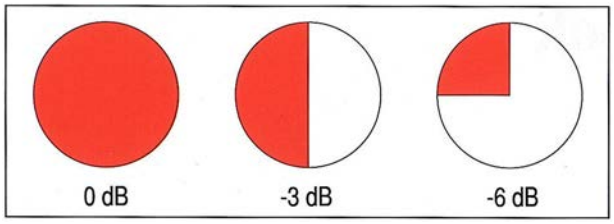
A gyakorlat számára jó tudni, hogy + 3 dB teljesítmény annyit jelent, hogy az adott értéket duplájára növeltük, míg -3 dB-lel a felére csökkentettük. További 3 dB-lel történő csökkentéssel (-6 dB) az eredeti értéket a negyedére csökkenti *(lásd a 2. ábrát).*

Energia, munka, teljesítmény, intenzitás

A vizsgálófejekből kilépő ultrahangnyaláb megrezgeti az útjába eső szöveteket, a bekapcsolva felejtett (Freeze)

	Feszültség (V)		*Teljesítmény (W)*	
Definíció	dB = 20 log U_{be}/U_{ki}		dB = 10 log I_{be}/I_{ki}	
	Növelő szorzó	Csökkentő szorzó	Növelő szorzó	Csökkentő szorzó
3 dB	1,41	0,708	2	0,5
6 dB	2	0,5	4	0,25
30 dB	31,60	0,032	1000	0,001
60 dB	1000	0,001	10^6	10^{-6}

1. táblázat: A decibel (dB) értékek feszültségek, illetve teljesítmények összehasonlításakor



2. ábra: A decibelskála jelentése (teljesítmény esetén)
-3 dB-lel az adott teljesítményt felére csökkentettük. További 3 dB-lel történő csökkentés (-6 dB) az eredeti értéket a negyedére csökkenti.

vizsgálófej szilikon-kaucsuk kilépő felülete idővel megmelegszik. Mindezek azt jelzik, hogy energiaátvitel történik. Az energia munkajellegű mennyiség, egysége a Joule (J). A teljesítmény a vizsgálófejből kilépő - az aktuális beállításnak megfelelő - legnagyobb munkavégző képesség egy sec alatt, egysége Joule/sec = Watt (W).
[Pl. egy 100 kW-os gépkocsimotor is maximálisan 100 kW-ot tud leadni]. Az ultrahang diagnosztikában a Watt ezredrésze a mW használatos. Az ultrahangnyalábra merőleges felületen mért nyaláb-keresztmetszeten áthaladó teljesítmény az intenzitás, egysége mW/mm^2.

Könnyen belátható, hogy az intenzitás a kilépő teljesítmény növelése nélkül, egyedül az ultrahangnyaláb fókuszálásával - tehát a nyaláb keresztmetszeti területének csökkentésével - is növelhető. Ezért vonatkoztatják az egyik leggyakrabban használt, a monitor ernyőjén is megjelenő biztonságtechnikai paramétert, az „SPTA". (spatial peak, temporal average) intenzitással megadott limitet a nyaláb legjobban fókuszált részére.

Megjegyzések:

1. Sok készüléken a dSPTA értéke jelenik meg, mely a vízben mért SPTA adatnak a szöveti csillapítást figyelembe vevő csökkentett (derated) értéke.

2. I=100 mW/cm^2 alatti intenzitás értékeknél biológiai hatást nem észleltek (AIUM Bioeffects Commitee, 1976).

3. A valóságos ultrahangnyaláb intenzitása bármely keresztmetszetben mérve inhomogén, a nyaláb közepén az intenzitás mindig nagyobb, mint a széleken.

Az ultrahang-diagnosztikában szerepet játszó szöveti tulajdonságok

1. Terjedési sebesség (c)

A képalkotó ultrahang-diagnosztikában a léptékhelyes, aránytartó ábrázolást az a körülmény teszi lehetővé, hogy a lágyrészekben és folyadékokban az ultrahang terjedési sebessége közel állandó: 1540 m/s. Csontokban ez a terjedési sebesség lényegesen nagyobb, ezért a csont valódi méretéhez képest vékonyabbnak látszik (pl.: magzati koponyacsont).

Gázokban, folyadékokban és lágyrészekben az ultrahang longitudinális hullámként, azaz sűrűsödések és ritkulások sorozataként terjed. A terjedési sebesség és az ultrahang frekvenciája meghatározza a hullámhosszt. Ha a terjedési sebesség 1540 m/s, akkor érvényes az alábbi táblázat:

Ha a frekvencia:	akkor a hullámhossz:
f_1 =2,25 MHz	λ_1 = 0,68 mm
f_2 = 3,5 MHz	λ_2 = 0,44 mm
f_3 = 5,0MHz	λ_3 = 0,308 mm
f_4 = 7,5 MHz	λ_4 = 0,205 mm

A kisebb hullámhossz, vagy ami ugyanaz, a *nagyobb frekvencia jobb felbontóképességet* eredményez, mert egymáshoz közelebb eső képelemek válnak megkülönböztethetővé. Így a keletkező kép részletgazdagabb és pontosabb lesz.

Terjedési sebességek

	m/s		m/s
víz 20 °C	1480	máj	1549-1570
víz 36 °C	1530	izom	1590
zsír	1450	szemlencse	1620-1641
vér	1570	üvegtest	1532
agy	1540	csont	2500-4700
vese	1560	koponyacsont	4080
lép	1566	levegő (bélgáz)	331

2. Akusztikus impedancia (Z)

Bármely közeg akusztikus impedanciája: a sűrűség és terjedési sebesség szorzata: Z =ρ x c (gr/cm^3 x cm/s). Reflexió kizárólag két különböző akusztikus impedanciájú közeg határfelületéről jön létre. (Ez egészen általánosan értendő: határfelület van egy oldat különböző koncentrációjú rétegei között is; *lásd a 3. ábrát.*) Minél nagyobb a két akusztikus impedancia közötti különbség, az ultrahangnyaláb annál nagyobb hányada reflektálódik, és annál kisebb hányada hatol át a határfelületen. Minden határfelületre meghatározható a reflexiós együttható:

3. ábra: Határfelületek
Határfelület van egy oldat különböző koncentrációjú rétegei között. Folyadék-folyadék nívó látható.

$$\alpha_r = \frac{\text{reflektált intenzitás}}{\text{kisugárzott intenzitás}}$$

mely az ultrahangnyaláb merőleges beesése esetén:

$$\alpha_r = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2}\right)^2$$

ahol Z_1 az első és Z_2 a második közeg akusztikus impedanciája.

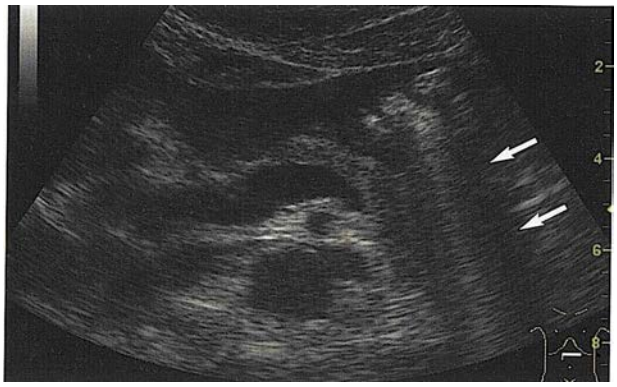
Akusztikus impedanciák

víz 20 °C	1,48	máj	1,65
víz 36 °C	1,53	izom	1,7
zsír	1,33	szemlencse	1,84
vér	1,61-1,66	csont	4-7,5
agy	1,58-1,66	koponyacsont	7,8
vese	1,62	levegő (bélgáz)	0,0004
lép	1,64		

A készülékekben feldolgozásra kerülő echók amplitúdója a reflektált intenzitással arányos. Echószegény területeknél viszonylag homogén, echódús területeknél viszonylag inhomogén, sok határfelületet tartalmazó közegre kell következtetni. A lágyrész-levegő határfelület akkora reflexiót okoz, hogy a mögöttes területek nem vizsgálhatók *(lásd a 4. ábrát)*. Ezért:

– zavarnak a gázos belek a pancreas vizsgálatánál,
– (és a nagy csillapítás miatt) nem vizsgálható a légtartó tüdő.

Ugyancsak a rendkívül nagy reflexiók miatt láthatók „akusztikus árnyékok” a bordák és egyes epekövek mögött *(lásd az 5. ábrát)*.

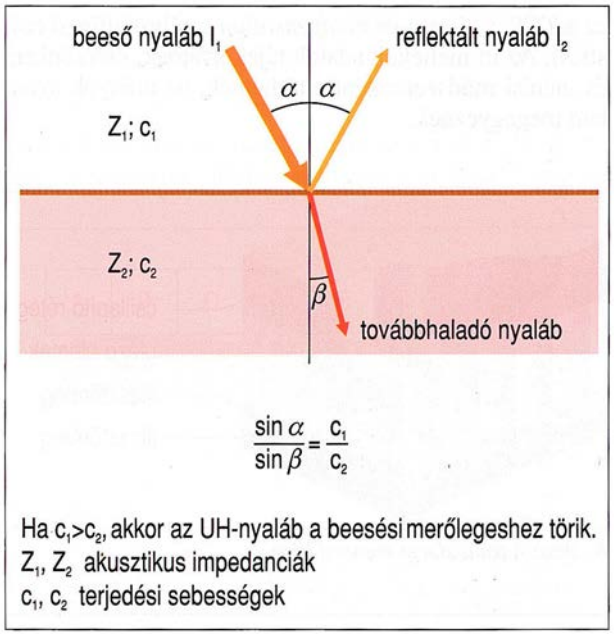


4. ábra: Gázos belek
A lágy rész-levegő határfelület okozta reflexió. A mögöttes területek nem vizsgálhatók.

5. ábra: Hangárnyék. A nagy reflexiók miatt az epekő mögött hangárnyék látható

3. Ferde beesés

Ha az ultrahang változó vastagságú rétegeken halad át, lehetnek határfelületek, melyek nem párhuzamosak és az áthaladás nem merőleges. Ilyenkor az ultrahangnyaláb beesési szöge a határfelületen eltér a kilépési szögtől (a beesési merőlegeshez mérve). E két szög közötti összefüggést a határfelület két oldalán érvényes terjedési sebességek határozzák meg *(lásd a 6. ábrát)*.

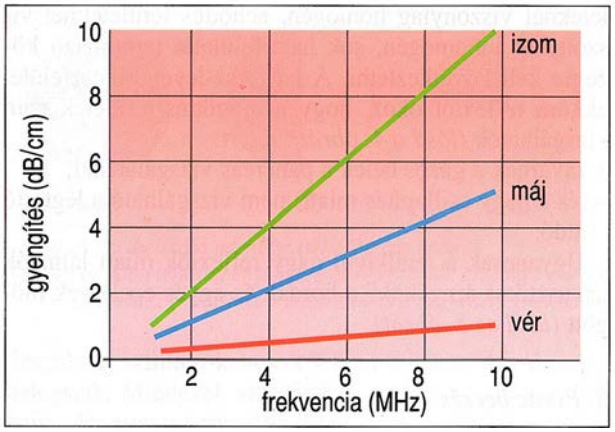


6. ábra: Ferde beesés
Az ultrahangnyaláb beesési szöge a határfelületen eltér a kilépési szögtől. A két szög közötti összefüggést a terjedési sebességek határozzák meg.

Kisméretű cysták pungálásakor (a laza tűmegvezetésen és a tű elgörbülésén túl) gondot okozhat, hogy a cysta nem pontosan ott van, ahol a képen látszik. Ezért punk-ciónál mindig az ernyőn kell megfigyelni, hogy merre halad a tű hegye.

4. Csillapítás

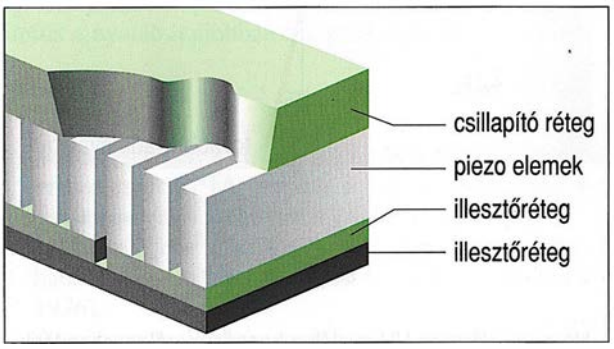
A szöveteken való áthaladáskor az ultrahang intenzitása az abszorpció, a szóródás, a nyaláb széttartása és sok egyéb nehezen tisztázható körülmény miatt csökken. Ez a csökkenés - melyet pontatlanul nevezünk abszorpciónak -



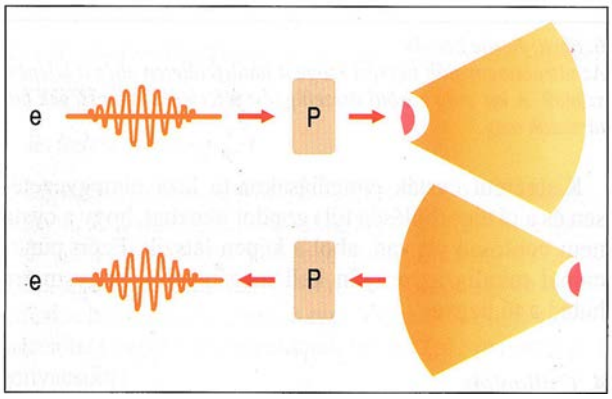
7. ábra A csillapítás a frekvenciával nő.

szövetspecifikus, de a hangút hosszán (cm) kívül a frekvenciával is nő (MHz) *(lásd a 7. ábrát)*.

Ezért kell az áttekintő, nagyobb mélységekre irányuló vizsgálatokat alacsonyabb frekvenciájú transzducerekkel (pl. 3,5 MHz) végezni. A nagyobb mélységből jövő echók abszorpcióját nagyobb erősítéssel kompenzálják: ez a *TGC = time gain compensation* (mélységfüggő erősítés). Az itt mellékelt adatok tájékoztatóak, szerzőnként és mérési módszerenként eltérhetnek, az arányok azonban megegyeznek.



8. ábra: A transzducer metszeti képe



9. ábra: Piezoelektromos hatás
Az ultrahangot piezoszeletkék (P) állítják elő. Ezek vastagsági rezgők, melyek a rájuk kényszerített elektromos rezgéscsomagnak (e) megfelelően csillapodó mechanikus vastagsági rezgést végeznek, ultrahang keletkezik. A hatás fordítva is érvényes.

Abszorpciós állandók

	(dB/cm)/MHz		(dB/cm)/MHz
víz	0,0022	máj	0,94
zsír	0,63	izom szemlencse	1,3-3,3
vér	0,18	koponyacsont	2
agy	0,85	tüdő	20
vese	1	máj	41

Az abszorpció mértékét a szövetbe belépő és a kilépő ultrahang intenzitás hányadosával fejezik ki (dB-ben):

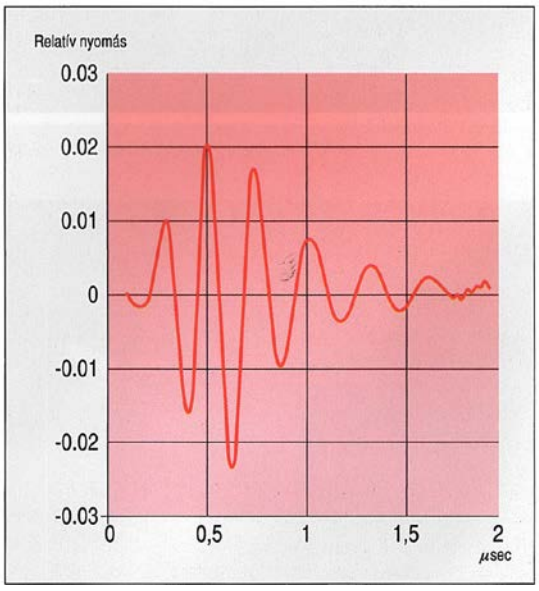
$$\alpha \text{ dB} = 10 \log \frac{I_1}{I_2}$$

Az ultrahangnyaláb előállítása

A diagnosztikai készülékek transzducereiben az ultrahangot ólom-zirkonat-titanát (PbZT) vagy polivinilidenfluorid (PVDF) alapú piezotárcsák, ill. szeletkék állítják elő *(lásd a 8. ábrát)*. Ezek úgynevezett vastagsági rezgők, melyek a rájuk kényszerített elektromos rezgéscsomagnak megfelelően csillapodó mechanikus vastagsági rezgést végeznek *(lásd a 9. ábrát)*.

Ultrahangimpulzus

Az ultrahangot a vizsgálófejek impulzusokban bocsátják ki. Ezek az „impulzusok” valójában rövid (pl. 5 µsec) időtartamú, 3,5-5 periódusból álló rezgéscsomagok, melyek burkológörbéjét tekinthetjük impulzusnak *(lásd a 10. ábrát)*.

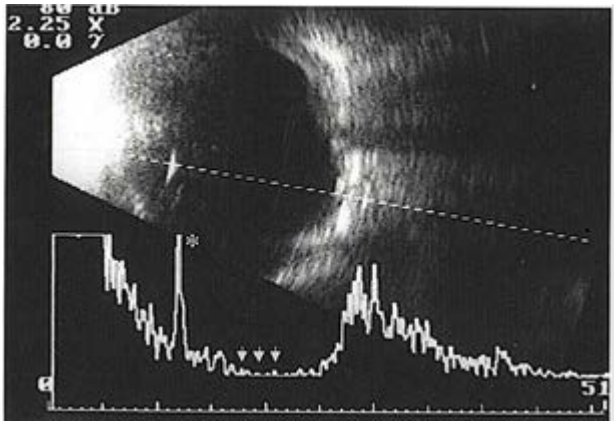


10. ábra: Ultrahangimpulzus
Az ultrahangot a vizsgálófejek impulzusokban bocsátják ki. Ezek az „impulzusok” valójában rövid (pl. 5 µsec) időtartamú, 3,5-5 periódusból álló rezgéscsomagok.

Minél kevesebb periódusból áll az ultrahangadó impulzus, annál jobb az axiális (nyalábirányú) felbontás, ezért a rezgéseket 3-5 periódus után leállítják. E rezgés névleges frekvenciáját és így a transzducer frekvenciáját a piezoelemek vastagsága és összetétele határozza meg. Meg kell említeni, hogy a névlegestől eltérő, főleg magasabb frekvenciák is keletkeznek. Ennek a csillapítás mérésénél van jelentősége. A szövetekben keletkező olyan ultrahangot, melynek frekvenciája a kibocsátott frekvencia többszöröse, felharmonikusoknak nevezzük és a harmonikus képalkotásban használjuk fel. A piezohatás visszafelé is érvényes, ezért a visszaérkező mechanikus rezgések, az echók elektromos rezgésekké alakulnak.

A-mód (amplitúdó-mód)

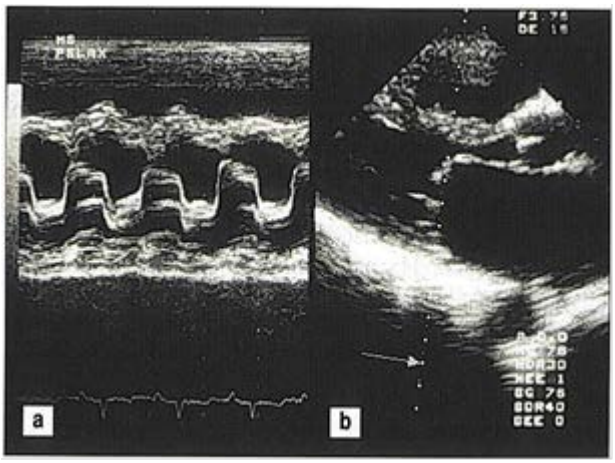
Az echók ábrázolásának legegyszerűbb, mára már elavult formája az „A-scop". Egyetlen ultrahangnyalábot bocsátunk a szövetekbe. A határfelületeken történő visszaverődést olyan oszcilloszkópon jelenítjük meg, melyen a vízszintes tengely a vizsgált szövetben mért mélységnek, a függőleges tengely az echók amplitúdójának felel meg. Ma már csak a szemészetben használunk ilyen berendezéseket *(lásd a 11. ábrát)*. A scannelés mindig a transzducerek mozgatásával történik. Tiszta folyadékban vagy homogén közegben (pl. üvegtest) nem keletkezik reflexió, itt tehát nincsenek amplitúdók. Tumor, bevérzés változó nagyságú amplitúdók megjelenésével járnak. A módszer előnye, hogy rendkívül pontos távolságmérések végezhetők vele.



11. ábra: A-módú ultrahangvizsgálat
A kép felső része: B-kép. Egy kiválasztott ultrahangnyaláb mentén (pontozott vonalsor) nyert echókat a kép alsó részén látható A-módú görbe szemlélteti. A szemlencsének megfelelően nagy echó látszik (*), az üvegtestben nincs visszaverődés (nyilak).

M-mód (Motion-mód)

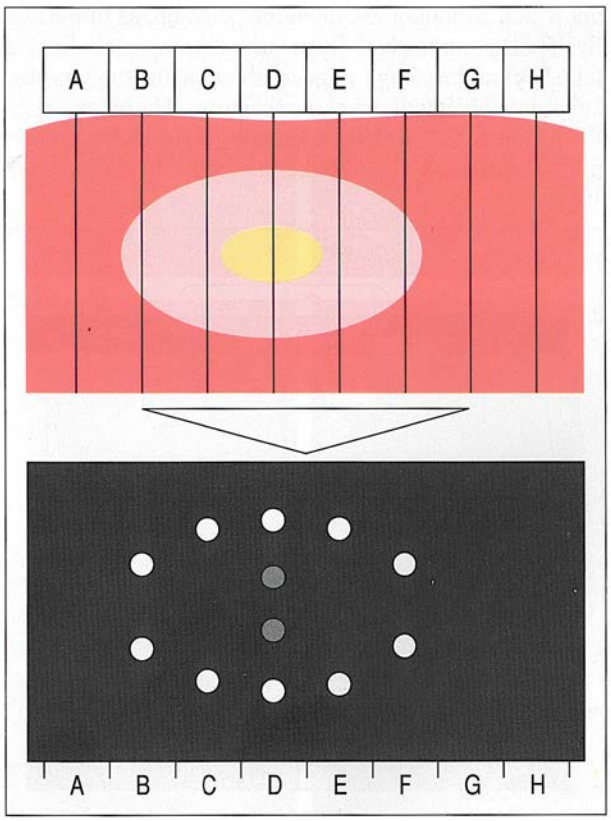
Lényegében egyetlen A-görbe időbeli változásait mutatja. Az M-kép függőleges tengelye a szövetben mért mélységnek; a vízszintes az időnek felel meg. Az echóknak megfelelően azonban nem amplitúdók, hanem fényes pontok jelennek meg, melyek, ha mozgó struktúráktól származnak, egy, a mozgásnak megfelelő görbét rajzolnak az időtengely felett. Az M-móddal egyidejűleg a B-képen ki lehet választani azt a - a transzducer egyetlen ultrahangnyalábjának megfelelő - vonalat, amelyből származó visszaverődések időbeli változásait mutatja az M-kép *(lásd a 12. ábrát)*. Ez a módszer a kardiológiában használatos.



12. ábra: M-módú ultrahangvizsgálat
A B-képen (b) kijelölt egyetlen ultrahangnyaláb (→) mentén az echók helyzetének időbeli változásait regisztráljuk. Az M-kép (a) függőleges tengelye a szövetben mért mélységnek, a vízszintes az időnek felel meg.

B-mód (Brightness-mód)

A legáltalánosabban használt leképezési mód. Lényege, hogy a fentiektől eltérően nem egyetlen, hanem egy sor

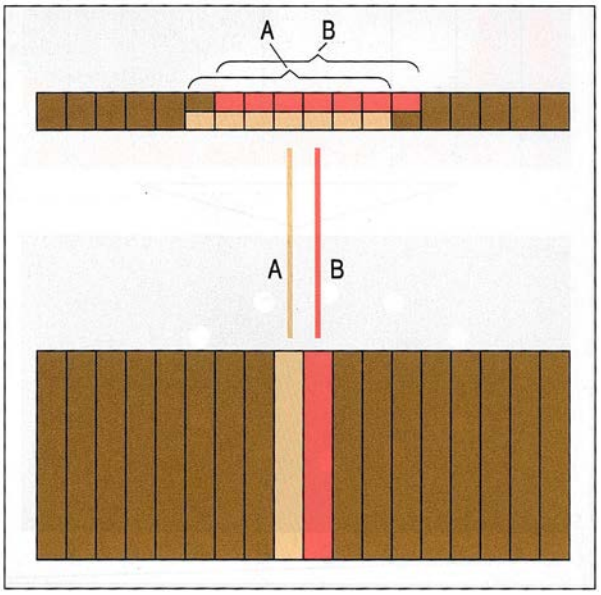


13. ábra: B-módú kép keletkezése
A határfelületeken visszaverődés keletkezik, a reflexió nagyságának és helyének megfelelően a képernyőn fényes pont jelenik meg.

ultrahangnyalábot juttatunk a szövetekbe. Egy sor ultrahangnyaláb kétféleképpen keletkezhet: vagy egyetlen piezoelektromos kristályt mechanikusan mozgatunk, vagy egy sor piezoelektromos kristályt alkalmazunk, és ezeket különböző időben gerjesztjük. A reflexióknak megfelelően fényességi pontok jelennek meg *(lásd a 13. ábrát)*. Ha az ultrahangnyaláb nagyobb hányada verődik vissza, az fényesebb pontot, kisebb reflexió kevésbé fényes pontot eredményez. Ha a különböző fényességű pontokat egy szürkeskálának feleltetjük meg, akkor azok a keletkezett képen a szürke különböző árnyalataiban jelennek meg. Az így létrehozott képet szokás „gray-scale" képnek is nevezni. A B-módú ultrahangkép egy olyan metszeti képnek felel meg, melynek felső része mindig a transzducerhez közelebb eső struktúrákat, alsó része a távolabbiakat reprezentálja. Mivel egy sík ábrázolása történik, kétdimenziós (2D) kép névvel is illetik.

Real-time működés

A real-time üzemet („valós idejű" ábrázolás) a mechanikus szektorscannerek (ezek a régi típusú, elavult berendezések, melyekben egyetlen piezokerámia forog vagy billeg) vagy a sok (pl. 240-512 db) és igen keskeny (pl. 0,6 mm) piezoelemet tartalmazó transzducerek teszik lehetővé. Ilyenek: a lineáris, konvex, és phased-array transzducerek. Ezeknél egyetlen ultrahangnyaláb előállításában és az echók vételében egyszerre mindig több (pl. 5-9) szeletke vesz részt *(lásd a 14. ábrát)*. Ahhoz, hogy a real-time kép felépítéséhez szükséges sok (128-256) ábravonal a monitor ernyőjén megjelenjen, az ultrahangnyalábokat sorozatban ilyen szeletkecsoportok hozzák létre oly módon, hogy minden ábravonalhoz egy szeletkével továbbléptetik az aktív csoportot. Ha pl. az „első" ütemben az 1-9. szeletkék kaptak gerjesztést, a „második" ütemben a 2-10. szeletke működik. Ily módon a teljes B-kép felépítéséhez vonalanként tulajdonképpen egy-egy A-görbe információtartalmát kell összegyűjteni és eltárolni. Mivel egy B-kép felépítése időigényes (1 fókusz esetén 4-5 msec) jó minőségű képet csak akkor lehet előállítani, ha a kimerevítés (freeze) előtt mind a transzducer mind a beteg legalább 1 sec-ig teljesen mozdulatlan.



14. ábra: Real-time működés
Az ultrahangnyalábot szeletkecsoportok hozzák létre, minden ábravonalhoz egy szeletkével továbbléptetik az aktív csoportot.

Az ultrahangnyaláb döntése (beam steering)

A lineáris transzducerekben az ultrahangnyalábok minden szeletkecsoportból a felszínre merőlegesen haladnak. Ha az egyes szeletkecsoportok gerjesztését időben meghatározott függvény szerint késleltetik, ez az ultrahangnyaláb dőlését idézi elő. Ezt a technikát alkalmazzák a phased-array transzducerekben és a Doppler vizsgálatoknál az ultrahangnyaláb döntésére *(lásd később)*.

Preprocessing (preset)

Preprocessingnek azokat a jelformáló beavatkozásokat. nevezik, melyeket a kép keletkezése előtt végeznek el. Ezek: a burkológörbék előállítása, a képmélység, a közeli és távoli echóamplitúdók beállítása (near gain, far gain), az összeerősítés beállítása (gain), a TGC, a kontrasztnövelés az echók kezdő élének növelésével és meredekebbé tételével (edge enhancement), az ábrázolás léptékének megválasztása (0,8-1-1,5-2-szeres zoom). E paraméterek egy része a gyári beállításokban szerepel, tehát érdemes minden vizsgálatot a megfelelő szervhez rendelt program beállításokkal (pl. has, emlő, ízület) kezdeni. A preprocessing lehetőségek ismerete és szükség szerint a paraméterek változtatása elengedhetetlenül fontos a jó ultrahangvizsgálathoz!

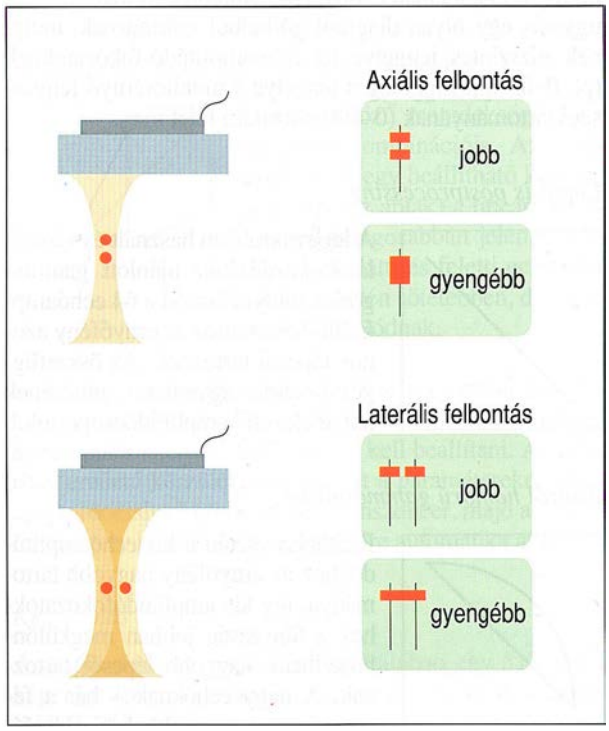
Felbontás

A ***térbeli*** felbontás azt jelenti, hogy az adott módszerrel két pontot különállóként tudunk ábrázolni. Minél jobb a készülék felbontóképessége, annál közelebb lévő képpontok különíthetők el egymástól. Az ultrahangnyaláb tengelyébe eső felbontást *axiális*, az oldalirányút *lateralis* felbontásnak nevezzük *(lásd a 15. ábrát)*. Megkülönböztetünk ezenkívül még ***kontrasztfelbontást***, azaz két képpont fényessége közötti különbség megkülönböztethetőségét és ***időbeli felbontást***, az egymás után következő képek elkülöníthetőségét. Mindig a lehető legjobb felbontás elérésére törekszünk.

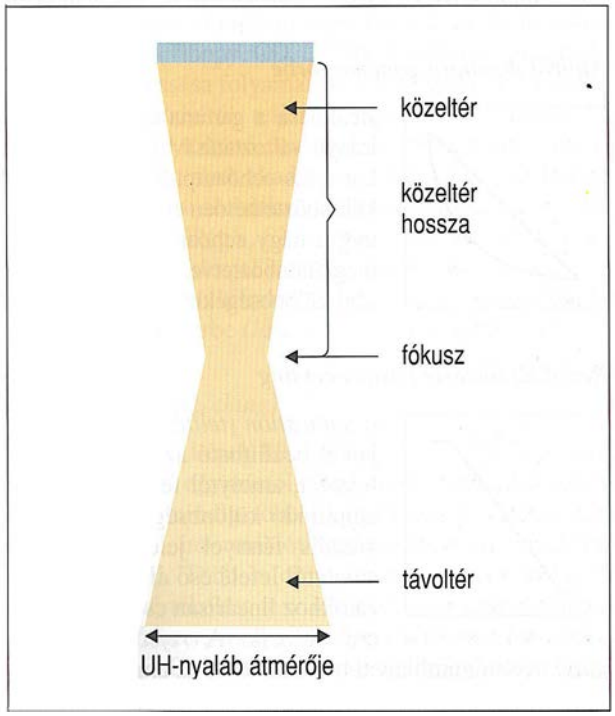
Fókuszálás

A jó lateralis felbontás érdekében a gyártók igyekeznek az ultrahangnyalábot - legalább egy bizonyos mélységi zónában - keskenyé alakítani *(lásd a 16. ábrát)*.
Egyetlen piezokerámiát tartalmazó transzducereket alkalmaznak az A-scopoknál, régebben a compound scannereknél, a kardiológiai TM-egységeknél (time motion), egyes pulzus-Dopplereknél, és a forgó vagy billegő mechanikus szektorscannereknél. Ezeknél a fókuszálás szférikus kerámiatárcsákkal és akusztikus (műanyag) lencsékkel történik, így ezek fókuszált zónája fix. Ezért ha

más mélységben kell a fokozott felbontás és így a nyaláb fókuszálása: transzducert kell cserélni. Könnyen belátható, hogy minél hatásosabb a fókuszálás és minél közelebb van a felszínhez a fókuszált zóna, annál rosszabb a felbontás a fókuszált zónán túli régiókban.



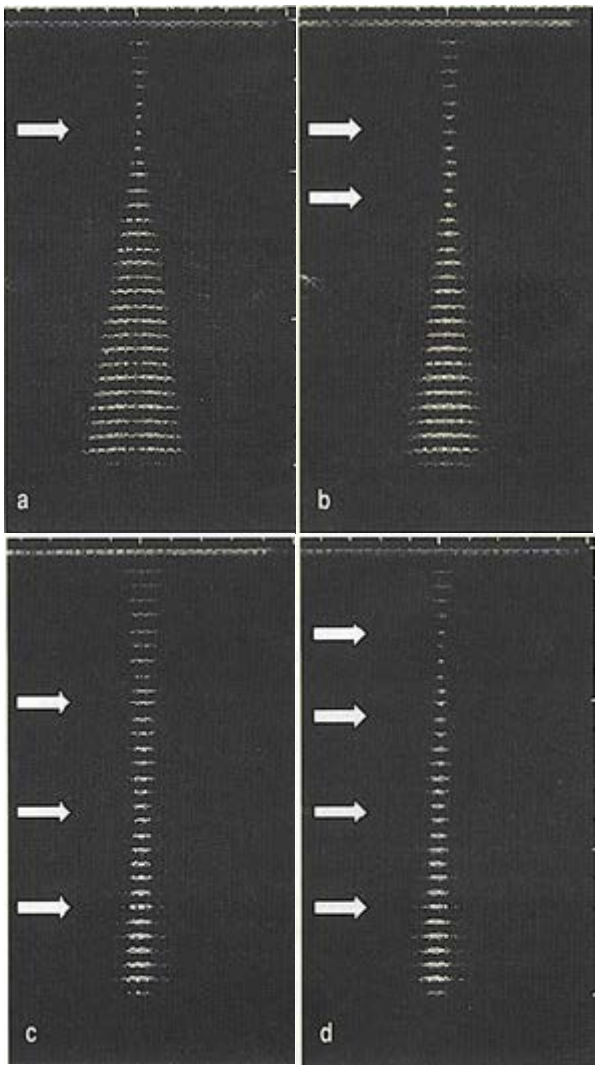
15. ábra: A térbeli felbontás
Minél jobb a készülék felbontóképessége, annál közelebb lévő képpontok különíthetők el egymástól.



16. ábra: Fókuszálás
A fókuszát ultrahangnyaláb

Fókuszálás multielemes transzducerek esetén (Adási és vételi fókuszálás)

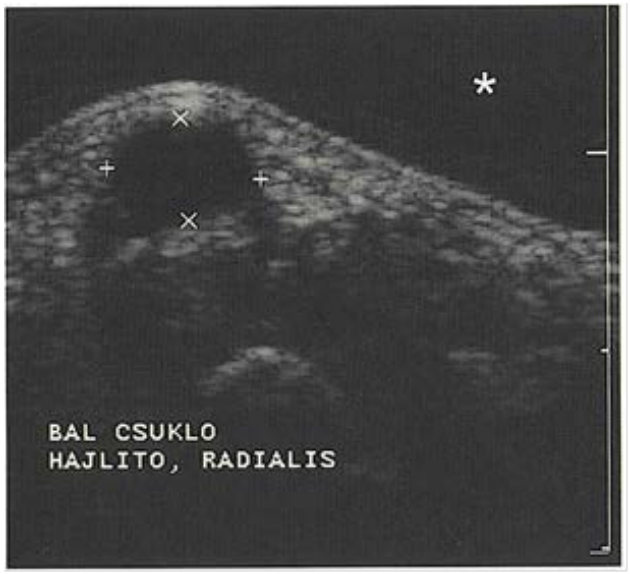
A fókuszálás elektronikus úton különböző távolságokra végezhető el. Ennek érdekében késleltetik a csoport középső szeletkéinek gerjesztési időpontját a szélsők gerjesztési időpontjához képest. Ez eredményezi a nyaláb összetartását, fókuszálását. Több fókuszálási zóna bekapcsolása esetén, egyazon vonal mentén egymásután több távolságra, eltérő késleltetésekkel fókuszált nyalábok keletkeznek, az elektronika pedig csak a mindenkori fókuszált zónából jövő echókat dolgozza fel (dinamikus fókuszálás). A legújabb és legdrágább konstrukciókban már nemcsak egyes mélységi zónákra, hanem *a kép teljes mélységére* sikerült jó fókuszálást és így jó felbontást kapni. Ezeknél, vételnél a piezoelemek számán és a késleltetési időkön kívül az éppen működő piezoelemekhez csatlakozó erősítők erősítése is változik. A felszínközeli struktúrákról érkező echókat kisebb számú piezoelem fogadja és a középső piezoelemhez tartozik a legna-



17. ábra: Dinamikus fókuszálás
Az ultrahangnyaláb képe egy vagy több fókusz használata esetén. Jó minőségű B-kép előállításához az összes fókuszt be kell kapcsolni.

gyobb erősítés. Ennek köszönhetően ezek a transzducerek felszínközelből is jó képet adnak. Jó minőségű, dokumentálható B-kép előállításához az összes fókuszt be kell kapcsolni *(lásd a 17. ábrát)*.

Azoknál a transzducereknél, melyekben a közeltéri fókuszálás nem megfelelő, a felszínhez közeli struktúrák részletgazdag ábrázolása a beteg és a transzducer közé helyezett, a hangutat megnövelő, de reflexiót nem okozó eszközzel lehetséges. A legrokonszenvesebbek ezek közül a tömör, de rugalmas műanyag: vagy gélpárnák *(lásd a 18. ábrát)*. Néha vastagabban felvitt ultrahanggélréteg is elegendőnek bizonyul.



18. ábra: Gélpárna
A felszínhez közeli struktúrák részletgazdag ábrázolása a beteg és a transzducer közé helyezett „hangúttal" lehetséges. A tömör, de rugalmas gélpárna az ultrahangot akadálytalanul továbbengedi, nem keletkeznek benne reflexiók, a képen echómentes területként látjuk (*).

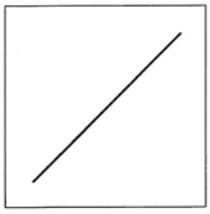
Elevációs felbontás

Az adóimpulzus időtartamától függő axiális felbontás és a fókuszálástól függő lateralis felbontás mellett fontos a nem változtatható elevációs fókusztól függő elevációs felbontás. Ez tulajdonképpen a metszeti B-kép „vastagságával" van kapcsolatban. Az elevációs fókusz általában a kép leggyakoribb mélységi méretének a felénél van. Fontos tudni, hogy emlő, pajzsmirigy, ízületek vizsgálatához a nagy cégek külön magasan fekvő elevációs fókusszal rendelkező transzducereket kínálnak, mert felületközeli struktúrákról igazán éles képet csak ezekkel nyerhetünk. Újabban megjelentek a mátrix-transzducerek, melyeknél elevációs irányban - tehát a szkennelési irányra merőlegesen is - változtatható a fókusz.

Postprocessing

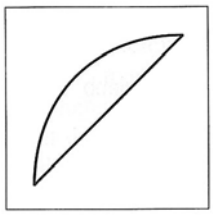
A monitorernyő és a különböző dokumentációs információhordozó (röntgenfilm, mágnesszalag, videoprinter-papír) csak korlátozottan tudnak fényességi különbséget, tehát szürke fokozatokat hűen visszaadni. Az emberi szem 16-20 szürke fokozat között tud különbséget tenni. A rendelkezésre álló 64 echóamplitúdó-fokozat közül tehát érdemes bizonyos csoportokat kiválasztani az elkerülhetetlen információveszteség minimalizálása céljából. Ezt a célt szolgálják a nyomógombbal választható postprocessing programok (γ-görbék), melyek hatása a gombokon lévő piktogramok alapján könnyen felismerhető. E piktogramok ugyanis egy olyan diagram görbéiből származnak, melynek vízszintes tengelye az echóamplitúdó-fokozatoknak (pl. 0-63-ig), függőleges tengelye a monitorernyő fényességi tartományának (0-100 százalék) felel meg.

Lineáris postprocessing



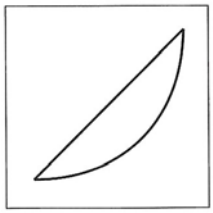
A leggyakrabban használt és vizsgálatok kezdéséhez ajánlott gammagörbe, melynél mind a 64 echóamplitúdó-fokozathoz az ernyőfény azonos lépcsői tartoznak. Az összefüggés lineáris, egyenletes, nincsenek „kivételezett" amplitúdócsoportok.

Alulról homorú gamma-görbe



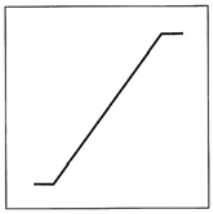
Beállítása esetén a kis echóamplitúdókhoz az ernyőfény nagyobb tartománya, így kis amplitúdó-fokozatokhoz a fényesség jobban megkülönböztethető, nagyobb lépcsői tartoznak. A nagy echóknak - bár a fényesség nagy - sokkal kisebb fényességi különbségek felelnek meg. Ez a hatás a gamma-érték növelésével több fokozatban egészen extrém beállításokig fokozható. A pillanatnyilag aktuális gamma-érték az ernyőn számszerűen is megjelenik.

Alulról domború gamma-görbe



Beállítása a gamma-érték ellenkező irányú változtatásával érhető el. Ekkor a kis echóamplitúdók alig megkülönböztethetően egyforma sötétek, míg a nagy echóamplitúdók jobban megkülönböztetve, nagyobb fényességi különbségekkel jelennek meg.

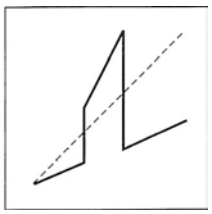
Redukált lineáris postprocessing



A *saturation (telítés)* nyomógombjaival beállítható az az amplitúdó-fokozat, amelytől felfelé az összes amplitúdó különbség nélkül a maximális fénnyel jelenik meg, és amelytől lefelé eső amplitúdófokozatokhoz lineárisan csökkenő fényerő tartozik. A *rejection (elnyomás)* nyomógombjaival beállítható az az amplitúdófokozat, amelytől lefelé az összes amplitúdóhoz egyforma sötét ernyő, és amelytől felfelé lineárisan növekvő fény tartozik. A saturation legalsó és a rejection legfelső fokozata számszerűen is megjelenik az

ernyőn. Pl. S61 R10. Ekkor a 11-60. amplitúdófokozatok egy meredekebb lineáris összefüggés szerinti fényerőlépcsőkben jelennek meg, tehát itt a közepes tartományba eső echóamplitúdókat lehet könnyebben megkülönböztetni. A gamma-görbe lineáris tartománya annál meredekebb, minél kisebb az S, és minél nagyobb az R értéke.

Ablak típusú postprocessing (windowing)



Két különböző meredekségű gamma-görbe kombinációja. Az echóamplitúdók egy beállítható középső csoportja (az ablak) a lineáris ábrázolásnál világosabban jelenik meg. E csoport alatti és feletti echóarnplitúdók szintén sötétebben, de lineárisan ábrázolódnak.

A fentiek elsősorban a régebbi japán gyártású készülékekre vonatkoznak, mert ezeknél a képminőséget meghatározó paramétereket külön-külön kell beállítani. Az amerikai eredetű készülékeknél ezeket a paramétereket, így a „postprocessing" görbéket is, a transzducer, majd a vizsgálandó szerv kijelölése után többnyire automatika állítja be.

Képtárolás

A diagnosztikai képek tárolása általában egy 512 x 512 képelem (pixel) tárolására alkalmas, integrált áramkörökből (IC) felépített félvezetőtárban történik. Ebben a tárban az echók keletkezési helyének az egyes képpontok oszlopa és sora, az echók amplitúdójának egy - pl. 0-63-ig terjedő - szám, a majdani szürke fokozat felel meg. Ez teszi lehetővé a digitális képtárolást, mely történhet a készülék saját memóriájában vagy külső képadat hordozóban (pl. MOD, floppy, CD, DVD). A mindenkori kép tárból való kiolvasása folyamatosan és a beírástól, a kép fel-építésének módjától teljesen függetlenül történik. A *freeze* gombbal történő „megfagyasztás" egy új, megváltozott kép tárba írását akadályozza meg. A kép tárból való kiolvasása a tv-technika normáihoz hasonlóan történik (pl. CCIR; 50 félkép/s, 625 sor/kép stb.). Az így keletkező szabványos videojel jut a megfigyelő monitorba, a fotómonitorba, a multiformat-kamerába, a videoprinterbe és a videorekorderbe *(lásd még 1.8. fejezetet)*.

Interpolálás (smoothing)

A diagnosztikai képek kiértékelésénél rendkívül zavaró, ha a kép ritka, egymástól elkülönülő vonalakból áll. A gyakorlatban mindig több oszlopa van a tárnak, mint amennyi igazi, információt hordozó ultrahangvonal rendelkezésre áll. Több információt ugyan nem nyújt, de könnyebb kiértékelést tesz lehetővé az a smoothingnak nevezett módszer, melynél két „valódi" ultrahangvonal közzé (pl. A és B) interpoláció útján előállított oszlopokat iktatnak be, pl. a következő elvek szerint:

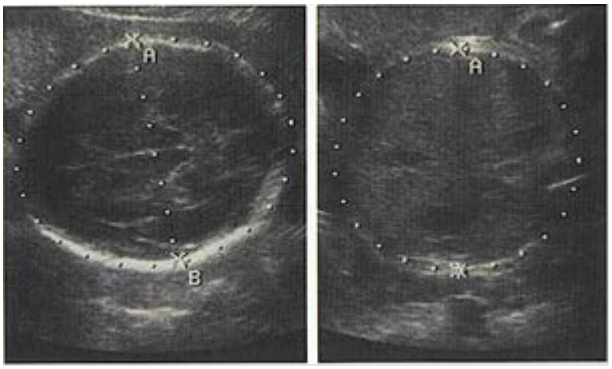
A, 0,5A+0,5B, B, vagy A, 0,75A+0,25B, 0,5A+0,5B 0,25A+0,75B, B

Zajcsökkentés (SCC = Scan Correlation)

Mivel általában szükség van a legkisebb echók által hordozott információkra is, elkerülhetetlen a nagy erősítés és így a képek zajossága (hangyaboly). A zaj - mely véletlenszerű, stochasztikus jelenség - ellen szolgál az a módszer, melynél minden egyes képpontban néhány megelőző és az aktuális szürke fokozat átlagának megfelelő szürke fokozat jelenik meg. Így kevesebb a zaj, kisebbek a pillanatnyi műtermékek. Ez tehát egy időbeli átlagolás, mely gyorsan mozgó struktúrák vizsgálata esetén már zavaróan elkenheti a képtartalmat, ezért a scancorrelation az SCC-gombbal kikapcsolható (kardiológia).

Szolgáltatások

A távolság, a kerület és terület mérése minden készüléknél megvalósítható *(lásd a 19. ábrát)*. Ezek közül különösen a térfogat-meghatározásokat kell nagy óvatossággal kezelni. Pl. a balkamravolumen meghatározása három szerző különböző képlete alapján történhet, de ezek között - főleg a nagy méreteknél - már jelentős eltérések adódnak a köbre emelés következtében (Pombo, Teichholz, Gibson). Javasolható a leletekben mindig a ténylegesen lemért távolságot leírni és a számításokat konzekvensen egyetlen szerző szerint elvégeztetni a készülékkel. A terhességi táblázatoknak is a lakossági standardhoz kell igazodniuk (egy vietnámi magzat éretten is igen kicsi).



19. ábra: Szolgáltatások. Távolság, kerület, terület meghatározása Magzati BPD, fej- és haskörfogat mérés.

Hisztogram - Egy, a vizsgáló által körülírt területen az echóamplitúdók gyakoriságát tükröző diagram. Bár a legtöbb új készülékben megtaláljuk ezt a szolgáltatást, klinikai-gyakorlati jelentősége csekély.

A transzducerek fajtái

Phased-array

A phased-array transzducerek főként a kardiológiában használatos mozgó alkatrész nélküli, *elektronikus szektorscannerek*. Sajátosságuk, hogy a szektorkép minden vonalának létrehozásánál valamennyi (pl. 64) szeletke részt vesz. (Ezért rögtön romlik a kép, ha nem a teljes transz-ducerfelület fekszik fel a betegen). Egyrészt a szeletkéket gerjesztő adóimpulzusok késleltetésével fó kuszálják a nyalábot, másrészt minden következő szektorvonalnál egy kissé eltérő lineáris függvény szerinti

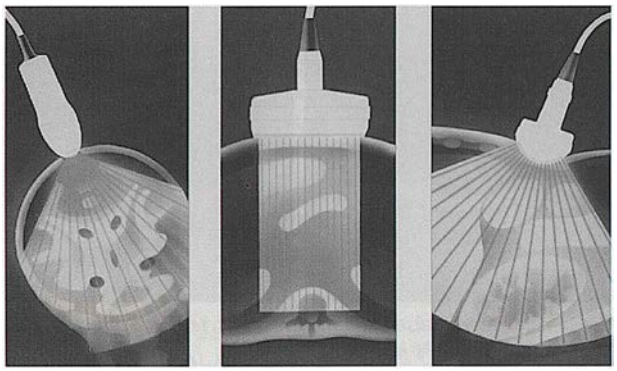
járulékos késleltetéssel változtatják a nyaláb irányát is. Ez utóbbival történik a szektor letapogatása. A kardiológiában terjedtek el azok a kisméretű (16 x 20 mm) phased-array transzducerek, melyek az endoscopokhoz hasonlóan a nyelőcsőbe vezethetők (transoesophagealis ultrahang-vizsgálat [TEE]).

Linear-array transzducerek

A sík felület mentén elhelyezett piezoelemeket nevezzük linear-array-nek. A piezoelemek gerjesztése a transzducer egyik végétől a másikig meghatározott, azonos idő intervallumokban történik. A keletkező ultrahangnyalábok párhuzamosan haladnak a szövetekbe és a jelfeldolgozás is párhuzamos csatornákban történik. A felületes lágyrészek és a vascularis vizsgálatok során alkalmazzunk ezeket a vizsgálófejeket.

Konvex transzducerek

Működésük csak annyiban tér el a linear-array-től, hogy a piezoelemek egy hengerpalást mentén (pl. R: 40 mm, R: 76 mm) helyezkednek el, így jó minőségű szektorképet szolgáltatnak. Természetesen a hengerpalástból adódó útkülönbségeket az elektronikában a késleltetési időknél figyelembe veszik. A bordák, vagy a medencecsontok által fedett szervek segítségükkel könnyebben vizsgálhatók *(lásd a 20. ábrát)*.



20. ábra: A transzducerekfajtái
Phased-array, lineáris és konvex transzducer.

21. ábra: 3D-transzducer

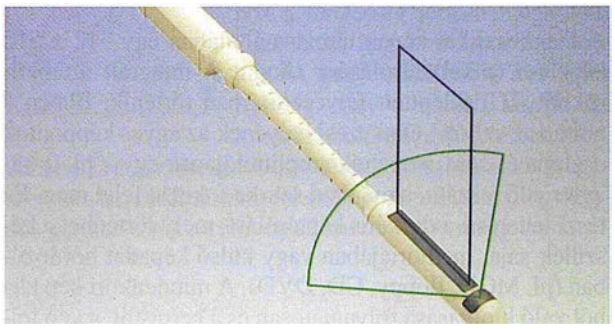
3D-transzducerek

A biztosan léptékhelyes háromdimenziós ábrázolást azok a transzducerek teszik lehetővé, melyekben vagy egy mechanikus szektor, vagy egy konvex, vagy egy lineáris transzducert egy, a képfelépítés idejéhez igazodó léptetőmotor mozgat. Ez a technika háromdimenziós tömböket képez le, melyekből tetszés szerinti síkokból lehet kétdimenziós képet készíteni, akár az ultrahang-nyalábra merőleges síkból is. A transzducer-frekvenciák a szokásosak *(lásd a 21. ábrát)*.

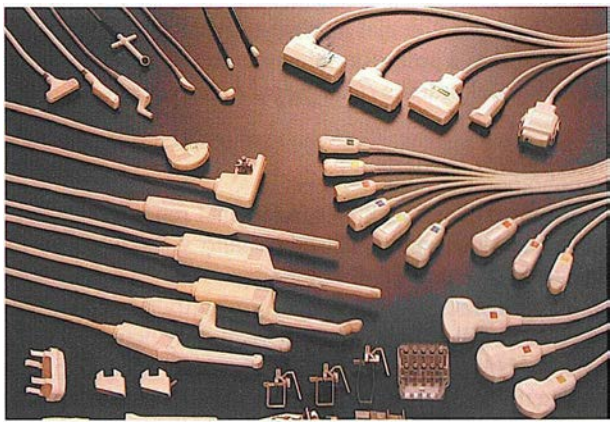
Transzducerek és frekvenciák

Új beruházásnál érdemes az új fejlesztésű, szélessávú transzducereket beszerezni. Ismerünk transzducereket, melyek frekvenciatartományát az elektronika csak a sávközép (folyamatos) eltolásakor képes kihasználni (pl. alsó határnál 3,7-7,2 MHz és a felső határnál 7-11,3 MHz). Ezek használatánál - a jobb felbontás érdekében - meg kell kísérelni a felső frekvenciahatár közelében vizsgálni, és csak ha ez a beteg alkata miatt (kövér beteg) nem lehetséges, csökkentendő a vizsgálófrekvencia. A frekvencia változtatását a készülékek egy részénél a vizsgáló állítja be, más részüknél a készülékekben levő program szabályozza.

Az egyes szervek vizsgálatára ajánlott transzducereket a 2. táblázatban tüntettük fel *(lásd a 22-23. ábrákat)*.



22. ábra: Biplán endorectalis transzducer
A leképezés két egymásra merőleges síkban történik egy lineáris és egy phased-array piezoelektromos szeletkecsoporttal.



23. ábra: Transzducerek
A különböző szervek vizsgálatára különböző testalkatú betegekben, különböző körülmények között más és más transzducer szükséges

Transzducerválasztás			
Szerv	Frekvencia	Alak	Megjegyzés
Felnőtt transcranialis	2 (1,5-2,5) MHz	lineáris	nagy kimenő ultrahang-teljesítmény szükséges
Általános has	3,5 (2-5) MHz	konvex	nagy rádiuszú (R40; R76)
Gyerekek, újszülötthas	5 (5-8) MHz	konvex	kis rádiuszú (pl. R10)
Újszülöttagy	5 (5-8) MHz	konvex	phased array, kis felfekvő felület
Női kismedence	6,5 (4,5-10) MHz	konvex vagy biplán	intravaginalis
Prostata	7-10 MHz	biplán	transrectalis
Emlő, here, pajzsmirigy, nyaki lágy részek, penis, ízületek	7-13 MHz		elevációs fókusza magasan (felszínközelben) helyezkedik el
Perifériás erek, nyaki erek, orbita	5-7 MHz	lineáris	
Kardiológia	2-5 MHz	szektor	mechanikus vagy elektronikus (phased array)
Transoesophagealis			folyamatosan változtatható scannelési sík
Intraoperatív	7-10 MHz	lineáris vagy konvex	Kisméretű kivitelűek. Ide tartoznak a laparoscopos transzducerek is, melyek alkalmasak hosszú munkacsatornába való bevezetésre és az aktív rész mozgatására.
Endovascularis	20-25 MHz	mech. szektor	<4,8 French
Gastrointestinalis endoluminalis	7,5-12 MHz vagy 20 MHz	mech. szektor	vékony katéterrel bevezetett forgó transzducer
Húgyúti endoluminalis	12,5-20 MHz	mech. szektor	2-3 mm
Szemészet	7,5-12 MHz		
Cornea	50 és 80 MHz		UBM = ultrahang-biomikroszkóp

2. táblázat.