



Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

## **Az ultrahang diagnosztika alapjai**

### **Hallgatói gyakorlat mérési útmutatója**

Készítette  
Dóczi Rita, Humml Frigyes

Budapest, 2011.

## Ultrahang

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

Az orvosi diagnosztikában használt ultrahang frekvenciatartománya 1–30 MHz között van.

### *Decibelskála*

Az ultrahang-diagnosztikában gyakran találkozunk olyan paraméterekkel (pl. dinamik tartomány, erősítés, szövetek csillapítása stb.), melyek tág értékhatárok között változnak, exponenciálisan csökkennek vagy növekednek. A könnyebb kezelhetőség érdekében ezeket a paramétereket decibelben (dB) adják meg. Előnye, hogy az egymást követő szövetek csillapítása illetve a kapcsolódó erősítők fokozatok erősítése egyszerűen összeadható.

### *Energia, munka, teljesítmény, intenzitás*

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

Az ultrahang diagnosztikában a watt ezredrésze a mW használatos. Az ultrahangnyalábra mérőleges felületen mért nyaláb keresztmetszeten áthaladó teljesítmény az intenzitás, egysége  $\text{mW}/\text{mm}^2$ .

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.  $I=100 \text{ mW}/\text{cm}^2$  alatti intenzitás értékeknél biológiai hatást nem észleltek (AIUM Bioeffects Committee, 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 képkalkító ultrahang-diagnosztikában a léptékhelyes, aránytartó ábrázolást az a körülmény teszi lehetővé, hogy a lágyszövetekben 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 lágyszövetekben az ultrahang longitudinális hullámként, azaz sűrűsödések és ritkulások sorozataként terjed. A terjedési sebesség és az ultrahang frekvenciája meghatározza a hullámhosszt.

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.

## 2. Akusztikus impedancia (Z)

Bármely közeg akusztikus impedanciája: a sűrűség és terjedési sebesség szorzata:  $Z = \rho c$ . Reflexió kizárólag két különböző akusztikus impedanciájú közeg határfelületéről jön létre. (Ez egészen általánosan értendő: határfelület van egy oldat különböző koncentrációjú rétegei között is.) 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 reflexiók együttható:

---

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

---

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 lágyszövet-levegő határfelület akkora reflexiót okoz, hogy a mögöttes területek nem vizsgálhatók. 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.

## 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.

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

## 4. Csillapítás

A szöveteken való áthaladáskor az ultrahang intenzitása az abszorpció, a szóródás, a nyáláb széttartása és sok egyéb nehezen tisztázható körülmény miatt csökken. Ez a csökkenés – melyet pontatlanul nevezünk abszorpciónak – szövetspecifikus, de a hangút hosszán (cm) kívül a frekvenciával is nő.

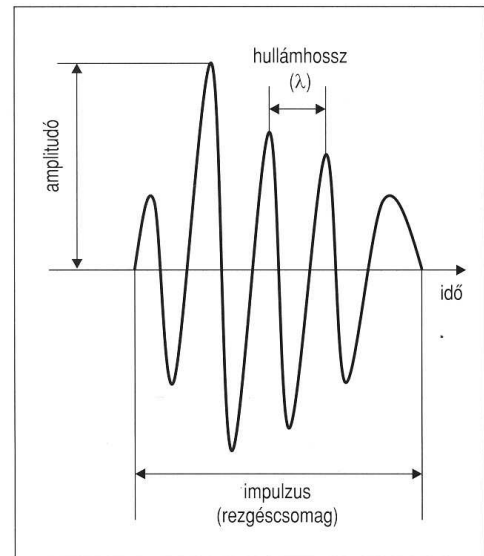
Ezért kell az áttekintő, nagyobb mélységekre irányuló vizsgálatokat alacsonyabb frekvenciájú transzducerekkel (pl. 3,5 MHz) végezni. A nagyobb mélységből jövő echók abszorpcióját nagyobb erősítéssel kompenzálják: ez a *TGC = time gain compensation* (mélységfüggő erősítés).

## Az ultrahangnyaláb előállítás

A diagnosztikai készülékek transzducereiben az ultrahangot ólom-zirkonat-titanát (PbZT) vagy poliviniliden-fluorid (PVDF) alapú piezotárcsák, ill. szeletkék állítják elő. Ezek úgynevezett vastagsági rezgők, melyek a rájuk kényszerített elektromos rezgéscsomagnak megfelelően csillapodó mechanikus vastagsági rezgést végeznek. (A gyakorlaton használt vizsgálófej felépítése és működése az 1-6 mellékletben található meg.)

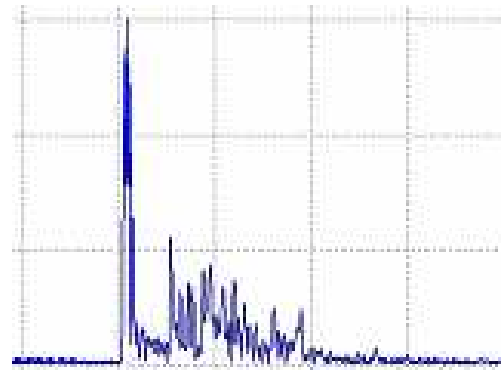
## Ultrahangimpulzus

Az ultrahangot a vizsgálófejek impulzusokban bocsátják ki. Ezek az „impulzusok” valójában rövid (pl. 5  $\mu\text{sec}$ ) időtartamú, 3,5–5 periódusból álló rezgéscsomagok, melyek burkológörbéjét tekinthetjük impulzusnak. 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.



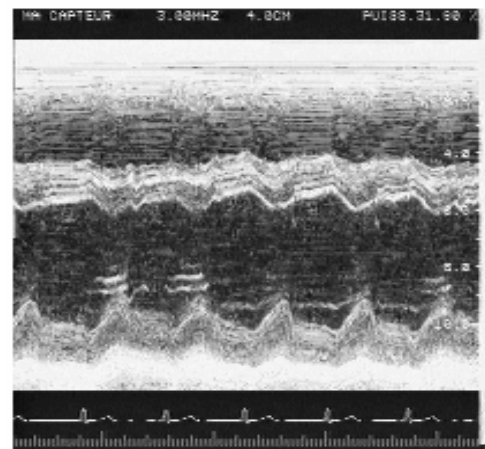
## A-mód (amplitúdó-mód)

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 természetben használunk ilyen berendezéseket. A scannelés mindig a transzducer ek 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.



## 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 – transzducer egyetlen ultrahangnyalábjának megfelelő – vonalat, amelyből származó visszaverődések időbeli változásait mutatja az M-kép. Ez a módszer a kardiológiában használatos.



### B-mód (Brightness-mód)

A legáltalánosabban használt leképezési mód. Lényege, hogy a fentiekől eltérően nem egyetlen, hanem egy sor 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. 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. 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 információ tartalmát 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 kimerítés (freeze) előtt mind a transzducer mind a beteg legalább 1 sec-ig teljesen mozdulatlan.

### Preprocessing

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 összerősítés 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 szerinti 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 felbontóképesége, annál közelebb lévő képpontok különíthetők el egymástól. Az ultrahangnyaláb tengelyébe eső felbontást *axiális*, az oldalirányút *lateralis* felbontásnak nevezzük. 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 – keskenyvé alakítani.

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 zónántúli régiókban.

### *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 fókusznál általában a kép leggyakoribb mélységi méretének a felénél van. Fontos tudni, hogy emlő, pajzsmirigy, ízületek vizsgálatához a nagy cégek külön magasan fekvő elevációs fókussszal rendelkező transzducereket kínálnak, mert felületközeleli struktúrákról igazán éles képet csak ezekkel nyerhetünk. Újabban megjelentek a mátrix-transzducerek, melyeknél elevációs irányban – tehát a szkennelési irányra merőlegesen is - változtatható a fókusztól.

### *Postprocessing*

A monitorernyő és a különböző dokumentációs információhordozó (röntgenfilm, mágnesszalag, videoprinter-papír) csak korlátozottan tudnak fényességi különbséget, tehát szürke fokozatokat hűven 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 információvesztés minimalizálása céljából. Ezt a célt szolgálják a nyomógommbal választható postprocessing programok ( $\gamma$ -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. (Az ábrákat a 4-3 melléklet tartalmazza.)

### *Lineáris postprocessing*

A leggyakrabban használt és vizsgálatok kezdséhez ajánlott gamma-görbe, 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.

### *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 amplitúdófokozat, amelytől felfelé az összes amplitúdó különbség nélkül a maximális fényvel 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 echóamplitúdók 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 512x512 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 mindenkorai kép tárból való kiolvasása folyamatosan és a beírástól, a kép felépítésének 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 multiformatkamerába, a videoprinterbe és a videorekorderbe.

### *Interpolálás (smoothing)*

A diagnosztikai képek kiértékelésénél rendkívül zavaró, ha a kép ritka, egymástól elkülönülő vonalákból 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 közé (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 mellékelt 4-5 – 4-12. oldalait). 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. Javasolható a leletekben mindig a ténylegesen leírt távolságot leírni és a számításokat konzekvensen egyetlen szerző szerint elvégezteni a készülékkel. A terhességi táblázatoknak is a lakossági standardhoz kell igazodniuk (egy vietnámi magzat éretten is igen kicsi).

## Feladatok

1. A gyakorlaton rendelkezésre álló fantom segítségével gyakorolja a vizsgálófej használatát!
2. Figyelje meg a műtermékeket (tükröződés, hangárnyék) és magyarázza el a keletkezésük okait!
3. Határozza meg az ultrahang terjedési sebességét plexiben és vízben, az eredményt vesse össze az irodalmi értékkel! (Távolságmérés a 4-6 melléklet szerint.)
4. Az 1-4, 2-7 és 4-2 mellékletek szerint változtassa a kezdeti paraméterek beállításait a lehetséges teljes tartományban. Figyelje meg a fantomon és írja le, hogyan változik a kép minősége ezeknek a változtatásoknak a hatására!
5. Figyelje meg és írja le, milyen hatással vannak a képminőségre a 4-17 mellékletben részletezett postprocessing eljárások!
6. A vizsgálófejet felfüggesztve, az M-módú kép alapján határozza meg az inga lengésidejét!
7. Éhgyomorral mérje meg az epe térfogatát! A térfogatmérést (4-10 melléklet) mindhárom módszerrel végezze el, hasonlítsa össze a kapott eredményeket! Ábrázolja az epe térfogatát az étkezéstől eltelt idő függvényében és következtessen az emésztés működésére az alábbi magyarázat segítségével:

„A has ultrahang-vizsgálata kellemetlenséget nem jelent, akárhányszor ismételtető minden veszély nélkül, alkalmas tehát az étel hatásának nyomon követésére. Láthatók a gyomor mozgásai, megközelítő pontossággal megállapítható a gyomor ürülése, és precízen mérhető az epehólyag összehúzódása, majd visszatelődése, amiből viszont a gyakorlat számára kielégítő mértékben megbecsülhető az epe-hasnyálmirigy rendszer közös záróizomának működése, azaz az emésztőnedvek kiömlése a patkóbélbe, ahol aztán az ételpéppel keveredik.

Az egyik véglet, ha az étel nem indítja be az emésztés folyamatát az elfogyasztott ételre megindul és egyre fokozódik az epe és hasnyál termelődése, de nem nyílik ki a közös záróizom. Az epehólyag összehúzódni, azaz kiürülni nem tud, az epe pedig az epeutakból sem tud kifolyni, ezért tölteni kezdi az epehólyagot, mire az epehólyag növekedni kezd, ami az epehólyag feszülését idézi elő (és a jobb bordaív alatt tompa nyomás, esetleg „görcsös” fájdalom jelentkezik). Természetesen a hasnyál sem képes ürülni (ez esetleg a köldök körül vagy a has felső részében okoz kellemetlen érzést vagy akár fájdalmat is), aminek következtében a tényleges emésztés sem indul meg, az ételek erjedni-rothadni kezdenek gázképződés, puffadás kíséretében.

A másik véglet, ha az emésztés tökéletesen működik, az étel hatására megindul az emésztőnedvek termelődése, a közös záróizom kinyílik, az ételhez keveredő epe egyre több cholecystokinint szabadít föl, ami kinyitja és folyamatosan nyitva is tartja a közös záróizmot. Ennek eredményeként folyamatosan folyik a hasnyálmirigy termelte emésztőnedv az ételpéphez és folyamatosan ürül az epe is, nemcsak az epeutakból, hanem a teljesen összehúzódó epehólyagból is. Ebben az esetben gázképződés nincs, az ilyen étkezés után a közérzet jó, nincs elnehezülés, teltségérzés és álmoság, és hosszú időre megszűnik az éhségérzet is.

A harmadik lehetőség a „kevésbé rossz vagy kicsit jó” működés: a közös záróizom rövid időre (fél-másfél óra) kinyílik, az epehólyag részben összehúzódik, s így nemcsak hasnyál, hanem



nagy töménységű hólyagepe is keveredik az ételpéphez. De a hamarosan bezáruló záróizom mögül már nem jut több emésztőenzim, sem epe a patkóbélbe, és az epehólyag gyorsan visszatelődik úgy, hogy az éjszaka folyamán bekonzentrálódó epe egy része is benne marad. Az emésztés így az étel egy részét érinti csak, az emésztetlenül maradt hányad már csak erjedni és rothadni képes.

A vizsgálat kivitelezése kifejezetten kellemes (bármiféle más vizsgálatához képest), hiszen éhgyomorral megméri az epehólyag térfogatát, majd az elfogyasztott étel után az első órában 20 percenként, később félóránként mindaddig, míg az összehúzódtott epehólyag térfogata újból növekedni nem kezd. Ez az időpont jelzi, hogy a záróizom gyakorlatilag bezárult, a máj termelte epe már nem folyik ki a patkóbélbe, hanem az epehólyagot kezdi ismét feltölteni. Az epehólyag étkezésre bekövetkező térfogatváltozásának követésével, mérésével jól megítélhető az emésztőnedvek elfolyásának üteme.”[1]

[1] Dr. Légrády Péter: *Tojás, táplálkozás, egészség*

*Köszönetet mondunk Dr. Glásel Éva főorvosnőnek a vizsgálati módszerek megtanításáért.*

*Köszönjük Hollós Csabának az ötletes kísérleti elrendezéseket.*

## ÓVINTÉZKEDÉSEK

A TRANSZDUCER RÁZKÓDÁSRA ÉRZÉKENY, FIGYELJÜNK, HOGY NE EJTSÜK LE, ÉS TERÍTSÜNK SZIVACST A MUNKATERÜLET ALÁ!

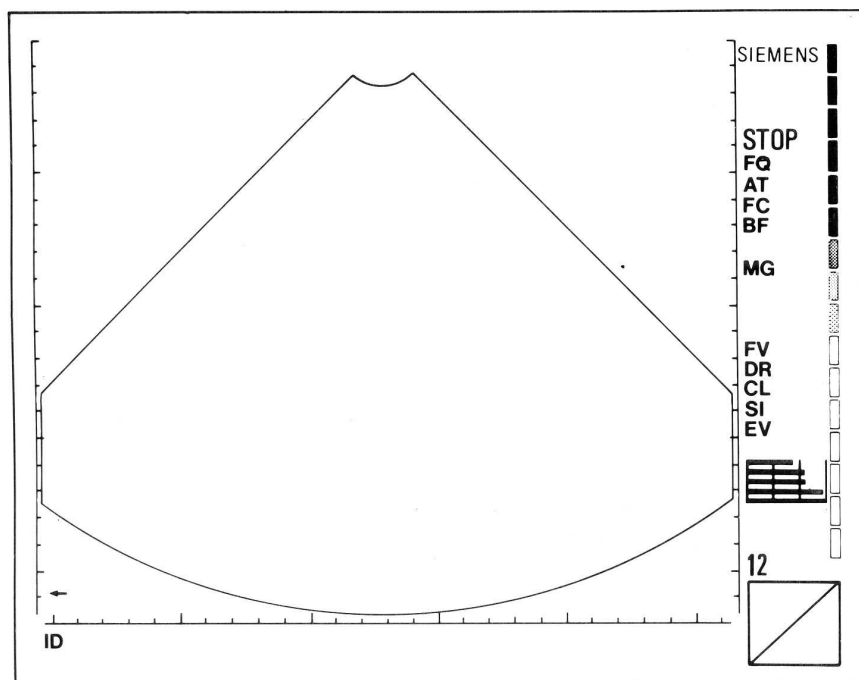
A TRANSZDUCERT CSAK A RAJTA BEJELÖLT VONALIG MERÍTSÜK FOLYADÉKBA!

A HASZNÁLATON KÍVÜLI KÉSZÜLÉKET MINDIG HAGYJUK FREEZE ÁLLÁSBAN!

## **Mellékletek**

**Útmutató a Sonoline SL-1 típusú készülék használatához**

## Display format, data field



## Data field

SIEMENS  
TG/MO/JR Datum  
ST:MN:SK Uhrzeit

STOP  
FQ Applikatorfrequenz  
AT Abbildungstiefe (cm)  
FC Fokusbereich  
BF Bildfrequenz  
MG TM-Geschwindigkeit  
Herzfrequenz  
Verzögerung(EKG)  
FV Flankenversteilerung  
DR Dynamikumfang (dB)  
CL Korrelation (%)  
SI Sendeintensität (dB)  
EV Empfangsverstärkg.  
12 Code, Playback -  
Kalibrierung  
DGC Graphik-Darstellung  
der Schiebewider-  
stände

### ENGLISH

SIEMENS  
MO/DA/YR  
HR/MN/SC

### FROZEN

FQ frequency (MHz)  
SC scale / field size (cm)  
FC focus  
FR frame rate  
SS sweep speed  
heart rate  
delay from R-wave (msec)

EE edge enhance  
DR dynamic range (dB)  
CL correlation (%)  
TX transmit (dB)  
RX receiver gain (dB)  
12 Code, Playback-Calibration  
DGC GRAPHIC

### FRANCAIS

SIEMENS  
JR/MO/AN  
HR:MN:SC

### FIGE

FS fréquence de la sonde (MHz)  
PI profondeur de l'image (cm)  
FC focalisation  
FI fréquence d'image  
VM vitesse mode  
fréquence cardiaque  
délat (EKG) (msec)

RC renforcement des contours  
DR dynamique globale (dB)  
CL corrélation (%)  
IU intensité ultrasonore (dB)  
GR gain de la réception (dB)  
12 Code, Playback-Calibration  
DGC GRAPHIC

### ESPAÑOL

SIEMENS  
DA/MS/AN  
HR:MN:SG

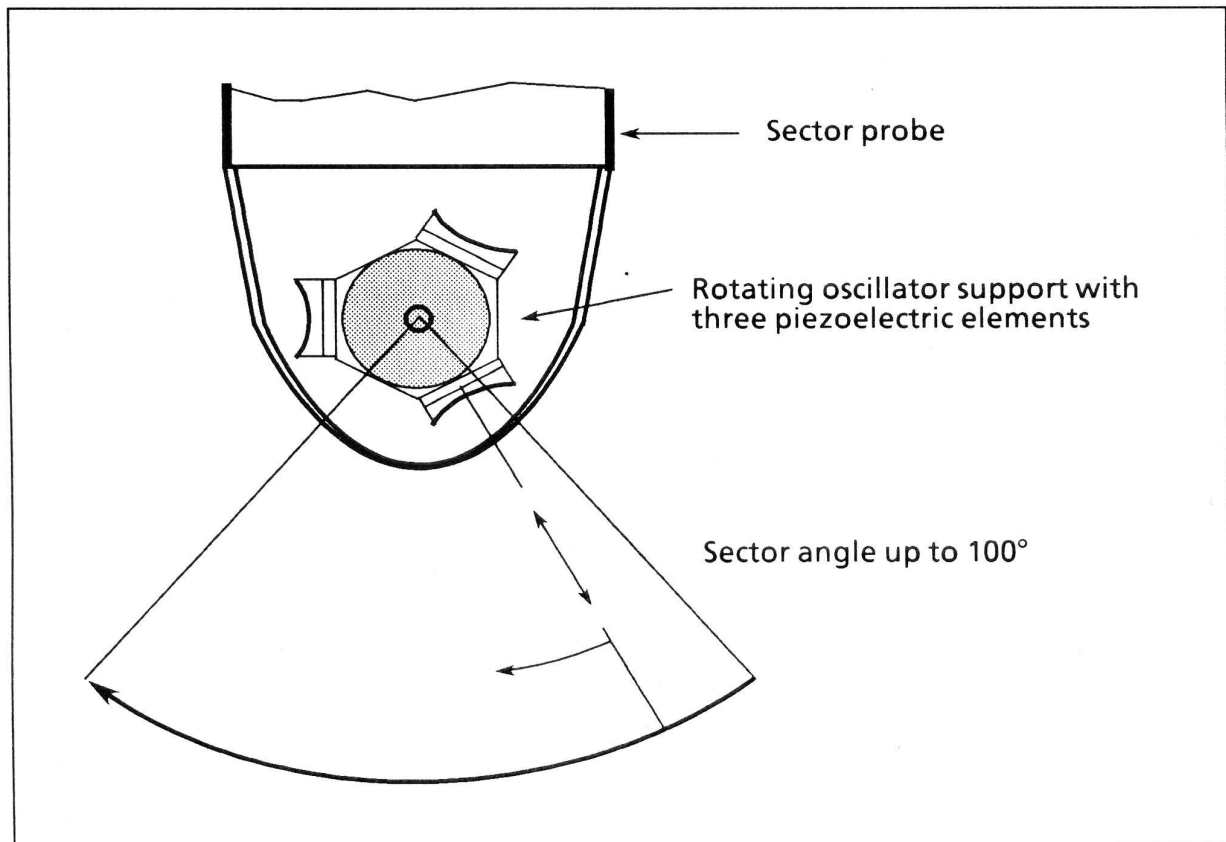
### PARO

FA frecuencia del aplicador (MHz)  
PR profundidad de representación  
FC focalización  
FI frecuencia de imágenes  
ET eje de tiempo  
frecuencia cardíaca  
retardo (ECG) (msec)

AF acentuación de flancos  
MD margen dinámico (dB)  
CL correlación  
IE intensidad de emisión (dB)  
AR amplificación de recepción (dB)  
12 Código, Playback-Calibración  
DGC GRAPHIC

*The display of instrument parameters is possible in English, French, Spain or German.*

## Mechanical sector scan



Frame scanning in case of mechanical sector scanners is accomplished usually by rotation of several (3 - 4) single transducers around a common axis of rotation.

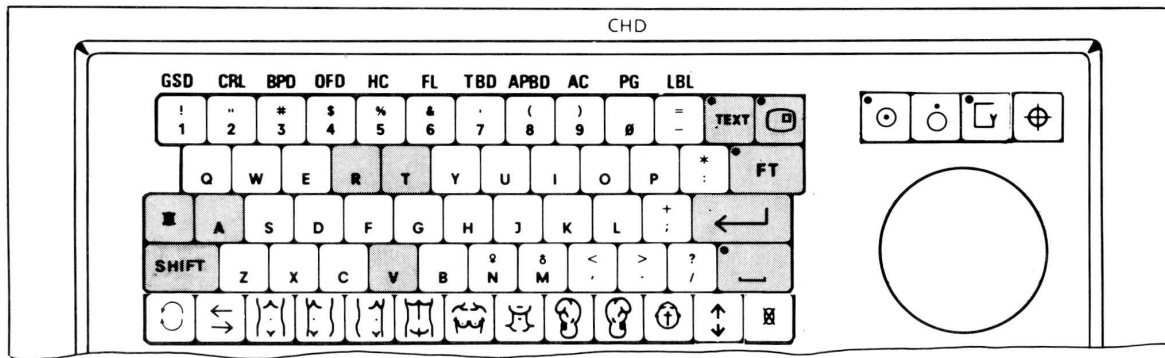
Transducer and rotational drive are accommodated in a tightly sealed container filled with a suitable soundconducting fluid.

Consequently, the resulting image is presented in polar coordinates (sector image). At any moment, only the one transducer facing the tissue under examination is activated. Usually, the angle of view is between 90° and 100°, while special probes allow angles up to 360° (for intracorporeal applications).

Sector probes require a relatively small coupling surface only and are therefore particularly suitable for organs in difficultly accessible anatomic regions such as the heart, pancreas, sections of the liver lying below the ribs, etc.

Owing to the freedom in selecting the desired sectional plane this type of scanner has found acceptance in a wide range of applications.

An additional water path enables the study of tissue structures located close to the skin.



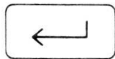
### Text Entry, Measuring Programs



Button for entry of patient identification



Entry of annotations in ultrasound image



Acknowledging button - following entry sequences



Erase button - brief touch cancels the character marked by the cursor, depressing for > 3 sec erases the entire text



Shift key - To select upper case characters on dual-character keys for specific entry sequences



Function key - recall of specific entries



Space bar



Track ball - advancing and backspacing the cursor by characters and lines



Trace - measurement of distance and circumference



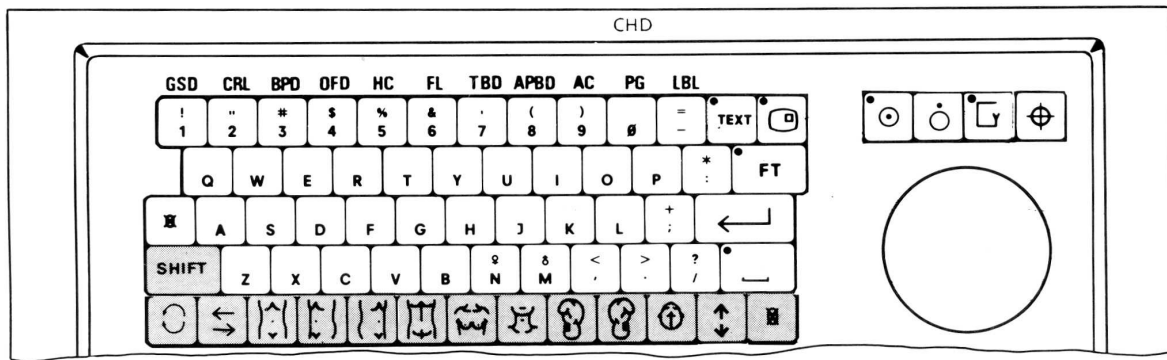
Area - measurement of area/heart rate in M mode



Ratio of 2 measurements



Volume - measurement in B mode  
Velocity - measurement in M mode



## Pictograms

Actuate the symbol key and the body mark will be documented together with the probe mark (arrow).



Frontal view



Left lateral view



Right lateral view



Rear view



Chest





Larynx



Fetus position



Head

Fetus symbol rotatable with  + 



Positioning of probe mark → opposite direction with **SHIFT**

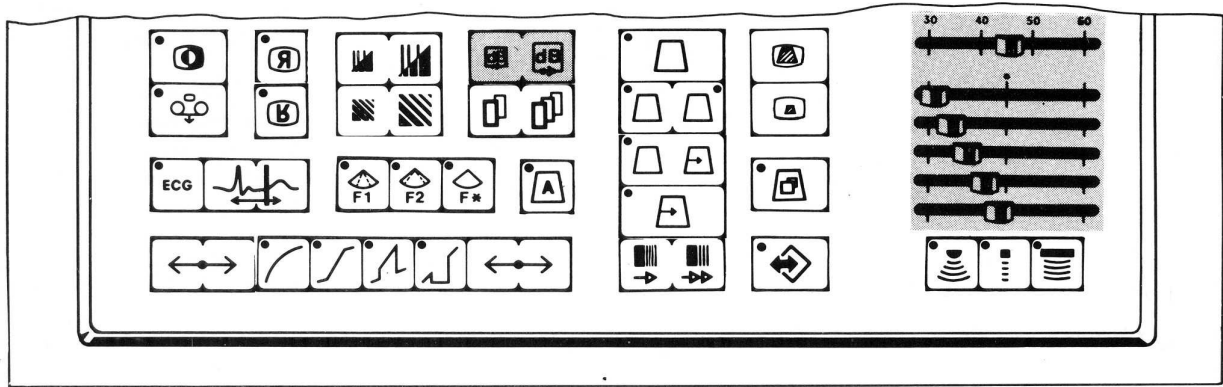


Rotation of probe mark, opposite direction with **SHIFT**.



Deletion of body mark

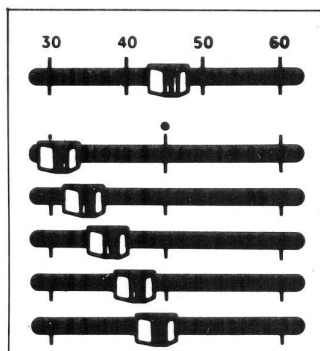
For further information on pictograms refer to chap. 4, **Identification of Sectional Planes** and sections **Endo-P probe** and **Endo-V probe** of the operating instructions.



## Transmit Attenuator, Gain Control



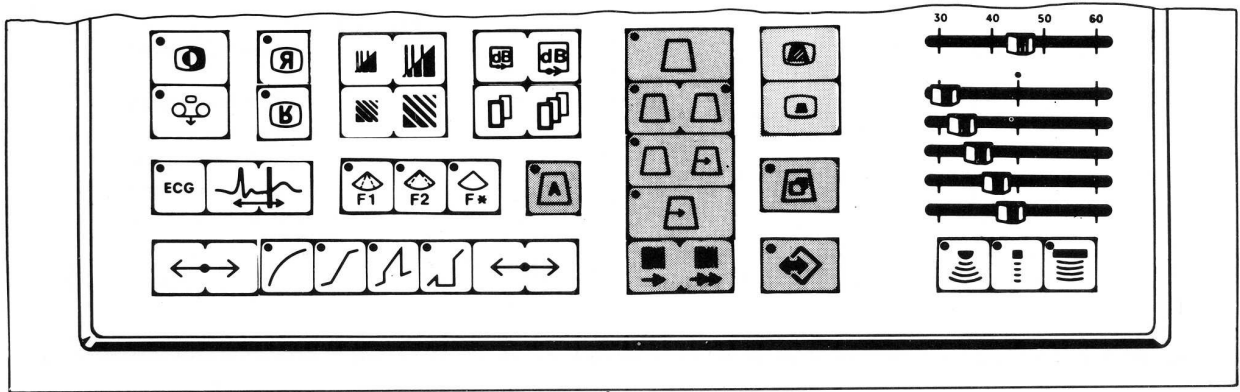
Increases or decreases the transmitted energy.



Overall gain in B and M mode

5 controls for depth gain compensation (DGC)

For further information on transmit attenuator and gain control refer to chap. 3, **Transmit Intensity and Depth Gain Compensation (DGC)**.

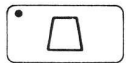


## Display Mode, STOP Button, Display Speed, Field Size, Magnification

(See also table of contents, page 3-1)



Selection of ultrasonic field size.



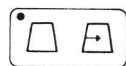
B image display



Dual-B image display



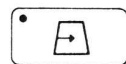
Quadruple B image - displayed in four quadrants



Left image half: B mode with M line  
Right image half: M mode with M line

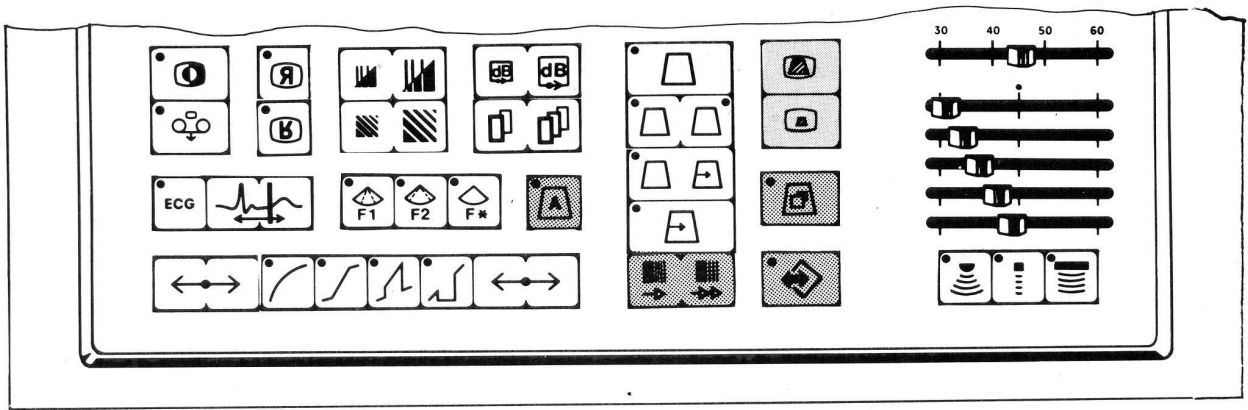
First touch: Realtime B mode and realtime M mode

Second touch: Refreshed B mode and realtime M mode  
Selectable sweep speed



First touch: B mode with M line  
Second touch: M mode from M line





A mode display at left image margin ON/OFF



Freeze button - stores current image.  
Also controllable with multi-function footswitch or button on probe head.

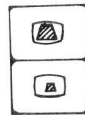


Moving M line across B image (with trackball)

Moving magnification window (with trackball)



Enlargement



larger

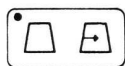
Field size adjustment

smaller

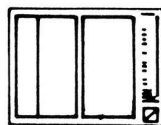


In M mode: increases/decreases sweep speed  
In B mode: varies line density with linear and sector probes  
(This does not apply for Endo-P and Endo-V probes)

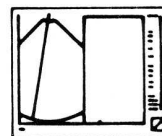
## B + M display



Turns on B + M mode



linear



sector

Display of B image and M image with ultrasound line movable within the B image.

*The M image is composed by the accumulation over time of the contents of the ultrasound lines in B mode.*

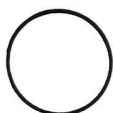
The sweep speed in the M image is not variable (M speed is fixed to 4 sec for one image build-up).

These keys allow the entry of time and depth scales.



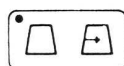
Once introduced, scale remains until deleted with buttons **FT** and **T**.

Display on data field: SS (sec)



Roll the trackball to position M line.

## Refresh mode



Press again to switch to refresh mode.

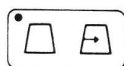
The B image (left side) is refreshed after one complete M image

The time for one M scan and thus for the refresh mode is adjustable:



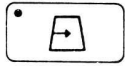
Keys for adjusting M scan speed between 1 ... 4 sec

SS indicates M speed on data field.

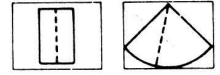


To return to the normal B + M mode press this button once more.

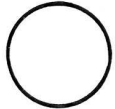
## M mode



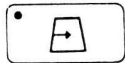
First actuation of this button switches to B mode display with freely movable M line.



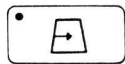
B image with M line



Roll the trackball to move M line to desired position.



Second actuation of M button switches to M image.



Press once more to return to B image with M line.

The setup time for one complete M image can be set to 1, 2, 4 or 8 sec.



Increases M speed.

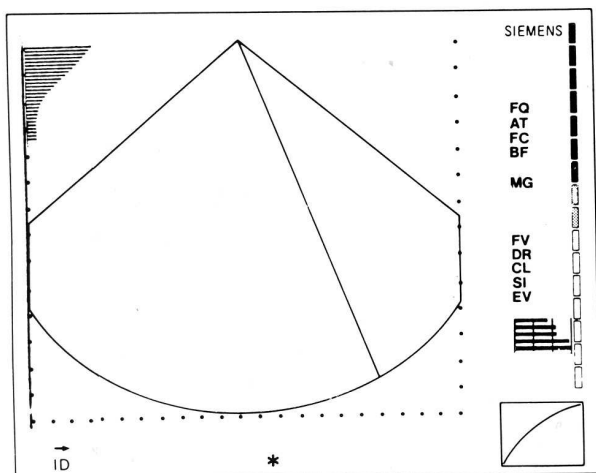


Decreases M speed.

Display on data field: SS = M speed (sec)

Pressing FT and T causes a time and depth scale to appear in the image. The spacing of the time and distance marks will be corrected automatically when changing the sweep speed (1-8 sec) or the field of view.

Entering FT T again removes the superimposed scale.



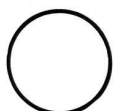
### A mode display insert

A mode images are available in realtime and freeze mode.



Causes A image to appear at left image margin.

The content depends on the position of the ultrasound line in the B mode image.



Roll the trackball to shift A line to required position in B mode display.

M mode display:

A mode images are available in realtime and freeze mode.

Moving the A line in M mode by rolling the trackball is possible only in the frozen M mode image.

# Image processing, image evaluation

## Dynamic range (Preprocessing)

(Realtime mode only)

This function allows the selection of a partial range of 35, 40, 45 or 50 dB from the overall dynamic range available. The selected portion always comprises 64 gray levels.



Widens dynamic range



Narrows dynamic range

Display in data field: DR (dB)

## Edge enhancement (Preprocessing)

(Realtime mode only)

This function serves to enhance contours and to differentiate signals. Edge enhancement may be set to 4 levels.



Increases edge enhancement



Decreases edge enhancement

Display in data field: EE (EE 0, EE 1, EE 2, EE 3)

## Correlation

(Realtime mode only)

Image correlation may be set to four steps of 0, 20, 33 and 50%. It is also called Read-Modify-Write and has a harmonizing effect on the image characteristics.

Stored and newly acquired information are combined in selectable ratios of 50/50, 67/33, 80/20 or 100/0 (present/previous value) to form the new image. The maximum smoothing effect is achieved with 50/50, while rapidly moving objects should be imaged with correlation setting 100/0.

This function is activated in B mode only.



Increase image correlation



Decrease image correlation

Display in data field: CL...(%).

## Postprocessing

This function enables the user to highlight or suppress individual gray shades or groups of gray levels in existing ultrasound images to optimize the diagnostic evaluation.

Postprocessing is possible in realtime or freeze mode.

There are 5 different display characteristics, each of which allows certain modifications. A graphic display in the lower right corner of the image identifies the selected function. The gray scale at the right image margin serves as gray shade indication.

A red LED in the button acknowledges that the function has been activated. Pressing the button again deactivates the postprocessing function (LED extinguishes).



Postprocessing with 5 programs for different gray level displays.



Positive/negative logarithmic function



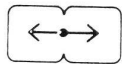
Slope enhancement



Window enhancement



Window suppression  
Window can be enlarged, reduced and shifted



The functions can be altered using these buttons.


**If no function has been selected the instrument is always in linear mode.**




## Measuring procedures with programs T, A, V and R

Selecting the caliper function:


### 1. Distance/Depth:

- Position and fix 1st marker.
- Position and read 2nd marker:  $D = \dots \text{ mm}$ .
- Press SET key  to correct measurement.


### 2. Length, Periphery/Time:

- Position 1st marker and press T.
- Position 2nd marker and read:  $L = \dots \text{ mm/T} = \dots \text{ s}$
- Press T or  to correct measurement.

### 3. a) Area:

- Position 1st marker and press A.
- Trace area with marker and read:  $F = \dots \text{ cm}^2$
- Press A or  to correct measurement.

### b) Heart rate:

- Position 1st marker and press A.
- Measure over 2 cycles and read:  $H = \dots \text{ B/min}$
- Press A or  to correct measurement.

### 4. Velocity:

- M mode
- Position 1st marker and press V.
  - Position 2nd marker and read:  $V = \dots \text{ mm/s}$ .



## 5. Dual measurement:

- Switch caliper **ON** again to produce interrupted cross marker at last marker position.
- Position and fix 1st marker.

- Position 2nd marker and read:

+ D = ...mm	÷ D = ...mm
+ L = ...mm	÷ L = ...mm
+ A = ...cm <sup>2</sup>	÷ A = ...cm <sup>2</sup>
+ V = ...cm <sup>3</sup>	÷ V = ...cm <sup>3</sup>

## 6. Quadruple measurement:

- Switch caliper **ON** and proceed as in steps 1., 2., 3., 4. and 5.

The type of marker changes with each new stroke of the **ON** key.

1st measurement    2nd measurement    3rd measurement    4th measurement

+ D = ...mm	÷ D = ...mm	X D = ...mm	X D = ...mm
+ L = ...mm	÷ L = ...mm	X L = ...mm	X L = ...mm
+ A = ...cm <sup>2</sup>	÷ A = ...cm <sup>2</sup>	X A = ...cm <sup>2</sup>	X A = ...cm <sup>2</sup>
+ V = ...cm <sup>3</sup>	÷ V = ...cm <sup>3</sup>	X V = ...cm <sup>3</sup>	X V = ...cm <sup>3</sup>

## 7. Ratio calculation

In the case of measurements of the same type, the ratio of the two last measured values can be formed by pressing the **R** key.

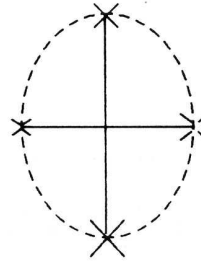
**R**

Display:    1 + D = xxxx    2 + D = xxxx    1/2 R = xxxx:1    2/1 R = xxxx:1

## Four-point periphery measurement

Measuring the periphery can be done quickly and simply in the following fashion:

### Measuring procedure:



Switch caliper ON



Roll the trackball to place first cross mark at one end of first axis



Button 4 starts the four-point periphery measurement.



Again use trackball to move cross mark to other end of first axis.



Press **SET** to fix axis.



Similarly, position third and fourth cross mark and fix with button **SET**.

The calculated periphery is displayed upon fixing the fourth cross mark.

To make corrections turn the caliper off and start a new measurement.



or



Press button **5** (HC) or **9** (AC) to use calculated periphery for gestational age determination.



Switch caliper **OFF** to terminate measurement.

The display of the circumference (automatic display of an ellipsoid curve) in the form of a dotted line can be switched on and off.



System Presets 2.



Select ***Ellipsoid trace [dots]*** displayed on screen.



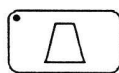
Confirm.



Highlight **YES** or **NO**  
(YES = line displayed).



Confirm.



Return to the image screen.

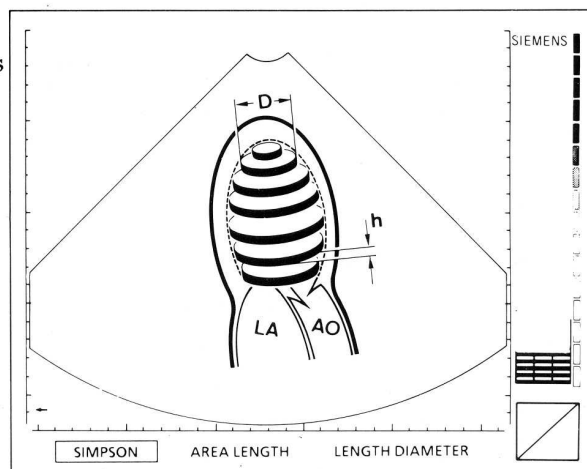
## Methods for Heart Volume Calculation

### SIMPSON's Method

The volume is calculated by adding partial volumes (slices of equal height "h", but of varying diameter "D").

$$V = \frac{nh}{4} \times (D_1^2 + D_2^2 + \dots + D_n^2)$$

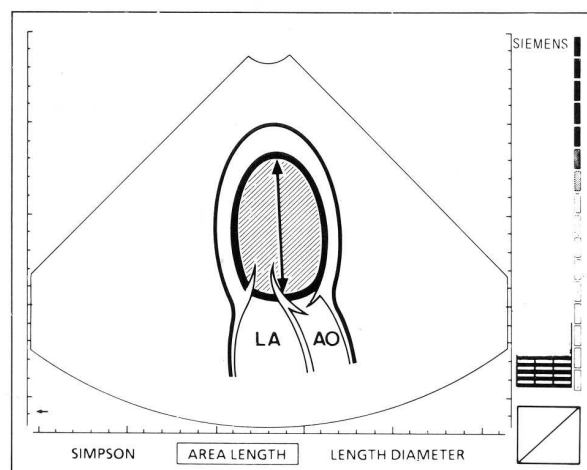
This equation is valid for any ball-type structure.



### AREA - LENGTH Method

The volume is calculated from the area in the cardiac echo image and the length of the longitudinal axis.

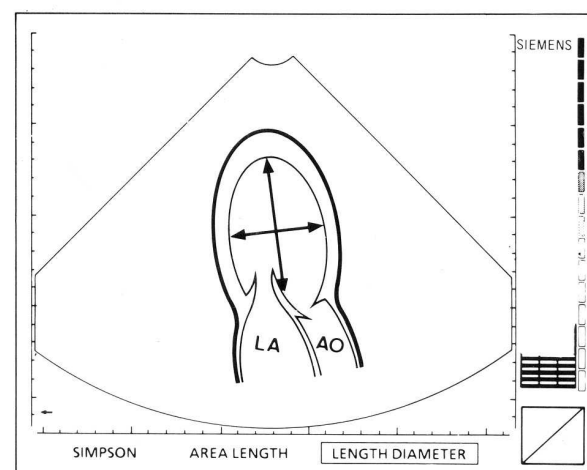
$$V = \frac{8A^2}{3\pi L}$$



### LENGTH - DIAMETER Method

The volume is calculated from the longitudinal section and the cross section of the cardiac echo image.

$$V = \frac{\pi}{6} \times L \times D^2$$



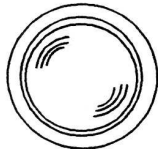
Use the space bar to position the cursor to the desired method of volume calculation and press the SET button.

## Volume calculation

### Selecting the measuring technique:



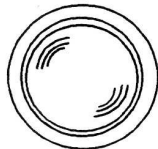
System Presets 2.



Select **Volume measurement**.



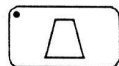
Confirm.



Highlight desired measuring technique (e.g. **Area-Length**).



Confirm.



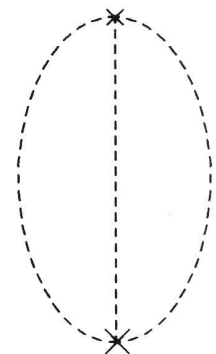
Return to the image screen.

**Measuring run based on example of AREA-LENGTH:**

- |  |  |
|--|--|
|  | Turn caliper ON.   |
|  | Position the first mark at the edge of the organ area.                         |
|  | Select volume measurement.   |
|  | Travel around organ area.  |
|  | Terminate marking of circumference.<br>A new measuring mark is then generated. |
|  | Define starting point of rotational axis.                                      |
|  | Fix starting point.  |
|  | Define end point of rotational axis.   |
|  | Terminate measurement.<br>Result is displayed on bottom left corner of screen. |
|  | Turn caliper OFF.  |

**NOTE:**

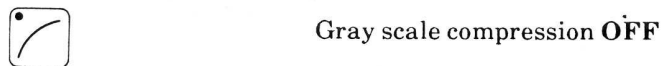
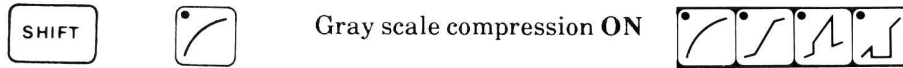
The starting and end point of the rotational axis must lie on the trace.



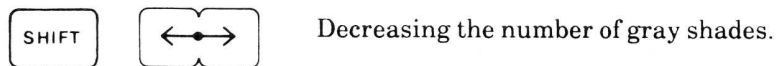
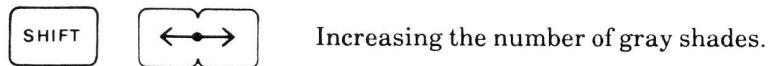
## Gray scale compression

This function allows improved diagnostic evaluation. The ultrasound image can be displayed in 2 to 16 gray levels, selectable in 4 steps.

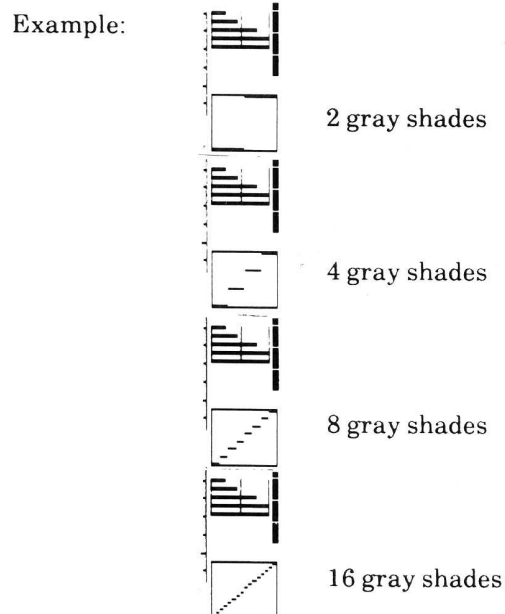
The gray scale compression may be performed with **any** postprocessing function.



The number of gray shades can be selected in steps of 2, 4, 8 or 16 shades.



A graphical display of the selected gray scale appears in the lower right image portion.



*Note: The graphical display has a maximum resolving power of appr. 16 gray shades.*