

Hangsebesség alapú optimalizált ultrahang képalkotás

TDK Dolgozat

Kollár Sára

Konzulens: Dr. Gyöngy Miklós



Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Információs Technológiai Kar

Molekuláris Bionika

BSc

2012

Köszönetnyilvánítás

Köszönöm elsősorban *Dr. Gyöngy Miklós* konzulensemnek, hogy megismertetett a témával, hogy nyitott volt a kérdéseimre és ötleteimre, és hogy az esetleges elakadásokban mindig megtalálta a biztatás módját.

Köszönöm *Feiszthuber Helgának*, hogy sorstársam volt a laborban és mindig biztosította a jó hangulatot.

Köszönöm mindenkinek, aki akár szakmailag, akár barátilag hozzájárult ennek a dolgozatnak a megszületéséhez.

Absztrakt

Az ultrahangos képalkotás során elengedhetetlen adat a szövetbeli hangsebesség, hiszen ebből és a visszaverődés idejéből tudunk távolságot számolni. A hagyományos ultrahang készülékekben ez egy állandó érték: 1540 m/s. A valóságban azonban a szövetbeli hangsebesség nem homogén, a szövet fizikai tulajdonságaitól függően akár több százalékkal is eltérhet ettől a feltételezett értéktől. Ez a pontatlanság torzulásokat eredményez a keletkezett képen.

A kutatás során különböző feltételezett hangsebességgel generáltam képeket ugyanarról a tárgyról, majd ezek után a keletkezett képek elemzéséből próbáltam következtetni arra, hogy melyik hangsebesség áll legközelebb a valósághoz. A képek értékelésének alapja azok élessége volt, az élességvizsgáló algoritmusok közül a laterális térfrekvencia eloszlást vettem alapul. Optimálisnak tekintettem azt a hangsebességet, amellyel az algoritmus szerint a legélesebb képet generáltam.

A kísérletezést először fix adási fókusszal végeztem. Ekkor azt tapasztaltam, hogy egyetlen pontszóró esetén jó eredményt kapok: egyértelmű maximumhelyet a hangsebesség-élesség görbén, a hagyományosan használt hangsebesség meghatározott környezetében. Bonyolultabb struktúráknál azonban (agar-grafit szövet-modell) a fókusz közvetlen környezetében megkapom a várt eredményt, attól eltérő tartományokban azonban nem. A következő lépésben végtelen fókusszal készítettem képeket: pontszórók, illetve erős szórókat tartalmazó képletek esetén továbbra is megkaptam a várt maximumhelyet, homogén agar-grafit modellben viszont monoton csökkenő volt a hangsebesség-élesség profil. Ezt követően az élesség-elemzésemet frekvenciaszűréssel egészítettem ki. Ez azonban kis tartományokra még mindig nem adott kielégítő megoldást.

A végső megoldás az ún. szintetikus apertúra fókuszálás volt (frekvenciaszűréssel kiegészítve), melynek lényege, hogy egy minden pontjában fókuszált képet tudtam létrehozni. Ez lehetővé tette, hogy egy bonyolult, több és különböző intenzitású szórókkal rendelkező struktúrában is meghatározható legyen a képélesség és ezen keresztül a valóságos hangsebesség. Ez az eredmény első lépésben javítja a képminőséget, ezen túl pedig utat nyit a további kutatásnak: hangsebesség-térkép felállításának, illetve ezen keresztül egy hangsebességen alapuló diagnosztikai módszer felállításának irányában.

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	1
1.1. A kutatás motivációja, célkitűzések	1
1.2. Az ultrahangos képalkotás alapjai	3
1.2.1. A lineáris elrendezésű transzducer	5
1.2.2. Fókuszálás	5
1.2.3. Apodizáció	6
2. Hangsebesség-meghatározás	7
2.1. Mitől függ a szövetbeli hangsebesség?	7
2.2. Nem megfelelő hangsebesség okozta torzulások	7
2.3. A hangsebesség-meghatározási módszerek rövid összefoglalása	9
3. Eszközök és módszerek	11
3.1. A kísérletek közös sémája	11
3.2. A vizsgált képek generálása	13
3.3. A vizsgált közeg	14
3.4. A fókuszálás módjai	14
3.5. A vizsgált tartomány	15
3.6. Az élesség vizsgálata	16
4. Eredmények	19
4.1. Fix fókusszal készített képek	19
4.2. Végtelen fókusszal készített képek	20
4.3. Szintetikus apertúra	25
5. Konklúzió	31

6. Tovább lépési lehetőségek	32
6.1. A módszer tökéletesítése homogén közegben	32
6.2. Hangsebesség és spektrum összefüggése	32
6.3. Kétféle hangsebességgel rendelkező közeg	33
6.4. Bonyolultabb struktúrák	34

Ábrák jegyzéke

1.1. Hangsebesség mérések 1950-ből	2
1.2. Törés	4
1.3. Lineáris transzducer	5
1.4. Fókuszálás	6
2.1. Inhomogén közeg okozta torzulások	8
3.1. A központi séma	11
3.2. ULA-OP ultrahang rendszer	13
3.3. Pontszóró modellje	14
3.4. Szintetikus apertúra működése	16
3.5. Hangsebesség-meghatározási algoritmus	17
4.1. Fix fókusszal készített képek	19
4.2. Fix fókusz, agar, lokális meghatározás	20
4.3. Végtelen fókusszal készített képek	21
4.4. Szimulált képek különböző szórósűrűségekre	22
4.5. Hangsebesség-meghatározás frekvenciaszűréssel, szimuláció	23
4.6. Hangsebesség-meghatározás frekvenciaszűréssel, homogén agar.	24
4.7. Lokális hangsebesség-meghatározás frekvenciaszűréssel, homogén agar.	24
4.8. Szintetikus apertúra, pontszóró	25
4.9. Szintetikus apertúra, pontszóró spektruma	26
4.10. Szintetikus apertúra, homogén agar	27
4.11. Szintetikus apertúra, homogén agar, lokális meghatározás	27
4.12. Szintetikus apertúra, kétrétegű agar, globális meghatározás	28
4.13. Szintetikus apertúra, kétrétegű agar, lokális meghatározás	29
4.14. Szintetikus apertúra, emberi nyak	30

6.1. Inhomogén agar középén kerek képlettel	33
---	----

1. fejezet

Bevezetés

1.1. A kutatás motivációja, célkitűzések

Az ultrahangos képalkotás módszere már több mint 50 éve meghatározó szerepet játszik az orvosi diagnosztikában. Az elmúlt évtizedek során az orvosi képalkotó módszerek palettája egyre bővült és fejlődött – elég ha megemlítjük a CT-t (Röntgen számítógépes tomográfia) vagy az MRI-t (Mágneses rezonanciás képalkotás) . Ennek ellenére a hagyományos ultrahang nem veszített népszerűségéből. Előnyei, hogy olcsó, könnyen alkalmazható és csekély az egészségre gyakorolt káros hatása. Hátránya azonban, hogy a korábban említett képalkotási módszerekkel összehasonlítva a kép térbeli felbontása gyenge.

A kép térbeli felbontásának romlásáért részben az felelős, hogy nem ismerjük pontosan a szövetbeli hangsebességet – ez a mennyiség ugyanis elengedhetetlen a képalkotáshoz, a hagyományos ultrahang készülék egy közelítő, szövetben tapasztalt átlagértékkel: 1540 m/s-mal számol. Hogy az egyes szövetekben ez az érték olykor több százalékkal is eltérhet ettől az átlagtól, 1950 óta köztudott (lásd 1.1.ábra)[1] [2] . A lágy szövetekben a hangsebesség érték általában 1440 és 1600 m/s között van, kis hangsebesség jellemző pl. a zsírszövetre (1410-1479 m/s), magas a hangsebesség pl. a májban (1553-1607 m/s). [3]

A probléma tehát régóta ismert, ennek ellenére a mai napig nincs olyan módszer, amely in vivo lokálisan megfelelő pontossággal tudná megbecsülni a hangsebességet.

Miért is volna ennek jelentősége? Az első, kézenfekvő válasz erre az, hogy javítani tudnánk ezáltal a képminőséget. A második, talán még fontosabb válasz, hogy a lokális hangsebességekből kialakított hangsebesség-térkép fontos többletinformáció a vizsgált szövetről, tehát akár diagnosztikai jelentősége is lehet. Erre egy példa a tumordiagnosztika: többféle dagangatos szövetben kimutatták, hogy az egészségeshez képest 1.5-2%-kal is csökkenhet a hangse-

besség.[4] [5] A lokális hangsebesség-meghatározás a jövőben egy fontos noninvazív diagnosztikai módszer lehet, amely ráadásul (a többi noninvazív módszerhez képest) feltehetőleg olcsó, fájdalommentes és kevés káros mellékhatással járó lenne.

Célunk tehát, a hangsebesség-meghatározás eddigi irodalmára is építve, egy olyan módszert kidolgozni, amely közelebb visz a hangsebesség lokális meghatározásához.

Tissue	Transmission time $\mu\text{sec./cm}$	Velocity m/sec.
Leg (calf)		
G.L.	6.20	1610
R.U.	6.35	1575
T.C.	6.66	1500
J.B.	6.36	1565
Arm (biceps)		
G.L.	6.49	1540
R.U.	6.33	1580
T.C.	6.49	1540
J.B.	6.56	1515
A.L.	6.30	1587
Thigh (quadriceps)		
G.L.	6.40	1563
R.U.	6.51	1536
T.C.	6.64	1506
J.B.	6.65	1504
Mean value for human tissue (mostly muscle)	6.49	1540

1.1. ábra. Hangsebesség mérések 1950-ből. forrás: [1]

1.2. Az ultrahangos képalkotás alapjai

Hogy a 3. fejezetben ismertetett módszerek könnyen érthetőek legyenek, ezt az alfejezetet az ultrahangos képalkotás alapismereteinek szenteljük. Elsőként felsoroljuk a legfontosabb fizikai mennyiségeket a hozzájuk tartozó képletekkel[6], majd kitérünk az ultrahang működés azon részleteire, melyek a dolgozat szempontjából relevánsak lesznek.

Az ultrahang magas frekvenciájú (20 kHz feletti) hanghullám, azaz longitudinális, térben és időben periodikus nyomásváltozás. Az ultrahangos diagnosztika lényege, hogy szövetbe ultrahanghullámot bocsátva az bizonyos felületekről visszaverődik, és a visszaverődés idejéből és erősségéből következtethetünk az adott szövet tulajdonságaira. Az ultrahangot, mint minden hullámot jellemez a terjedési sebesség, a frekvencia és a hullámhossz összefüggése:

$$c = f \cdot \lambda \quad (1.1)$$

Az ultrahang frekvenciáját (f) mi határozzuk meg attól függően, hogy milyen gerjesztési feszültségre kapcsoljuk az elektro-akusztikus transzducerünket. (piezoelektromos kristályok). A diagnosztikus tartomány 2-20 MHz. A hang terjedési sebességét (c) a hagyományos ultrahangban állandónak tekintjük (1540 m/s). Bővebben kitérünk rá a következő fejezetben. Az ultrahang hullámhossza (λ) a fenti két mennyiség hányadosából adódik. A fél hullámhossz adja meg a térbeli felbontás határát, ez a fenti értékekkel számolva 0,04-0,4 mm. Minél nagyobb frekvenciát használunk, annál jobb felbontóképességet érünk el.

Az ultrahangos képalkotásban a távolság számítása egyszerű út-idő összefüggésből történik, egyenes vonalú egyenletes terjedést feltételezve. Az időt mérjük a kibocsátás és detektálás között, a hangsebességet állandónak és ismertnek tekintjük, így a megtett út merőleges visszaverődést feltételezve:

$$s = \frac{c \cdot t}{2} \quad (1.2)$$

Az eltelt idő mellett a beérkező jel nagyságát – közvetve intenzitását – detektáljuk. A hang intenzitása annak energiáját jellemzi, és az amplitúdójától függ. Nagyobb intenzitású visszaverődött hang a visszaverő felület erősségére utal (lsd. reflexió). A hang intenzitása a közegben terjedve logaritmikusan csökken. (Ez a nagymértékű energiaveszteség detektáláskor a jel logaritmikus erősítését igényli, hiszen nem szeretnénk, ha a jelerősségünk függjön a mélységtől.) Az energiaveszteség mértéke függ a megtett úttól, a közeg jellemzőitől és a frekvenciától, nagyobb frekvenciájú hang több energiát veszít ugyanakkora úton. Utóbbi következménye, hogy bár nagyobb frekvencia jobb felbontást eredményez, ugyanakkor az elérhető mélység rovására

megy. Nagyintenzitású kibocsátott hanghullámnak pedig gátat szab a szöveti károsodás.

Az akusztikus impedancia (Z) azt határozza meg, hogy mennyire „áll ellen” a közeg annak, hogy részecskéit mozgásba hozzuk.

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}, \quad (1.3)$$

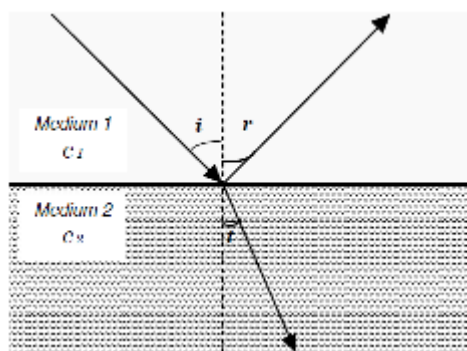
ahol ρ a sűrűség, κ pedig az összenyomhatóság, tehát az impedancia csak a szövet fizikai tulajdonságától függ. Jelentősége az ultrahangos képalkotás szempontjából, hogy a reflexió alapját éppen a szövetek eltérő akusztikus impedanciája képezi: a reflexióképesség (R) a reflektált és beérkező intenzitás arányát adja meg, és a következőképpen függ a felület két oldalán található akusztikus impedanciáktól:

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (1.4)$$

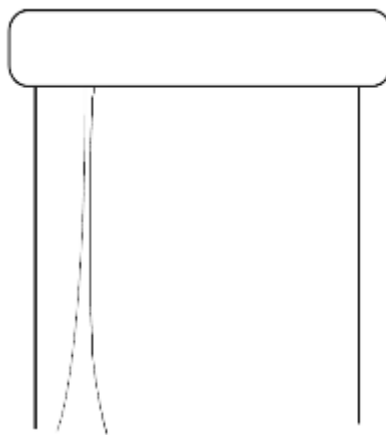
(tehát azonos impedanciák esetén nincs reflexió, arányaiban erősen eltérő impedanciák esetén pedig majdnem teljes a visszaverődés).

Nem mindegy, hogy milyen felületről történik a visszaverődés. Erős, tükörszerű echókat csak sima felületek esetén kapunk (szervhatárok, nagyerek). Egyenetlen felület esetén a visszaverődés több szögben történik a nyalábon belül, szóródás következik be. Gyenge szóródás következik be a szöveteken belüli, apró impedancia-különbségeknél is, ez eredményezi a szervek állományának homogén, szürkés színét. Ez utóbbi két mechanizmus felelős elsősorban a kép kialakításáért, a tükörszerű echók detektálása sokkal ritkább.

Végül meg kell hogy említsük a törés jelenségét. Törés következik be azon közeghatárokon, ahol eltérő a közegbeli hangsebesség. Láthatjuk, hogy ezek szerint, ha nem homogén valójában a hangsebesség, nem feltételezhető az egyenes vonalú terjedés, és ha átlagsebességgel számolunk, az torzulást fog eredményezni a keletkező képen. Ez a tény igen komplikálttá teszi az inhomogén közegekre történő hangsebesség-meghatározást, dolgozatomban nem is törekszem még ennek a problémának a megoldására.



1.2. ábra. Törés.



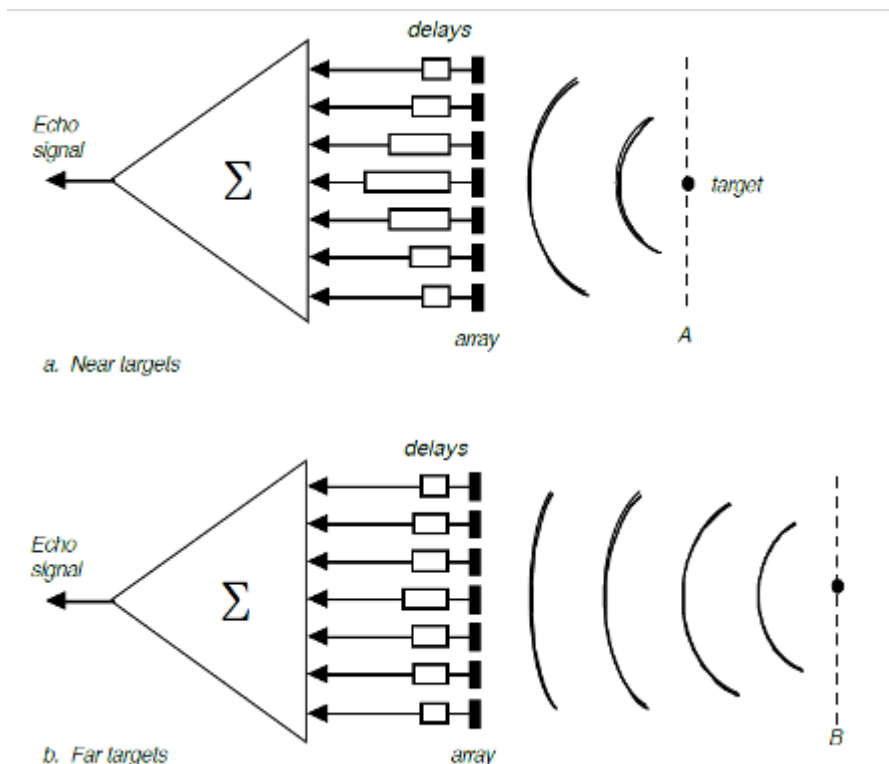
1.3. ábra. Lineáris transzducer.

1.2.1. A lineáris elrendezésű transzducer

A kísérleteimhez lineáris elrendezésű transzducerrel dolgoztam. Az elnevezésnek megfelelően sok kisméretű, diszkrét transzducer-elem helyezkedik el egy sorban, és ebből egy kisebb szám működik egyszerre (aktív elemek), azaz alkot egy nyalábot. Amikor a beállított mélységnek megfelelő összes echót detektáltuk, a nyaláb eltolódik előre meghatározott elemmel, és elindul a következő pulzus. A nyaláb végigfut az egész elrendezésen, és a beérkező adatokból képet alkot.

1.2.2. Fókuszálás

A fókuszálás (vagy nyalábalkotás) az ultrahangos képalkotásban szorosan összefügg a feltételezett hangsebességgel. Lényege, hogy ahhoz, hogy egy időben érkezzenek a különböző elemekből kibocsátott ultrahang-impulzusok a fókuszpontba (transmit focus), a fókuszhoz közelebb eső transzducerelemek impulzusát késleltetni kell a távolabbi elemekhez képest. Így alakul ki az ún. "késleltetési profil". Ugyanígy a visszaverődéskor (receive focus) figyelembe kell venni, hogy a jel a fókusztól távolabbra eső elemekhez később érkezik. Fentiekből az is adódik, hogy az adási fókuszt előre be kell állítanunk (mivel ez az ultrahang kibocsátásával születik meg), vételkor viszont minden pontra kiszámolhatjuk, mert ez már "offline" történik, a már meglevő csatornaadatokkal. Ezt kerüli meg a szintetikus apertúra (3.4.fejezet)



1.4. ábra. Fókuszálás. Az ábrán a vételi fókusz látható, a nyilak megfordításával elképzelhetjük az adási fókuszt is.

1.2.3. Apodizáció

A kameránál, ha közeli képet csinálunk, szűkíteniünk kell az apertúrát. Az apodizáció ennek a megfelelője ultrahangban: kis távolságoknál kevesebb aktív elem vesz részt a képalkotásban. Röviden azért említtem itt meg, mert a munkámban fontos volt, hogy a nyalábalkotás kódolásánál ezt a tényt figyelembe vegyem; sokáig ezért nem kaptam értelmezhető képet a transzducerhez közel.

2. fejezet

Hangsebesség-meghatározás

Már a bevezetésben több ponton érzékelhettük, hogy a hangsebesség a képalkotást alapvetően befolyásolja. Mivel a dolgozat központi fogalma a szöveti hangsebesség, egy külön fejezetben foglalom össze, hogy mitől függ, hogyan befolyásolja a képalkotást és milyen módszerek jönnek szóba, ha meg akarjuk határozni a valóságos értékét.

2.1. Mitől függ a szövetbeli hangsebesség?

Korábban említettük, hogy a hangsebesség eltér az 1540 m/s-os átlagértéktől a különböző szövetekben, de akár egy szöveten belül is. De tulajdonképpen mitől is függ a szövetbeli hangsebesség? A választ a következő képlet adja meg:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}} \quad (2.1)$$

A képletben szereplő mennyiségekkel az impedanciánál (1.3) már találkoztunk: ρ a sűrűség, κ az összenyomhatóság. A hangsebesség ezen mennyiségeken keresztül függ a szöveti hőmérséklettől is: nagyobb hőmérsékleten nagyobb a hangsebesség, kivéve zsírszövetben, ahol az összefüggés fordított [7].

2.2. Nem megfelelő hangsebesség okozta torzulások

A valóságostól eltérő hangsebesség használata torzulásokhoz vezet, ezeket most a tárgyalás megkönnyítése végett axiális (a transzducer tengelyével párhuzamos) és laterális (oldalirányban, a lineáris array-jel párhuzamos) torzulásokra bontjuk.

Axiális torzulás

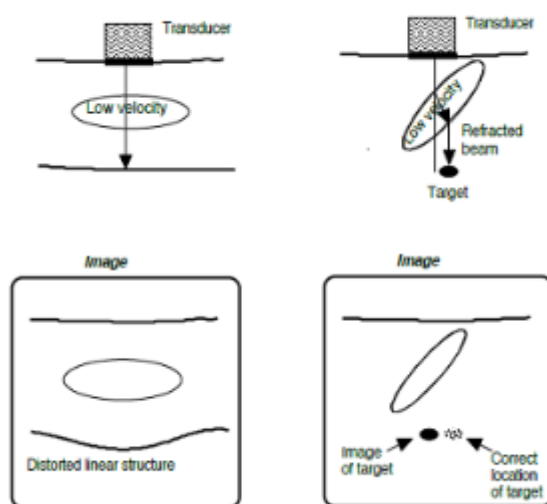
Az egyszerű út-idő-sebesség összefüggés következtében, a valóságosnál nagyobb feltételezett hangsebességnél megnyúlik, kisebb hangsebességnél összenyomódik a kép. (Másképp: egy bizonyos képlet mélyebbre, vagy közelebb kerül a felszínhez.) Ez azt is jelenti, hogy ha egymásnak megfelelő tartományokat akarunk vizsgálni különböző hangsebességekkel generált képeknél, akkor a mélységeket ennek megfelelően kell kiválasztani. (lásd pl. 4.1.ábrán a fenti ábrák skálázását)

Laterális torzulás

Ez a torzulás az igazán lényeges a dolgozat szempontjából. A laterális torzulás ugyanis a nem megfelelő fókuszálásból adódik. A késleltetési profilt a hangsebességből számoljuk ki, tehát nem megfelelő hangsebesség használata esetén a fókuszálás (mind adás, mind vétel esetén) nem jól történik meg, a kép elmosódik laterális irányban.

Inhomogén közeg okozta torzulások

Ezek egyszerre torzítják a képet laterálisan és axiálisan. Alapvetően a közeghatáron történő törés okozza őket, erre látunk két példát a 2.1. ábrán.



2.1. ábra. Torzulások inhomogén közegben. Baloldalt: Lineáris struktúra torzulása (axiális), Jobboldalt: képlet laterális eltolódása.

2.3. A hangsebesség-meghatározási módszerek rövid összefoglalása

A heterogén ill. változó hangsebesség problémája évtizedek óta ismert, ezért a globális, ill. az utolsó évtizedben a lokális meghatározás irodalma igen gazdag. Ahhoz azonban, hogy egy in vivo hangsebesség-térkép felállítása lehetséges legyen, sok szempontot kell figyelembe venni.

Robinson et al. [8] 1991-ben széleskörben felmérték az akkor használatos hangsebesség-meghatározási módszereket, kilenc módszert vizsgáltak meg három kategóriában. Általában elmondható róluk, hogy globális meghatározásban (átlaghangsebesség meghatározása) használhatók, lokálisan nem nyújtanak kellő pontosságot, ráadásul többségében csak átvilágítható testrészen alkalmazhatók.

Több szögből történő felvétel elősegíti a pontos meghatározást, az ilyen tomográfiás módszerek kifejlesztése több mint húsz éve elkezdődött, ezt mutatja Hayashi publikációja 1988-ból [9]. 2007 óta már a klinikumban is alkalmaznak tomográfiás hangsebesség-meghatározáson alapuló eszközöket [10]. : Ezek azonban feltételezik azt, hogy a testrész körbevehető transzducerekkel, így tipikusan a mellnél alkalmazható, kevésbé elérhető képletek esetén nem, továbbá egy bonyolult, következésképp drága rendszer kialakítását kívánja meg. Ophir transzaxiális összenyomáson alapuló módszere [11] egyetlen transzducert igényel, de annak igen precíz mozgását igényli (így a leendő páciens mozgása is megzavarhatja a mérést).

Anderson és Trahey 1998-ban jó eredményeket ért el az átlaghangsebesség meghatározásában [12]. A módszer egyetlen lineáris transzducert igényel és a késleltetési profil megfelelő illesztésén alapul. A mérések szórása 0.5% alatt volt. Dekonvolúciós alapokon nyugvó Shin et al. megtették a kezdeti lépéseket lokális alkalmazáshoz: 2010-ben publikálták módszerük hatékonyságát akusztikus szempontból kétrétegű közegben [13]. Byram 2012-ben Anderson és Trahey módszerét továbbfejlesztve háromrétegű közegben végzett hangsebességkimutatást, 2%-os hibával.

Fentiekből kirajzolódik a hangsebesség-meghatározási eszközzel szemben támasztott igények sokfélesége, ezeket szeretném összefoglalni: legyen az eszköz noninvazív, in vivo használható, egyetlen transzducert igénylő, (bármely testrészen használható), egyszerűen alkalmazható, ezenkívül pedig lokális meghatározás esetén is biztosítson kellő pontosságot. Alábbi módszer a lokalizációt leszámítva jól teljesíti ezeket a feltételeket.

A dolgozatomban Napolitano 2006-ban ismertetett módszerét veszem alapul [14]. A módszer alapötlete az, hogy a hangsebesség hiba laterális torzulást okoz, és - akár a fényképezőgép

nem megfelelően beállított fókusza - életlenné teszi a képet. Így tehát a helyes kép egyben a legélesebb is lesz. A cikk elsősorban azt demonstrálta, hogy a megfelelően kiszámolt átlaghangsebesség segítségével jobb képminőséget kaphatunk. A módszer részleteibe nem megy bele, azt azonban tudjuk, hogy globális meghatározásban jó pontossággal mér, ezt mutatja az is, hogy már klinikumban is alkalmazzák (Zonare Medical).

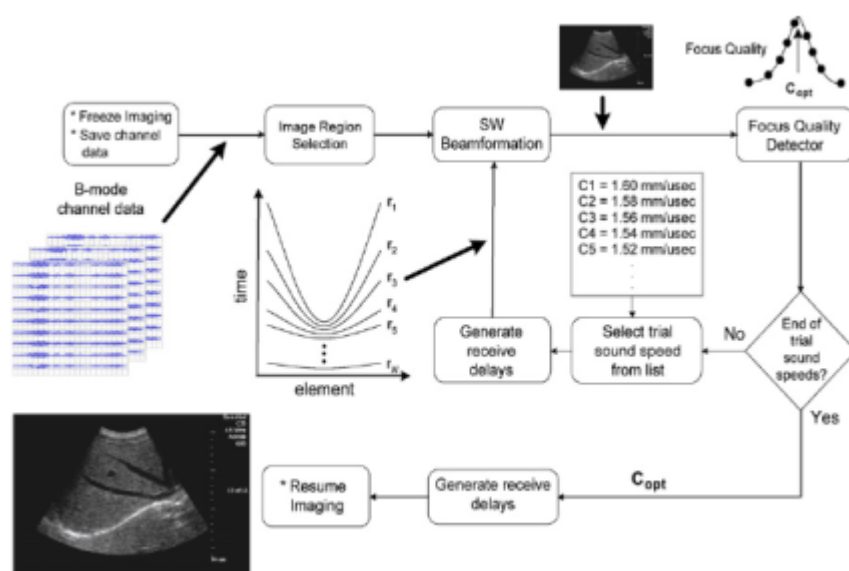
Célunk az volt, hogy a Napolitano-módszer hatékonyságát ki tudjuk mutatni az átlaghangsebesség-meghatározásban, majd megfelelő módosításokkal alkalmassá tegyük azt lokális meghatározásra is.

3. fejezet

Eszközök és módszerek

A kutatás során elvégzett kísérleteim variációk egy témára: van egy közös sémájuk, és az eltérés a vizsgálat tárgyában vagy a módszer egy-egy részletében van. Az érthetőség kedvéért először a központi elvet ismertetem, majd felsorolom azokat a szempontokat, melyek szerint változhatnak a kísérletek, majd ezeket pontról pontra részletesen is ismertetem.

3.1. A kísérletek közös sémája



3.1. ábra. A központi séma. forrás: [14]

Az alapséma (3.1.ábra) a hangsebesség-meghatározásban a következő: készítek egy ultrahangfelvételt, majd a nyers csatornaadatokból, különböző hangsebességeket feltételezve lege-

nerálok egy képsorozatot (tehát annyi képem van, ahány hangsebességet vizsgálok). Az ezt követő lépés azon a feltételezésen alapul, hogy minél közelebb vagyunk a valóságos hangsebességhez, annál élesebb képet kapunk. Tehát a képeknek egymásnak megfelelő tartományain élességvizsgáló algoritmust futtatunk, és a hangsebesség-élesség görbének a maximumhelye lesz a keresett hangsebesség.

A kísérlet során a következő szempontokat kellett mérlegelni:

- **Hogyan generálok a vizsgált képeket?**

Képeimet egyrészt szimulációval generáltam, másrészt egy ULA-OP nevű ultrahangos készülékkel készítettem. Az esetek többségében 1000 és 2000 m/s között, 50 m/s-onként vett hangsebességekre számoltam ki a képeket.

- **Miről készítem a képet?**

Háromféle esetet vizsgáltam: pontszórót, homogén valamint inhomogén közeget.

- **Milyen fókuszálást alkalmazok?**

Az adási fókuszát háromféleképpen állítottam be: fixre (általában 20 mm-re), végtelenre (azaz nem fókuszáltam), valamint az ún. szintetikus apertúra beállítást alkalmazva (az összes pontra fókuszáltam).

- **Mekkora tartományra nézem az élességet?**

Első megközelítésben az egész képre vizsgáltam az élességet (globális vagy átlag hangsebesség-meghatározás), majd annak kisebb tartományaira is (lokális hangsebesség-meghatározás).

- **Milyen élességvizsgáló algoritmust használok?**

Az esetek nagy többségében egy térfrekvencia-spektrumon alapuló eljárást alkalmaztam, ebben a fejezetben csak ezt fogom ismertetni. (Kezdetben vizsgáltam más algoritmusokat is összehasonlításképpen, ezek jóval alulmaradtak az említett módszerrel szemben. A dolgozatban ezekre nem térek ki). Ezen belül viszont fontos szempont, hogy a spektrumot a teljes sáv szélességen integrálom-e vagy csak meghatározott frekvenciasávokon (lásd később részletesen).

3.2. A vizsgált képek generálása

Szimulált képek

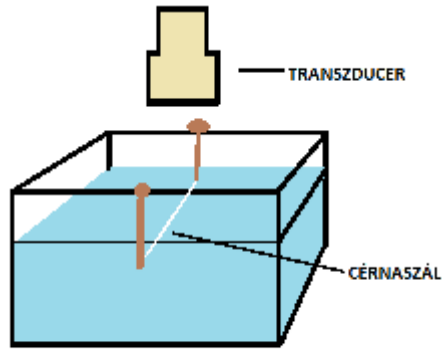
A Matlab7 környezetben futtatható Field II program segítségével képeket tudtam generálni (field-ii.dk). A program segítségével egy olyan rendszert valósítottam meg, ahol a pontszórók sűrűsége változtatható, a transzducer lineáris array 64/192 aktív elemmel, és a fókuszt is állítható. A „valóságos hangsebesség” beállítása 1540 m/s.

ULA-OP ultrahang gép

A gép (3.2.ábra) fontos előnye, hogy lementi a nyers csatornaadatokat, így ahhoz, hogy különböző hangsebességekkel generáljak képeket elég egyetlen képet készíteni. Ezt követően egy Matlab-ban megírt nyalábalkotó program segítségével előre beállított hangsebességekre automatikusan legenerálom a kívánt képeket. Lineáris, 192 elemet tartalmazó transzducere van. Az aktív elemek száma (adás és vétel külön) állítható, a szintetikus apertúrát leszámítva (ahol az adási szám 1) ez mindenhol 64 db lesz.



3.2. ábra. ULA-OP ultrahang rendszer.



3.3. ábra. Pontszóró modellje. A cérnaszál hossz tengelyére merőlegesen fordítva a transzducert egy pontszóró képét kapjuk.

3.3. A vizsgált közeg

Pontszóró

A legegyszerűbb kísérleti elrendezésben egy cérnaszálat feszítettem ki egy desztillált vízzel teli edényben (3.3.ábra). A valódi hangsebesség a vízre jellemző érték ($20\text{ }^{\circ}\text{C}$ -on 1480 m/s körül).

Agar-grafit szövet modell

3%-os agar oldatban 3% grafit biztosítja a közeg szórását. Az agar port hidegen keverem a desztillált vízbe, majd $85\text{ }^{\circ}\text{C}$ -ra való melegítés után belekevertem a kis vízben előre feloldott grafitot. Ezt követően óvatosan az öntőformába öntöm a folyadékot. Egy óra elteltével a zselé megszilárdul. Ha inhomogén, pl. kétrétegű közeget akarok készíteni, akkor újabb agart készítek és a grafittal együtt adott mennyiségű glicerint adok hozzá, amely növelni fogja a második zselé hangsebességét, ezt öntöm a már megszilárdult első rétegre. Desztillált vízzel teli edényben vizsgálom, a transzducer és a zselé között $1\text{--}2\text{ mm}$ víz van. A 3%-os agar hangsebessége $1450\text{--}1500\text{ m/s}$ között van.

3.4. A fókuszálás módjai

A bevezetésben már írtunk a fókuszálás módjáról (nyalábalkotás, késleltetési profil), ill. arról hogy az adási fókusz egy pontban lehetséges, vételkor azonban minden pontra kiszámíthatjuk a késleltetéseket a csatornaadatokból. Alábbiakban az adási fókuszálás változatairól esik szó (lineáris array esetén).

Fix fókusz (hagyományos UH-kép)

Egy mélységben fókuszálunk, azaz a nyalábot egy meghatározott késleltetési profillal alkotjuk meg.

Végtelen fókusz

A fókuszpontot nagyon nagyra, gyakorlati szempontból végtelenre állítjuk be. Ennek előnye, hogy a képnek nem lesznek kitüntetett részei, homogénebb lesz, hátránya, hogy mivel minden egyenletesen elmosott lesz, a kép rosszabb minőségű.

Szintetikus apertúra

Az előző két módszer ötvözése: egy minden pontban fókuszált képet hozunk létre. A nyalábalkotásban résztvevő elemek számát 1-re csökkentjük, ezáltal az adási fókuszálást gyakorlatilag kiiktatjuk (nincs mihez képest késsen az elem). A csatornaadatok begyűjtése után offline mesterségesen beiktatjuk az adási fókusz is (3.4.ábra).

Így létrejön egy minden pontjában fókuszált kép. Hátránya a módszernek, hogy igen nagy számításigényű, valamint hogy mivel gyengébb a nyalábunk, rosszabb lesz a jel-zaj viszony.

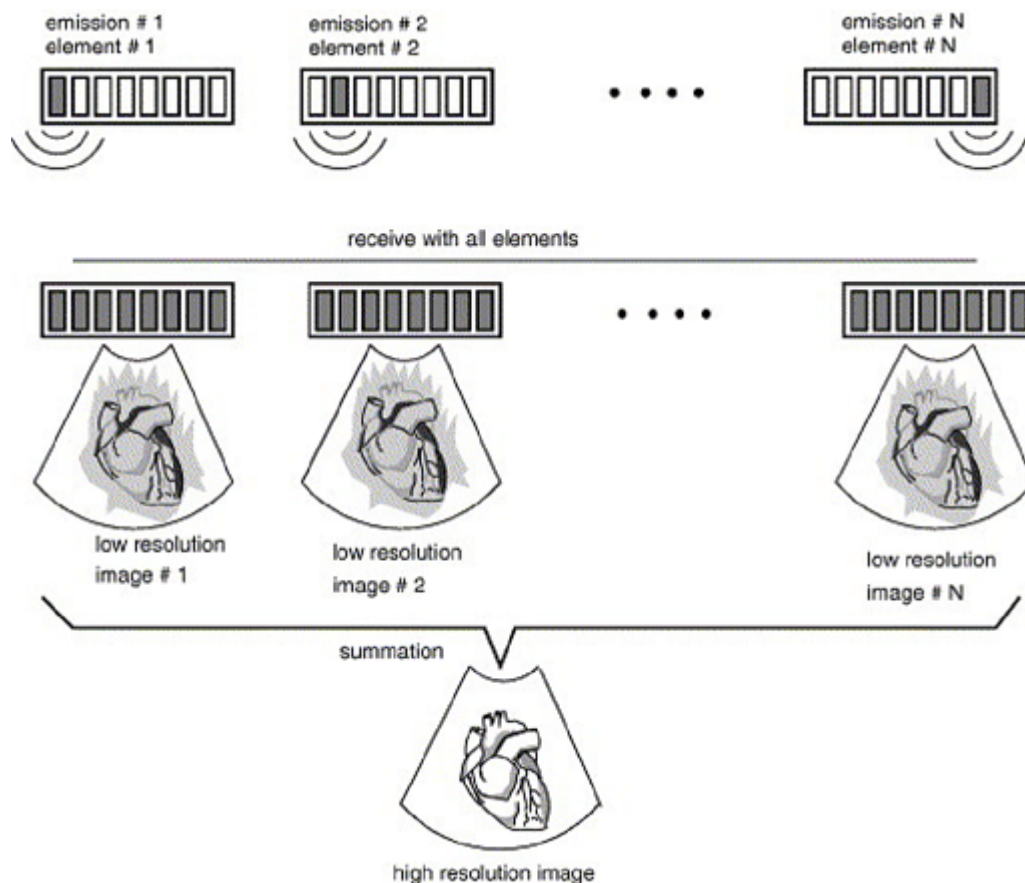
3.5. A vizsgált tartomány

Globális meghatározás

Az élességet a kép egészére nézzük. Ekkor egy optimális átlag-hangsebességet szeretnénk kiszámolni, amely homogén közegben megfelel a tényleges hangsebességnek.

Lokális meghatározás

A távlati célunk ez, az élességet a kép egy-egy kisebb tartományára nézzük. Első megközelítésben az a célunk, hogy homogén közeget vizsgálva, a képet kisebb tartományokra bontva ugyanazt a hangsebesség-optimumot kapjuk mindegyik tartományra.



3.4. ábra. Szintetikus apertúra. A nyaláb egy-egy elemből áll. A csatornaadatok begyűjtése után, az összes transmit elemből kapott gyenge képet megfelelően összeadva megkapjuk a minden pontban fókuszált képet.
forrás: [15]

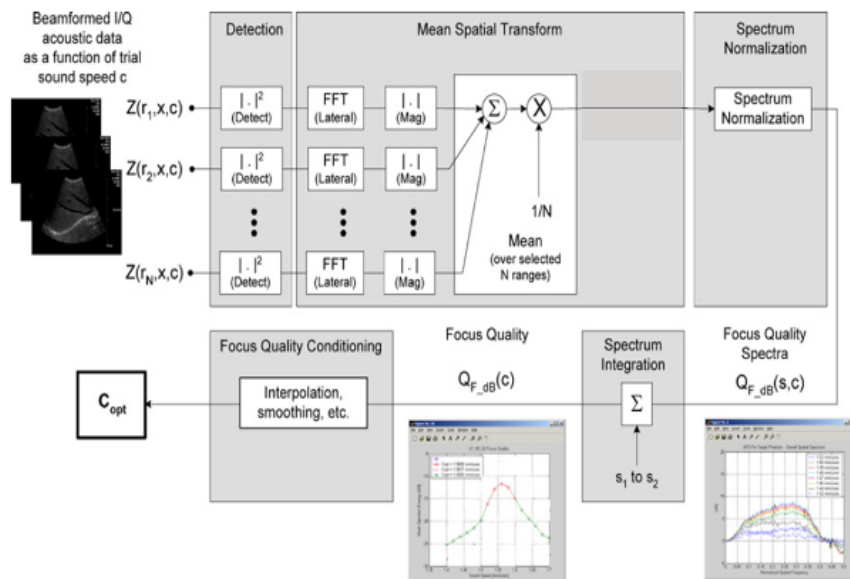
3.6. Az élesség vizsgálata

Laterális térfrekvencia-analízis

Már korábban említettük, hogy a hangsebesség-meghatározásunk alapja az a jelenség, hogy a megfelelő hangsebesség közelében kapjuk a legélesebb képet. Az élesség vagy kontraszt azt fejezi ki, hogy a képen két különböző intenzitású tartomány mennyire élesen válik el egymástól, vagy folytonosan megy át egymásba. Ez a leírás könnyebben megfogható frekvenciatartományban: a kép ott éles, ahol az intenzitás „hirtelen”, kis távolságon vált, azaz magas a térfrekvenciája. Ugyanarról a szövetrészeletről készült kép esetében tehát az a kép lesz az élesebb, amelynek relatíve nagyobb az értéke magasabb frekvenciákon. Ez a térfrekvencia analízis a következő algoritmus alapja, ezen alapul Napolitano 2006-os hangsebesség-meghatározása is[14].

Az algoritmus lépései (3.5.ábra)

1. Kiválasztjuk a képből a vizsgálni kívánt tartományt.
2. Minden sorra elvégezzük:
3. A pixelek értékét négyzetre emeljük.
4. Kiszámoljuk az adott sor Diszkét Fourier transzformációját (FFT algoritmus).
5. Vesszük az abszolút értékét, majd átlagoljuk az összes sorra.
6. A kapott spektrumot normalizáljuk a csúcstértekre (ez rendszerint 0-nál van).
7. A spektrumot integráljuk egy meghatározott frekvenciatartományon.
8. Megkapjuk a 'Q' élességértéket.



3.5. ábra. Hangsebesség-meghatározási algoritmus. forrás: [14]

Az algoritmust elvégezzük különböző hangsebességekkel generált képekre, majd a hangsebesség függvényében ábrázoljuk az élességet. A görbe maximumhelye lesz a keresett hangsebesség.

A frekvenciatartomány kérdése

Az algoritmus 7. lépésében nem határoztuk meg a meghatározott frekvenciatartomány határait. Az első megközelítésben a teljes normalizált frekvenciatartományon (0-0.5) integráltunk. Bizonyos kísérleti elrendezésekben azonban (végtelen fókusz ill. szintetikus apertúra) azt tapasztaltuk, hogy az alacsonyabb hangsebességeken egyre erősebben megjelennek a magasabb frekvenciák a spektrumban. Ennek érdekében gyakran csak a 0-0.2, vagy még kisebb tartományon integráltunk, hogy ezt a hatást kompenzáljuk.

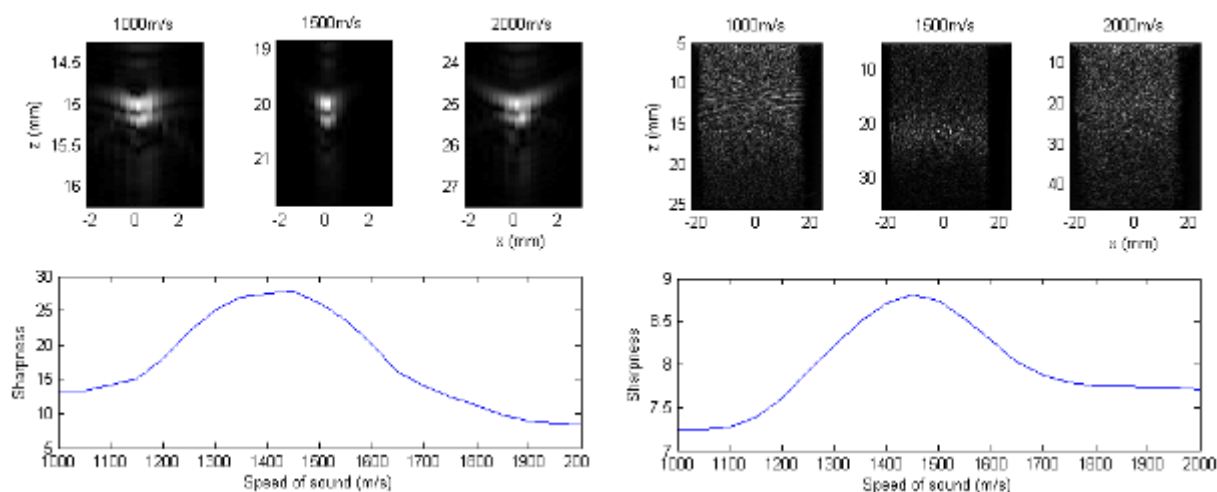
4. fejezet

Eredmények

4.1. Fix fókusszal készített képek

Fix fókusz - pontszóró

A fókuszt éppen a pontszóróra állítottuk (20 mm). A teljes képre vizsgáljuk az élességet, és a teljes spektrumon integrálunk. A 4.1. ábrán láthatjuk, hogy szabad szemmel is jól látható a szóró elmosódása a két szélső hangsebességen, és a görbén jól látható maximumhely rajzolódik ki 1450 m/s-nál.

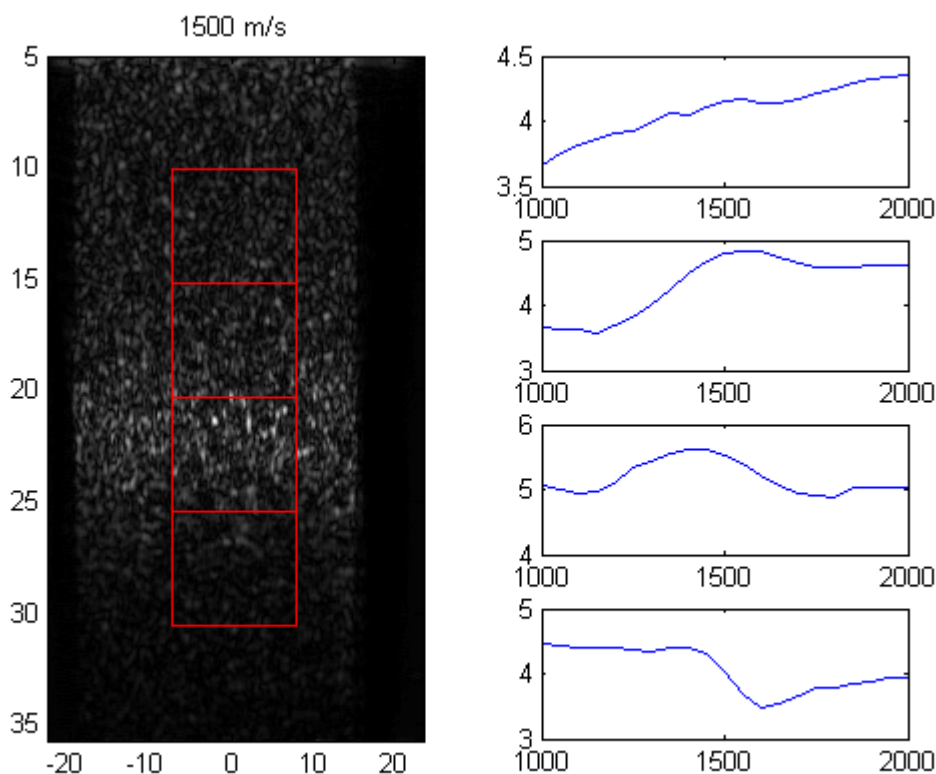


4.1. ábra. Fix fókusszal készített képek, globális meghatározás eredménye. A baloldali képen ráközelítettünk a pontszóróra.

Fix fókusz - homogén agar

Ezt követően agar-grafit fantomra vizsgáltuk az eredményt, az előzővel megegyező beállításokkal. A 4.1. ábra jobb oldalán látható az eredmény: ismét egyértelmű maximum, 1450 m/s-nál.

A következőkben megnéztük, mit kapunk, ha ugyanezeket a képeket kisebb tartományokra elemezzük. A piros téglalapok jelölik a kiválasztott tartományokat, ahogy az az 1500 m/s-mal generált képen látszik. Láthatjuk az eredményt (4.2.ábra): A homogén hangsebesség ellenére minden tartományban máshol kapjuk a csúcsot, amely a fókusz felett jobbra, alatta pedig balra tolódik. Az eredmény nem meglepő, mivel a kisebb hangsebesség feltételezésénél valójában mélyebbre fókuszálunk, mint 20 mm, nagy hangsebességnél pedig kisebb mélységre.



4.2. ábra. Fix fókusz, agar, lokális meghatározás. Egy-egy piros téglalapon belül számolunk élességet.

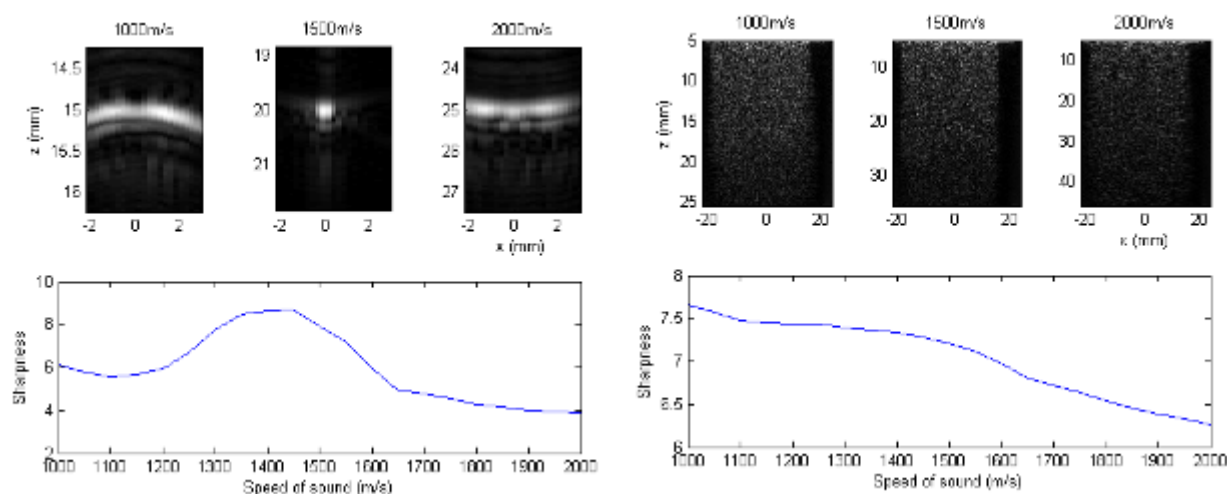
4.2. Végtelen fókusszal készített képek

Az előző eredmény nyilvánvalóvá tette, hogy a fix fókusszal készült képek nem alkalmasak lokális hangsebesség-meghatározásra. Valamiképpen homogenizálni kell a képet, nem lehetnek

kitüntetett területek mint a fókusz, így érhetjük el hogy az algoritmus minden képtartományra ugyanúgy működjön. Az első megközelítésünk a fókusz megszüntetése volt: végtelenre állítottuk az adási fókuszt.

Végtelen fókusz, pontszóró

Pontszóró esetén az algoritmus jól működik: csúcs egyértelmű és a megfelelő helyen. Láthatjuk, hogy fix fókuszhoz képest elmosottabb lesz a szóró (4.3.ábra).



4.3. ábra. Végtelen fókusszal készített képek. Baloldal: pontszóró, van csúcs. Jobb: homogén agar, a csúcs eltűnik.

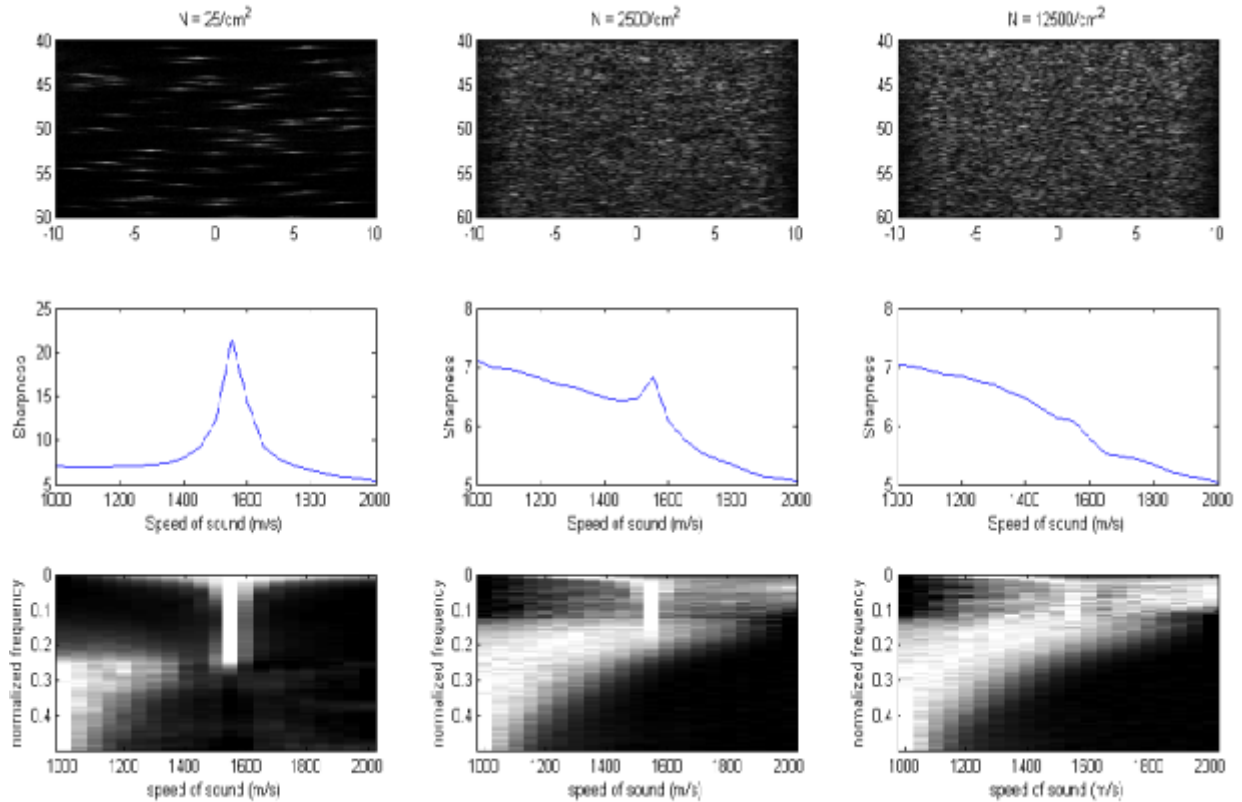
Végtelen fókusz, homogén agar, teljes spektrum

Homogén agart vizsgálva a csúcs eltűnik: helyette egy monoton csökkenő görbe jelenik meg (4.3.ábra). Mivel az agar-grafit fantomunkat tekinthetjük egy nagy sűrűségben elhelyezkedő pontszórókból álló közegnek, felmerült az ötlet, hogy vizsgáljuk meg, melyik az a szórósűrűség, melynél a csúcs megszűnik.

Végtelen fókusz, szimuláció, változó szórósűrűség

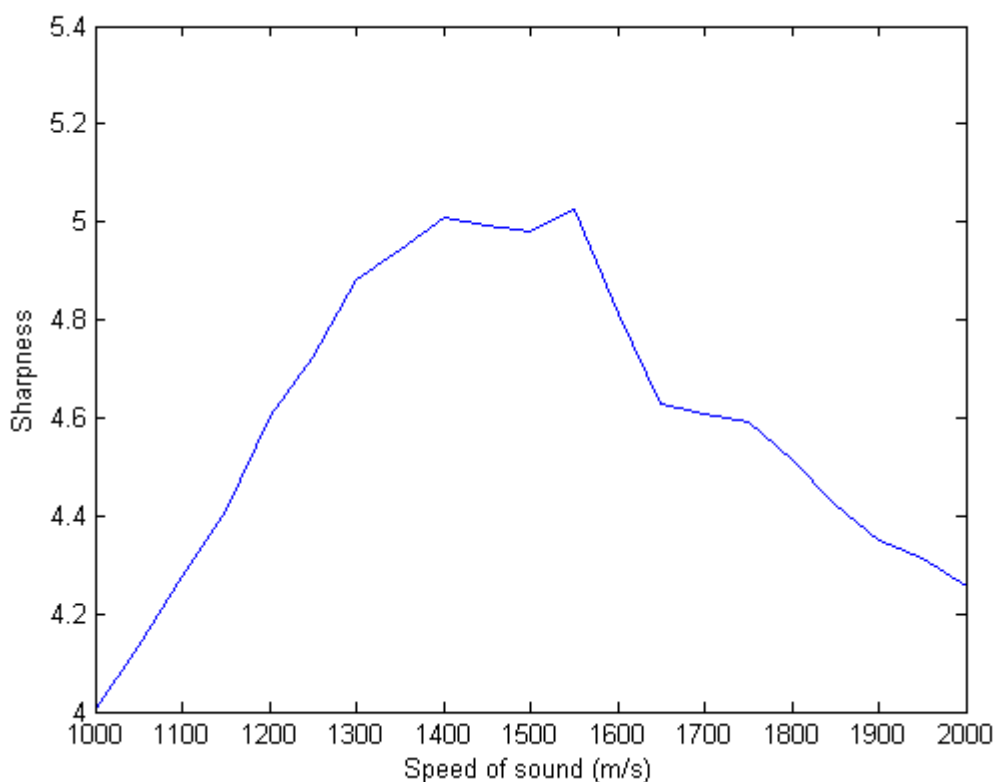
A Field II szimulációs programmal beállítottuk, hogy a képen milyen szórósűrűséget szeretnénk elérni. További ötlet volt, hogy megvizsgáljuk az egyes esetekben a térfrekvencia-spektrumot. Ennek motivációja az a hipotézis volt, hogy a hangsebesség-csökkenés csak bizonyos frekvenciatartományok előfordulását növeli meg, és ez fogja a monoton csökkenő trendet okozni. Ha ez így van, akkor lehetséges a hangsebesség-meghatározás korrekciója azzal, hogy csak bizonyos

frekvenciatartományban integrálunk. Az alábbi ábrán három szórósűrűsége kiszámolt képet, görbét és a hozzá tartozó spektrumot láthatjuk (4.4.ábra).



4.4. ábra. Szimulált képek különböző szórósűrűségekre ($N=25, 2500, 12500$ szóró/ cm^2). A felső sorban a kép, a második sorban a hangsebesség-élesség görbe, míg a harmadik sorban a normalizált spektrum látható. A spektrum-értékeket minden frekvenciára normalizáltunk, hogy egyértelműen látszódjon, mely frekvenciánál mely hangsebesség ad maximumot (fehér: maximum, fekete: minimum).

Azt tapasztaljuk, hogy növekvő szórósűrűséggel egyre inkább megjelenik egy monoton csökkenő komponens, 12 500 szóró/ cm^2 sűrűségnél pedig a csúcsot már látjuk. Ezzel párhuzamosan a spektrumban a magas frekvenciákon a maximum a legkisebb hangsebességen van – ez igazolni látszik az előző feltételezésünket. A következő ábrán (4.5) a 12 500 szóró/ cm^2 -hez tartozó ábrát látjuk, ezúttal azonban kivettük belőle azokat a frekvenciákat, ahol a maximum balra tolódott. A csúcs ismét megjelenik.

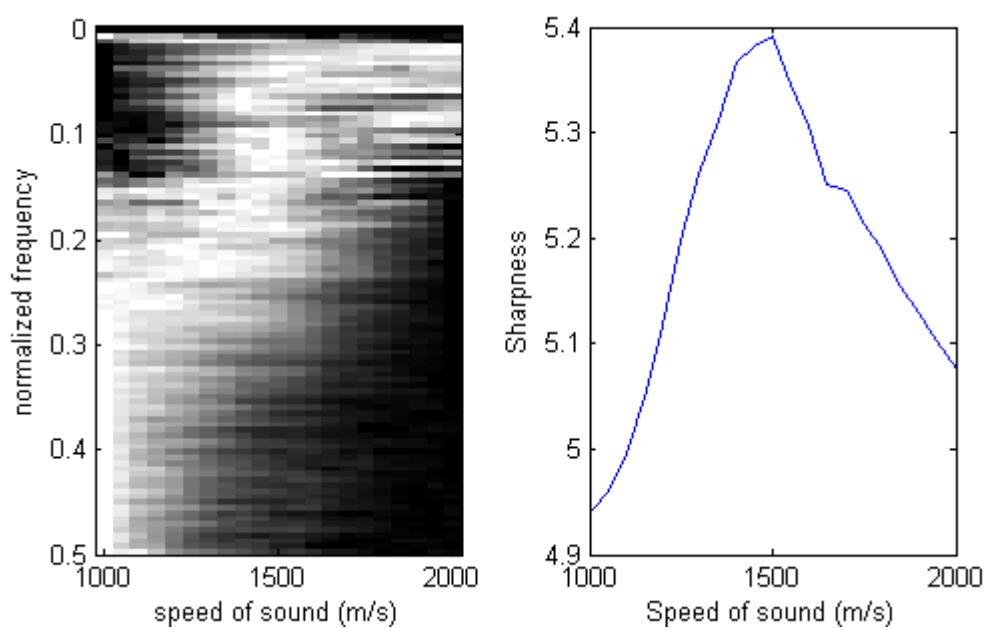


4.5. ábra. Hangsebesség-meghatározás frekvenciaszűréssel, szimuláció. Szórósűrűség 12 500 / cm², frekvenciasáv 0-0.2. A csúcs megjelenik 1550 m/s-nál.

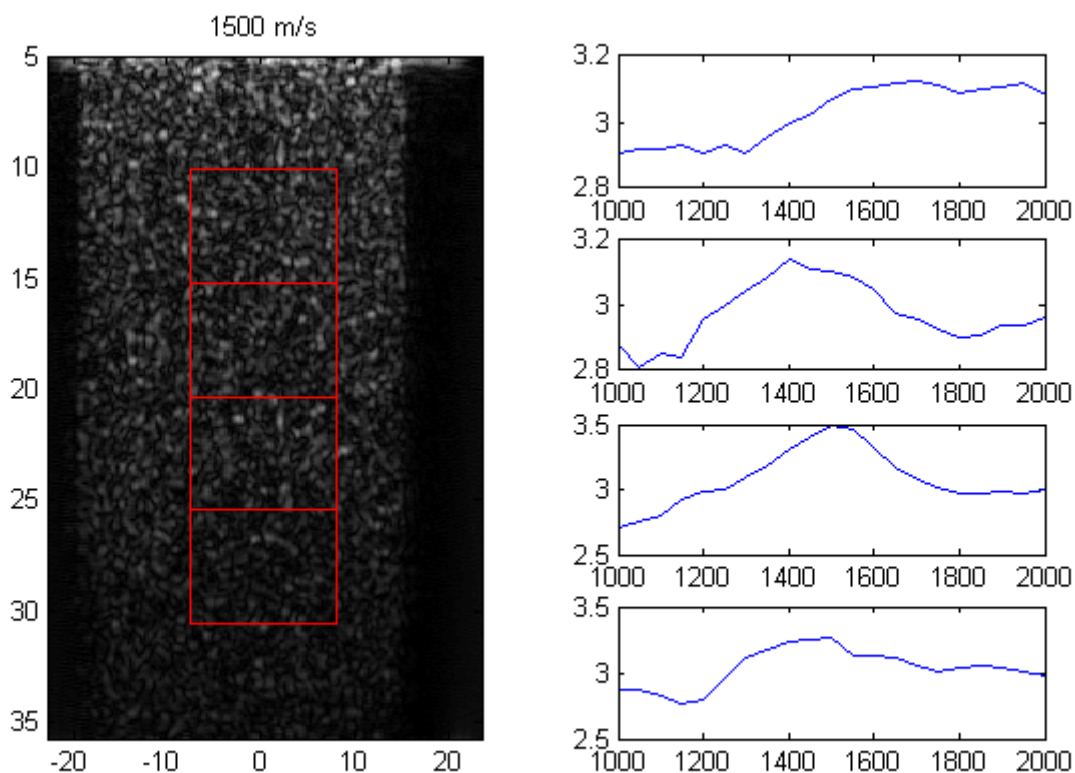
Végtelen fókusz, homogén agar, frekvenciaszűrés

Ezek után visszatérünk a homogén agar végtelen fókusszal generált képeire, megvizsgáljuk a spektrumot és empirikus úton meghatározzuk az optimális frekvenciasávot. A meghatározott frekvenciákon integrálva a csúcs megjelenik (4.6.ábra).

Ha ugyanezekkel a beállításokkal a lokális értékeket vizsgáltuk, a csúcs a legtöbb helyen megjelent ugyan, de eltérő helyeken és a transzducerhez legközelebbi tartományban nem kaptunk értelmes eredményt (4.7.ábra).



4.6. ábra. Hangsebesség-meghatározás frekvenciaszűréssel, homogén agar. Baloldalt a spektrum, jobboldalt az ez alapján kiválasztott frekvenciasávra (0-0.2) meghatározott hangsebesség-élesség görbe.



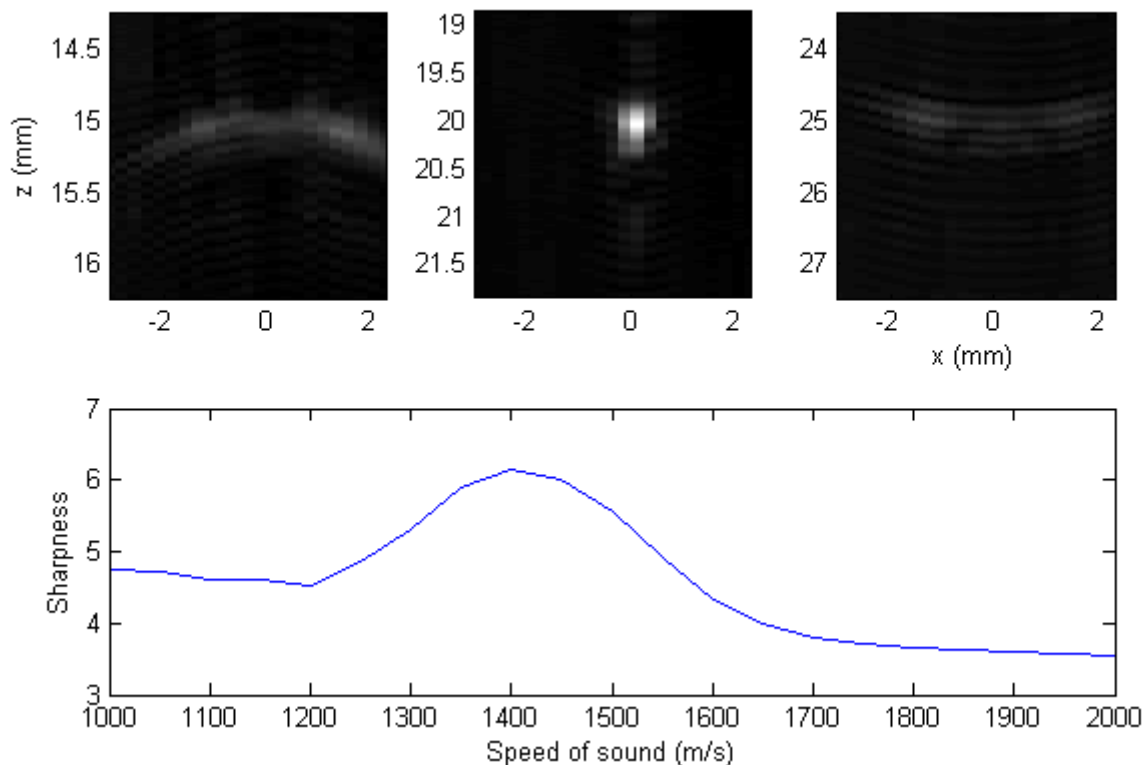
4.7. ábra. Lokális hangsebesség-meghatározás frekvenciaszűréssel, homogén agar. Bár a csúcs a legtöbb helyen megjelenik, a helye változik.

4.3. Szintetikus apertúra

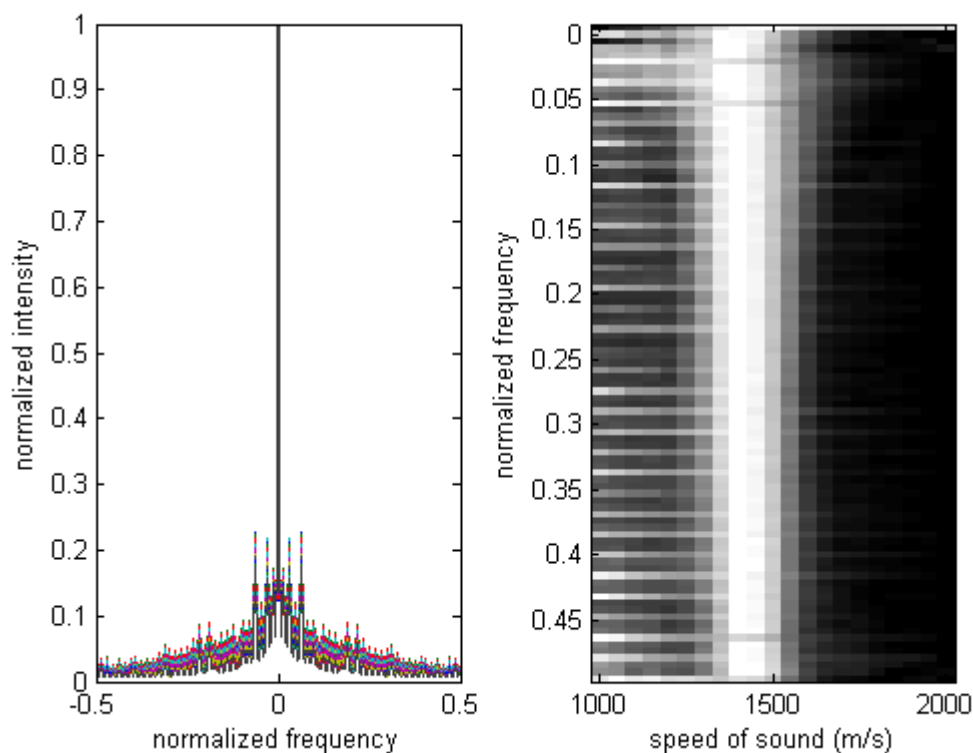
A végtelen fókusszal ugyan homogenizáltuk a képeket, de a fókusz megszüntetésével tulajdonképpen a minőségüket rontottuk. Ezzel magyarázható a lokális hangsebességeket vizsgáló esetben tapasztalt pontatlan eredmény. Ekkor jött az az ötlet, hogy ne úgy homogenizáljunk, hogy egyenletesen megszüntetjük a fókuszálást, hanem fókuszáljunk minden egyes pontra: használjunk szintetikus apertúrát! (lsd. 3.4.fejezet)

Szintetikus apertúra, pontszóró

Pontszóróra ismét jól látható csúcsot kaptunk (4.8.ábra), de látható, hogy a gyengébb energiájú nyaláb miatt a háttérzaj is megerősödött. Ezt mutatja a 4.9.ábra is: a spektrumokból egy-egy frekvencia tüskeszerűen kiugrik.



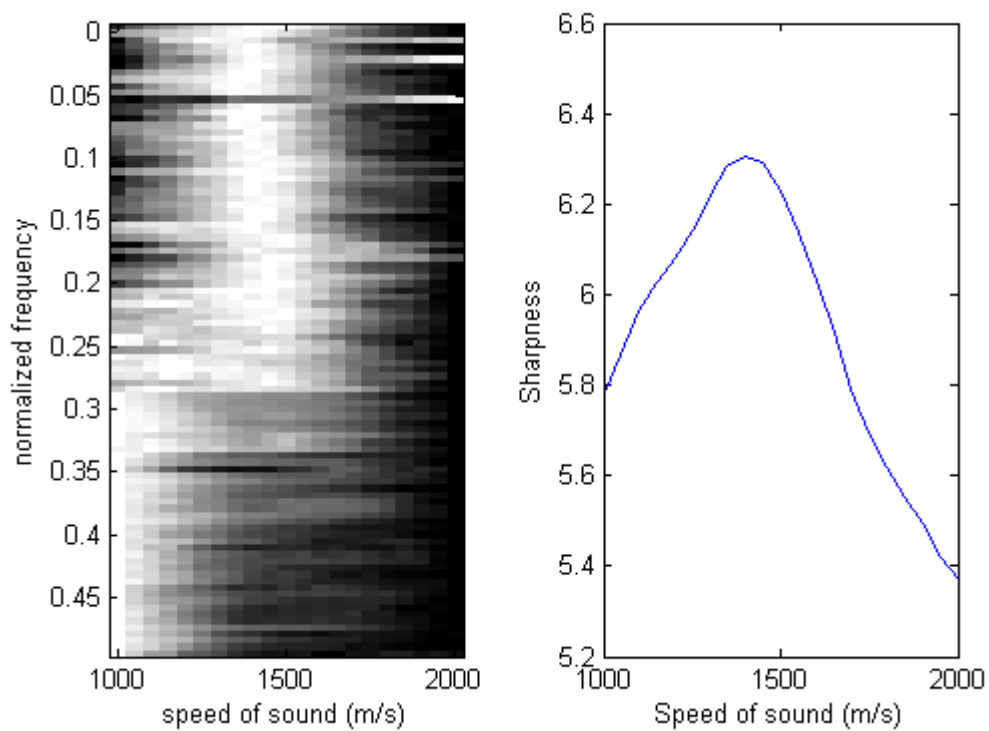
4.8. ábra. Szintetikus apertúra, pontszóró. Látható, hogy a fókuszáltság itt a legerősebb.



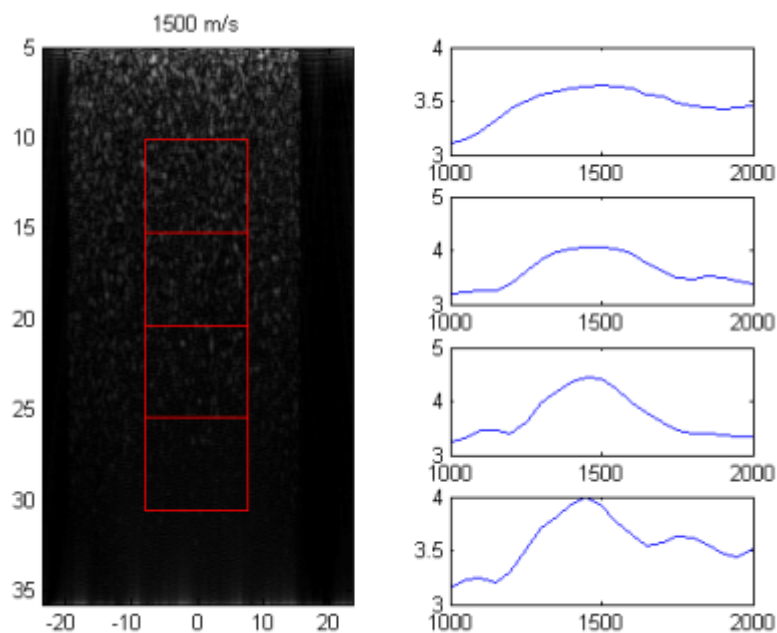
4.9. ábra. Szintetikus apertúra, pontszóró spektruma. Baloldal: tényleges spektrum, itt is megfigyelhető a tüskeszerű kiugrásokban a zaj. Az egyes színek az egyes hangsebességek spektrumát mutatják. Jobboldal: Frekvenciasávokra relativizált spektrum. Középen erős sáv az optimális hangsebességnek megfelelően. Emellett periodikus csíkozottság jelzi a zajt.

Szintetikus apertúra, homogén agar

A spektrumban itt is megfigyelhetjük a magasabb frekvenciák megnövekedését az alacsonyabb hangsebességnél, ezért ismét egy szabad szemmel meghatározott sávra integrálunk. A 4.10. ábrán a globális, a 4.11. ábrán a lokális meghatározás eredménye látható. A szintetikus apertúrával lokális meghatározásnál is jó eredményt kapunk: a csúcs, tartománytól függetlenül, ugyanannál a hangsebességnél van.



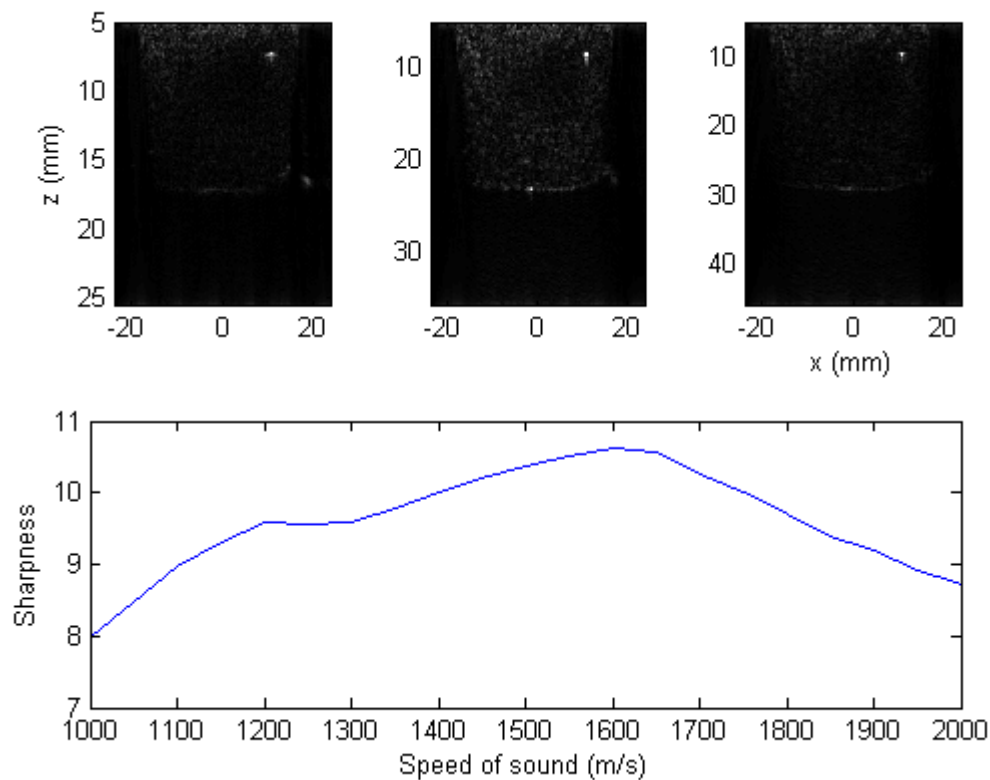
4.10. ábra. Szintetikus apertúra, homogén agar. Baloldalon a spektrum, jobboldalon az ez alapján generált hangsebesség-élesség görbe (frekvenciasáv 0-0.3)



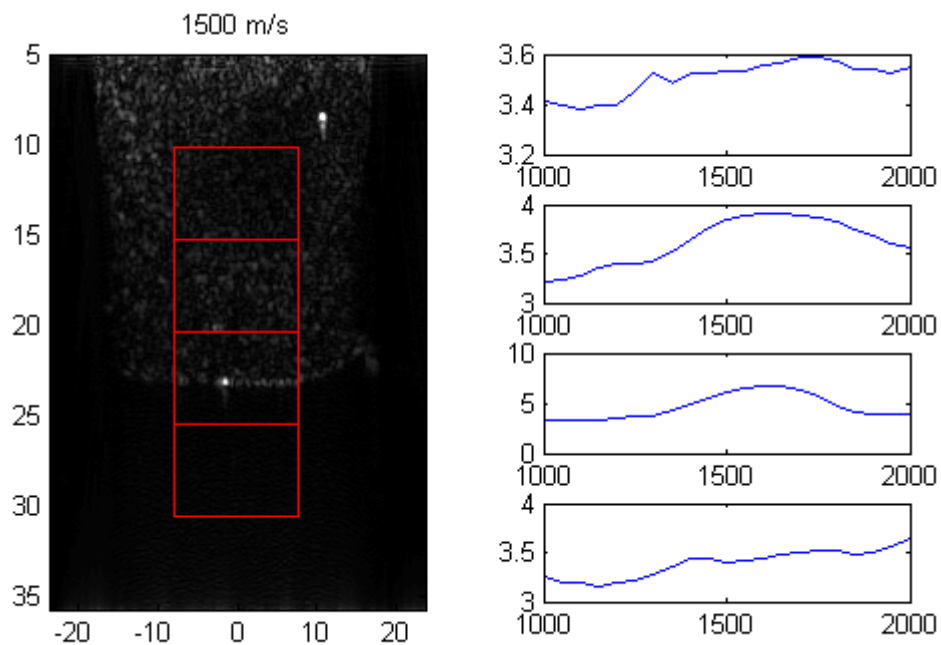
4.11. ábra. Szintetikus apertúra, homogén agar, lokális meghatározás. A baloldali kép maga az agar közel optimális hangsebességre; láthatjuk a nyaláb gyengeségéből következő gyors elnyelődést. A jobboldali képen láthatjuk, hogy a maximumhelyek a különböző tartományokban ugyanott vannak.

Szintetikus apertúra, inhomogén agar

A szintetikus apertúra homogén közegben, frekvenciaszűréssel lokális meghatározás esetén is közel optimális eredményt adott, megadva a továbblépés lehetőségét inhomogén közegekre. Az alábbi ábrákon kétrétegű agarról láthatunk képet: a felső rétegben desztillált víz mellett 25% glicerín van, amely növeli a hangsebességet. Megmutatjuk a globális (4.12.ábra) és lokális (4.13.ábra) meghatározás eredményeit is. Azt vehetjük észre (gyengén, a kísérletet nagyobb erősítéssel is el kell majd végezni), hogy a felső réteg erősen elnyomja az alsót, mert a határon erős a reflexió. Ezért a lokális meghatározásban az alsó rétegre nem kapunk értelmezhető eredményt.



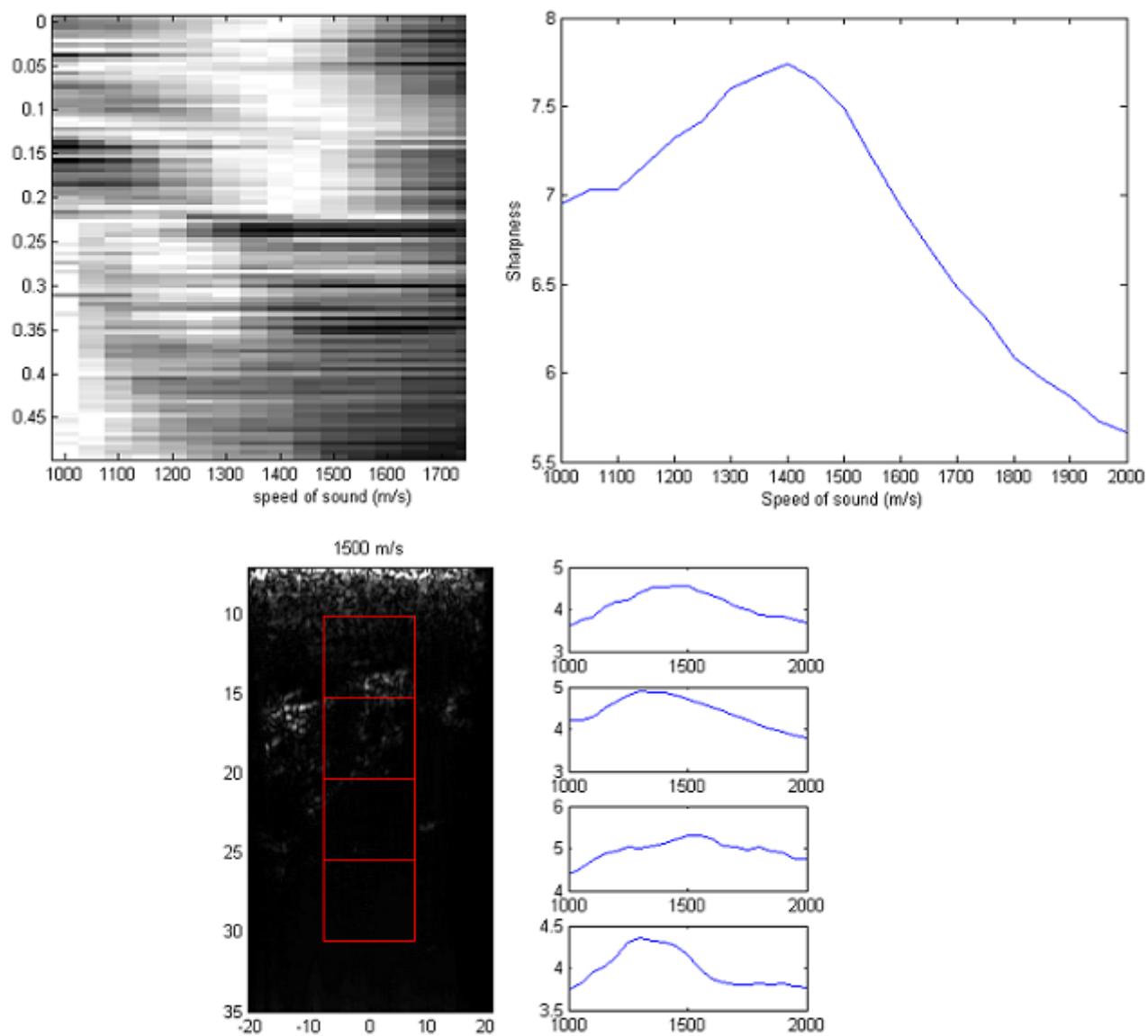
4.12. ábra. Szintetikus apertúra, kétrétegű agar, globális meghatározás. A fenti képeken látszik, hogy a felső (glicerines) réteg teljesen elnyomja az alatta levőt, így a görbén is a magasabb hangsebesség emelkedik ki (1600 m/s)



4.13. ábra. Szintetikus apertúra, homogén agar, lokális meghatározás. A második rétegben nem kapunk értelmes eredményt.

Szintetikus apertúra, valódi szövet

Hogy lássuk a távlatokat, végeztem egy kísérletet emberen is: az illető nyakáról készítettem képet szintetikus apertúra módszerével. Itt nincsen viszonyítású alapunk, hiszen nem ismerjük a szövet felépítését hangsebesség szempontjából, de mindenképpen előremutat, hogy látunk csúcsot lokálisan (4.14.ábra).



4.14. ábra. Szintetikus apertúra, emberi nyak. Fent baloldalt a spektrum látható, valóságos szövetben is megjelenik a balra-tolódás magas frekvenciáknál. Fent jobboldalt a globális hangsebesség-görbe látható 0-0.2 frekvenciaszűrővel. Lent a lokális meghatározás eredménye.

5. fejezet

Konklúzió

A kísérletek során kerestük azt az optimális módszert, amellyel különböző hangsebességekkel generált ultrahang-képek élesség-elemzése alapján meg tudjuk határozni a valóságos lokális hangsebességet. A képek élesség-elemzése a laterális térfrekvencia spektrum teljes vagy részleges integrálásán alapult. Háromféle fókuszálást használtunk: fix fókuszt, végtelen fókuszt és szintetikus apertúrát. Először globálisan, majd lokálisan próbáltuk a hangsebességet meghatározni.

A hagyományos (fix) fókuszálás, míg globálisan jó eredményeket értünk el vele, lokálisan egyáltalán nem tudtuk használni. A végtelen fókuszálás, kombinálva a meghatározott frekvenciasávot használó élesség-elemzéssel, már jobb eredményeket adott lokálisan, de továbbra sem érte el a kívánt optimumot (homogén közegben minden tartományra ugyanott legyen a maximum). A magas frekvenciák túlsúlyára az alacsonyabb hangsebességeknél nem adtunk magyarázatot.

A szintetikus apertúra használatával (itt is használtunk frekvencia-szűrést) végül lokálisan is kielégítő eredményt kaptunk, megnyitva ezzel az utat inhomogén közegek vizsgálatára.

A kétrétegű közeggel végzett első kísérletben nem tudtuk jól meghatározni a második közegre jellemző hangsebességet, az inhomogén közeg ugyanis új kihívásokat támaszt: megjelenik az erős reflexió a közeghatáron, megjelenik a törés, ill. a mélyebb rétegek hangsebességét csak a felettük levőkével kombinálva tudjuk megkapni (mivel ezeken áthalad az ultrahangnyaláb). Érdekességgént megvizsgáltunk emberi nyakat, a lokális csúcsok megjelenése hihetővé teszi azt a távlatot, hogy egyszer in vivo diagnosztikában használjuk a módszerünket.

Az eredmények értékelése egy mondatban: a szintetikus apertúra frekvenciaszűréssel jó megoldást biztosíthat a lokális hangsebesség-meghatározásra és képminőség javításra, bár a rendszer pontosságának felmérésére még további mérésekre van szükség, és az inhomogén közegben való alkalmazás újabb megfontolásokat követel.

6. fejezet

Továbblépési lehetőségek

6.1. A módszer tökéletesítése homogén közegben

A szintetikus apertúra kiegészítve frekvenciaszűréssel első megközelítésben jó módszer lehet a lokális hangsebesség-meghatározásra. Szükséges még azonban az eredmények pontosságát kalibráció segítségével felmérni. Méréseinkben a hangsebességek 50 m/s-ra voltak egymástól, a mérést mindenképp el kell végezni ennél finomabb skálára is(pl. 10 m/s-onként vett hangsebességekre). Érdemes lehet erősebb (nagyobb amplitúdójú) nyalábot használnunk a háttérzaj csökkentésére, ill. a mélyebb rétegek jobb megvilágítására. Utóbbi érdekében növelhetjük a TGC-t (time-gain compensation), ami egyszerűen megfogalmazva a mélyebb rétegek nagyobb erősítését jelenti (a szintetikus apertúránál a beállítás 1 dB/cm volt). Ezen túl a frekvenciaszűréshez használt ablakot is megválaszthatjuk másképp, ezt a következő fejezetben külön is kifejtem. Végül az algoritmus igen nagy számításigényű, úgyhogy meggondolandó hogy Matlab helyett egy hatékonyabb nyelven programozzam le azt.

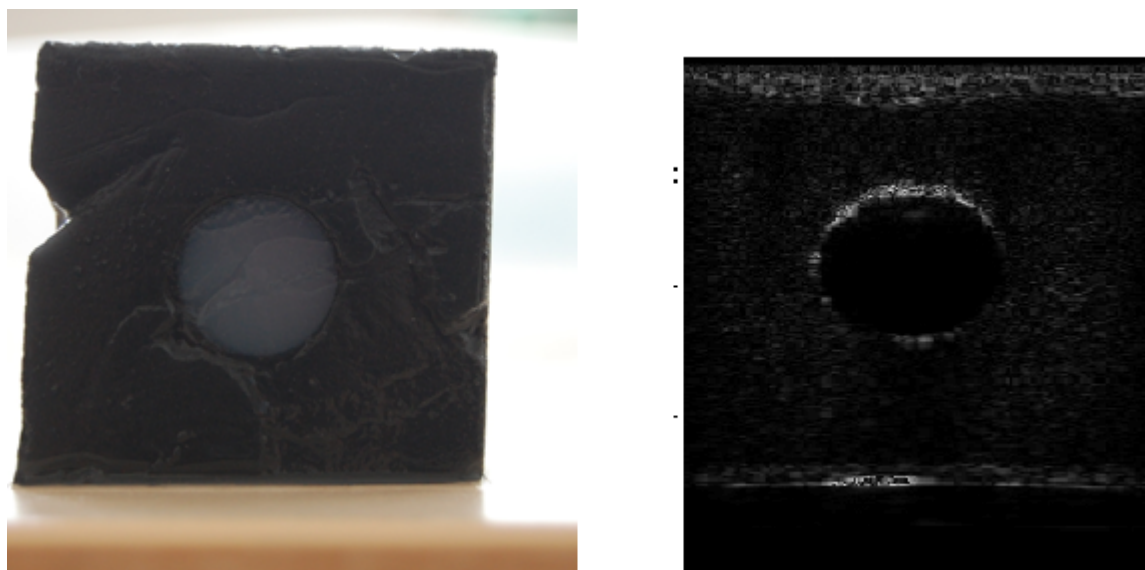
6.2. Hangsebesség és spektrum összefüggése

A kísérletek során felhasználtuk, hogy végtelen fókusz és szintetikus apertúra esetén a magas frekvenciák előfordulása kisebb hangsebességeken a legnagyobb. Ezt a jelenséget egy intuitív ötlet alapján figyeltük meg, és semmiféle tudományos magyarázatot nem adtunk rá. Érdekes lehet az okok felkutatása és egy matematikai modell felállítása a jelenségre, feltérképezve azt, hogy mennyiben járul hozzá a spektrumhoz a hangsebesség abszolút értéke illetve annak a valóságos hangsebességtől való távolsága. Ha ezt meg tudnánk közelíteni matematikai módon, elképzelhető hogy egy speciális frekvenciaszűrést megvalósítva (az egyszerű négyzetes

aluláteresztő szűrő helyett) pontosabb eredményt kaphatunk. (Egy feltételezés: kis hangsebességeknél az elmosódott szórók, a mintavételezési frekvencia határai miatt feldarabolódnak. Ennek igazolására meg kell vizsgálni, mi történik nagyobb mintavételezéssel, illetve szűkebb hangsebességtartomány vizsgálatánál.)

6.3. Kétféle hangsebességgel rendelkező közeg

A módszerünk alkalmazhatósága kétrétegű közegben (mint azt az utolsó kísérlet eredményén láttuk) újabb problémákat vet fel. Tanulság, hogy érdemes első közelítésben kisebb hangsebesség-különbséggel dolgoznunk (de ne olyan kicsivel ami meghaladja a rendszerünk pontosságát) az erős reflexió (1.4) elkerülése végett (kb. 10%-os eltérés a hangsebességben optimális), vagy erősíteni a TGC-t. A törés jelensége bonyolultabb kérdés, de kis hangsebesség-különbségek használatánál ez a hatás is csökken. Érdemes lehet ezen túl azzal is foglalkozni, hogy a kapott adatokból hogyan kaphatjuk vissza a mélyebben fekvő rétegek hangsebességét, hiszen az eredménybe beleszól a felső közegekben való terjedés is. Az egyszerű kétrétegű modell után áttérhetünk bonyolultabb, még mindig két közegből álló közegekre (6.1. ábra)



6.1. ábra. Inhomogén agar közepén kerek képlettel. Baloldal: Agar zselé. Csak a külső tartományban van grafit, belül glicerín növeli a hangsebességet. Jobboldal: ultrahangos felvétel. Az alsó él kis görbülete sejteti a hangsebesség különbséget.

6.4. Bonyolultabb struktúrák

A cél, hogy a módszer valódi szövetekben is alkalmazható legyen. Erre egy kísérletet láttunk, (4.14.ábra), de a módszer még nem elég megbízható hogy ezt az eredményt kvantitatívan értékelni tudjuk. A fantomokkal történő kalibrációval egyrészt biztosítanunk kell, hogy a módszer tényleg megfelelő pontosságú, ezen kívül kívánatos lehet még a térbeli felbontás növelése (eddig kb. 5x15mm-es téglalapokra mértük a lokális hangsebességet).

Végezetül szeretném újra elismételni a kutatások eredeti célkitűzését és motivációit, most már az eddigi eredmények tükrében:

Amennyiben sikerül egy olcsó, megfelelő pontosságú, jó térbeli felbontású és in vivo használható hangsebesség-meghatározási módszert kidolgozni, azzal nem csak az ultrahangos képminőséget tudjuk növelni, hanem fontos egészségügyi relevanciája is lehet: lehetővé válhat egy sokak számára hozzáférhető tumordiagnosztikai eszköz, amely még korai stádiumában jelezheti a betegséget. És mint ismeretes, a daganatos betegségeknél a korai diagnózis gyakran a gyógyulás legfőbb kulcsa.

Irodalomjegyzék

- [1] G. Ludwig, „The velocity of sound through tissues and the acoustic impedance of tissues,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 22, p. 862, 1950.
- [2] T. Szabo, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Academic Press, 2004.
- [3] J. Chen, L. Yao, and P. Von Behren, „Ultrasound system for estimating the speed of sound in body tissue,” Jun. 17 1997, uS Patent 5,638,820.
- [4] J. Bamber and C. Hill, „Acoustic properties of normal and cancerous human liver. dependence on pathological condition,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 7, no. 2, pp. 121–133, 1981.
- [5] A. Keshavarzi, S. Vaezy, P. Kaczowski, G. Keilman, R. Martin, E. Chi, R. Garcia, and V. Fujimoto, „Attenuation coefficient and sound speed in human myometrium and uterine fibroid tumors,” *Journal of ultrasound in medicine*, vol. 20, no. 5, pp. 473–480, 2001.
- [6] S. Damjanovich, J. Fidy, and J. Szollosi, „Medical biophysics,” *Medicina Kiadó*, 2006.
- [7] J. Bamber and C. Hill, „Ultrasonic attenuation and propagation speed in mammalian tissues as a function of temperature,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 5, no. 2, pp. 149–157, 1979.
- [8] D. Robinson, J. Ophir, L. Wilson, and C. Chen, „Pulse-echo ultrasound speed measurements: progress and prospects,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 17, no. 6, pp. 633–646, 1991.
- [9] N. Hayashi, N. Tamaki, M. Senda, K. Yamamoto, Y. Yonekura, K. Torizuka, T. Ogawa, K. Katakura, C. Umemura, and M. Kodama, „A new method of measuring in vivo sound speed in the reflection mode,” *Journal of clinical ultrasound*, vol. 16, no. 2, pp. 87–93, 1988.

- [10] N. Duric, P. Littrup, L. Poulou, A. Babkin, R. Pevzner, E. Holsapple, O. Rama, and C. Glide, „Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the computed ultrasound risk evaluation (cure) prototype,” *Medical physics*, vol. 34, p. 773, 2007.
- [11] J. Ophir and Y. Yazdi, „A transaxial compression technique (tact) for localized pulse-echo estimation of sound speed in biological tissues,” *Ultrasonic imaging*, vol. 12, no. 1, pp. 35–46, 1990.
- [12] M. Anderson and G. Trahey, „The direct estimation of sound speed using pulse-echo ultrasound,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 104, p. 3099, 1998.
- [13] H. Shin, R. Prager, H. Gomersall, N. Kingsbury, G. Treece, and A. Gee, „Estimation of speed of sound in dual-layered media using medical ultrasound image deconvolution,” *Ultrasonics*, vol. 50, no. 7, pp. 716–725, 2010.
- [14] D. Napolitano, C. Chou, G. McLaughlin, T. Ji, L. Mo, D. DeBusschere, and R. Steins, „Sound speed correction in ultrasound imaging,” *Ultrasonics*, vol. 44, pp. e43–e46, 2006.
- [15] J. Jensen, M. Hansen, B. Tomov, S. Nikolov, and H. Holten-Lund, „8a-3 system architecture of an experimental synthetic aperture real-time ultrasound system,” in *Ultrasonics Symposium, 2007. IEEE*. IEEE, 2007, pp. 636–640.