

Ultrahangjelek és transzdúcer impedanciák változásainak felhasználása képalkotásban és karakterizációban



Csány Gergely
A PhD disszertáció tézisei

Témavezető: Dr. Gyöngy Miklós

Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Információs Technológiai és Bionikai Kar
Roska Tamás Műszaki és Természettudományi
Doktori Iskola

Budapest, 2019

1 Bevezetés

Bevezetés az ultrahang technológia alapjaiba

Az ultrahangtechnika a műszaki tudományok folyamatosan fejlődő, széles és változatos, izgalmas területe. A különféle alkalmazási lehetőségek között elterjedten használják orvosi vizsgálatokban és terápiában (a klinikai képalkotó vizsgálatok nagyjából 20–25%-a ultrahang képalkotás [6]). Az *ultrahang képalkotás* magasfrekvenciás mechanikai hullámok segítségével képes az ezen hullámokat visszaverő *szórókat* tartalmazó (és a hullámok terjedését biztosító közegben elhelyezkedő) tárgyak, illetve azok határainak lokalizálására és karakterizálására. Definíció szerint *ultrahangnak* nevezünk bármely mechanikai hullámot, amelynek frekvenciája 20 kHz feletti (mely az emberi fül számára általában nem érzékelhető) [7]. Képalkotás céljára azonban csak 20 kHz-nél lényegesen magasabb frekvenciájú hanghullámok alkalmasak: az orvosi képalkotásban a megfelelő felbontás eléréséhez használt hanghullámok frekvenciája nagyságrendileg a \sim MHz tartományba esik [8, 9].

Az elektromos jeleket mechanikai hullámokká, ez utóbbiakat pedig elektromos jelekké alakítani – azaz ultrahang-jelek leadására és fogadására – képes eszközöket *transzducereknek* nevezük [10]. A képalkotáshoz használatos „pulzus-echo” módszerrel alkotott ultrahang-képek mindig 1D adatsorokból épülnek fel. Dimenzió-növelés valamilyen típusú *pásztázás* segítségével érhető el. A pásztázás vagy a transzducer (a vizsgálandó terület felett végzett) fizikai mozgásával érhető el, vagy több transzducerelem térbeli elrendezésével kapott “sor adó-vevő” megfelelő elektronikus vezérlésével (fizikai mozgás nélkül) [11].

Kihívások az ultrahang-kutatásban

A dolgozatban bemutatott kutatás három különböző ultrahang-tématerületet érint. Ezek egyike a transzdúcer-ek karakterizációja és akusztikus teljesítményük becslése transzdúcer-modellek és mérések felhasználásával. Egy másik téma a képfeldolgozáshoz kapcsolódik: bizonyos, a képadatokban elrejtve jelen lévő információk számszerűsítése és vizuális megjelenítése. A harmadik terület a képalkotáshoz kötődik: pásztázási technika kidolgozása a pulzus-echo jelekben elrejtve lévő információt felhasználva.

Az alábbiakban először a fenti területekhez kötődő tudományos és technológiai kihívások leírása olvasható, majd egy rövid összegzés, mely rávilágít a tématerületek kapcsolatára a dolgozat szemszögéből.

Transzdúcer-karakterizáció

Az ultrahang transzdúcerek biztonsági paramétereinek meghatározásához általában hidrofonos mérőrendszert vagy úgynevezett RFB („Radiation Force Balance”) mérőeszközt használnak [12, 13]. Hátrányaik azonban, hogy magas nyomásértékek mérésére nehezen alkalmazhatók, a hidrofonos mérőrendszerek felállítása (térbeli nyomáseloszlás-méréshez és teljesítményszámításhoz) időigényes, az RFB eszközök pedig szűkkörű alkalmazásukhoz képest igen költségesek (7–24k USD). Sok esetben hasznos lenne egy gyors és költséghatékony transzdúcer-tesztelésre alkalmas módszer, mely szokványos, több célra is alkalmazható laboreszközökkel is elvégezhető. Ilyen eset az orvosi ultrahang transzdúcerek biztonsági tesztelése [13].

Egy transzdúcer össz-teljesítménydisszipációja a leadott elektromos és akusztikus teljesítmények összege. Több, sikerrel alkalmazott áramkörüi modell is létezik a transzdúcerek teljes körű

elektromos és akusztikus jellemzésére [14, 15], ezek közül a legnépszerűbb a „KLM modell” [16]. Ezeknek a modelleknek az alkalmazásához azonban több olyan transzdúcer-paraméter ismerete is szükséges, melyek a teszteléskor nem feltétlenül állnak rendelkezésre [17]. Vannak egyszerűbb transzdúcer-modelleket használó módszerek [19], és elektromechanikai impedancia-méréseken alapuló karakterizációs módszerek is léteznek [18], a szerző tudomása szerint azonban ezek egyikét sem használták még magának a transzdúcernek és az általa leadott akusztikus teljesítménynek a karakterizálására.

Időbeli ultrahang adatsorban megjelenő változások dinamikájának kvantitatív jellemzése

Az ultrahang-jelekkel vizsgált fizikai változásokat a széles körben használt, különböző Doppler technikák segítségével szokás kvantifikálni [8, 9]. Azonban ezek a – tipikusan 1 másodpercnél rövidebb időablakban megfigyelhető szöveti mozgásokra tervezett – technikák lassabb, hosszú távú (percekben, órákban vagy akár még hosszabb időben mérhető időablakokban megfigyelhető) változások kvantitatív jellemzésére már nem használhatók. Az ilyen problémák megoldása új alapokon nyugvó technikákat igényel.

Amint azt Abbey és társai leírták [20], egy adott térbeli keretben különböző időpontokban rögzített képek összehasonlításával lehetőség nyílik a jelstatisztikák alapján a képekkel megfigyelt objektum (statikus és dinamikus) összetevőinek szétválasztására. Az össz-dekorrelációs függvényben (mely a képsorozat elemeinek az első képhez való hasonlóságát mutatja az idő függvényében) a statikus szórók konstansként jelennek meg. A dinamikus szórók hozzájárulása az össz-korrelációhoz az idő előrehaladtával exponenciálisan csökkenő görbével jellemezhető. A függvény harmadik komponense az adatgyűjtés-

ből származó zaj, mely időben teljesen korrelálatlannak tekintve az össz-dekorrelációs görbe kezdetén Dirac-delta komponensként jelenik meg. A dekorrelációs függvények fentiekben vázolt komponens-elemzése ígéretes alapot nyújt az ultrahang jelekkel vizsgált hosszú-távú dinamikák számszerű jellemzésének kihívására.

Térbeli ultrahang adatsor felhasználása adat-alapú pozícióbecslést alkalmazó pásztázásban

Az ultrahang-képek dimenzió-növeléséhez elektronikus vagy mechanikus pásztázásra van szükség. Az elektronikus pásztázás gyakran alkalmazott módszer, mivel az ilyen rendszereknél a képeket felépítő adatkeretek térbeli elrendezése egymáshoz képest pontosan ismert, valamint magas képfrissítési frekvenciára képesek. Más oldalról azonban az ilyen pásztázáshoz szükséges többemű transzducerek komplex elektronikát igényelnek és előállítási költségük is magas, különösen a magasabb (~ 20 MHz) frekvenciáknál [11, 21]. A hagyományos mechanikai pásztázás vagy motorikus rendszerrel történik – mely relatíve még mindig összetett, költséges és extra energiafogyasztással is jár, gyengébb megbízhatóság mellett [22] – vagy szabadkézi pásztázással, pozíció-szenzorok alkalmazása mellett – tipikusan a limitált térbeli pontosság, a késleltetett pozíció-követés vagy ultrahang-adatgyűjtés, avagy a pásztázási terület limitációi hátrányaival [23].

A 3D ultrahang technológiában elterjedően van egy olyan alternatív lehetőség, amely kizárólag maguknak az adatoknak a felhasználásával valósítja meg az ultrahang-adatkeretek pozícióbecslését [11]. Ez az alternatív megközelítés az ultrahang-képeken megjelenő térbeli pettyezettség-mintázat (az ultrahangmező és a szórók kölcsönhatásából származó interferencia-kép) információját hasznosítja korrelációs számítások révén. Több

kérdés is megválaszolásra vár azonban ezen a területen. Így például, hogy mennyire általánosak az adat-alapú módszerek a különféle szövetekre, avagy transzducer-típusokra? Meg lehet-e becsülni az adat-alapú pásztázáshoz használandó (a távolság és korreláció egy-egyértelmű kapcsolatát leíró) *kalibrációs görbét* „teljesen kifejlett pettyezettség” (FDS) feltételezése nélkül, illetve túlságosan egyedi körülményekre optimalizált vagy meglehetősen komplikált modellek nélkül [24–27]? A nyitott kérdéseken felül a szerző tudomása szerint eddig kiaknázatlan terület az adat-alapú pásztázás alkalmazása 1D-s adatkeretekkel végzett 2D-s képalkotásra. Továbbá igény kínálkozik a jelenleg használt „offline” módszerekkel [28–31] szemben egy egyszerű, valós idejű adat-alapú pásztakonverziós módszerre.

Az ultrahang képalkotás kihívásai a bőrgyógyászatban

A fejlett országok egyik leggyakoribb daganatos betegsége a bőrrák [32]. A veszélyes bőrrák-típusok korai felismerése a jobb túlélési esélyek szempontjából elengedhetetlen [33]. Az ultrahang képalkotás értékes többletinformációval szolgál a hagyományos dermatoszkóp-képek mellett a bőrléziók típusáról és kiterjedéséről, nem-invazív módon [34]. Az ultrahang-hullámok szöveti behatolási mélysége fordítottan, míg az ultrahang-képek felbontása egyenesen arányos a hanghullámok frekvenciájával [10]. A bőrvizsgálatokhoz viszonylag magas frekvenciás (~ 20 MHz) ultrahang képalkotó eszközökre lenne szükség, melyek széleskörű, hordozható, költséghatékony formában nem érhetőek el a jelenlegi bőrgyógyászati gyakorlatban.

A fenti területek összekapcsolódása

A disszertáció három alapvető kutatási területének közös pontja: jelváltozások. Különböző közegekbe helyezett transz-

dúccerrel kapott transzdúccer-közeg rendszereken mért elektromos impedancia-jelek változásai a transzdúccer-karakterizációban kerültek felhasználásra. Időbeli szóró-dinamika kvantitatív feltérképezéséhez ultrahang-képsorozat adatainak időbeli változásai lettek felhasználva korrelációs számítások és görbeillesztés útján. Térbeli változások ultrahang-jeleken mérhető hatásának kiaknázásával ugyancsak korrelációs számítások útján végzett adat-alapú pásztázási módszer kutatása és fejlesztése valósult meg.

Az itt bemutatott kutatási eredmények számos felhasználási lehetőségre nyitnak ablakot. A térbeli korreláción alapuló pásztázási módszer egy konkrét alkalmazása e munka keretein belül gyakorlati megvalósításra is került egy hordozható és költséghatékony bőrrultrahang-eszköz megalkotásában, mely eszköz megoldást kínál a bőrrák szűrésének és kezelés-tervezésének kihívásaira (ld. 3. fejezet).

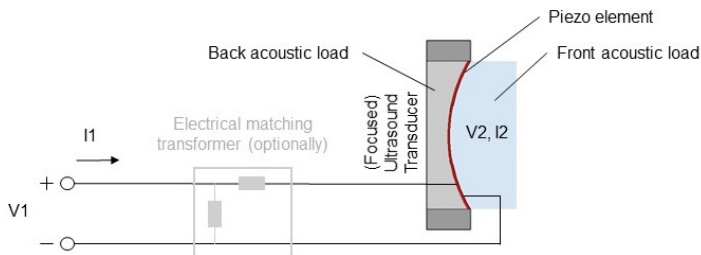
2 Az új tudományos eredmények összefoglalása

I. tézis: *Megmutattam, hogy ultrahang transzdúcerek egy általános kétportos hálózati modelljét alkalmazva, a transzdúcercert 3 különböző akusztikus közegbe helyezve mért elektromos impedancia-adatok felhasználásával becslés adható a transzdúcercer által leadott akusztikus teljesítményre. Hidrofonos akusztikus referencia-mérésekkel összehasonlítva az impedancia-mérésen alapuló módszer segítségével a leadott akusztikus teljesítmény konzisztens felső becslését kaptam (34%-on belül), HIFU (magas intenzitású fókuszált ultrahang) transzdúcerek esetén, mely eredmény megmutatta, hogy a módszer lehetőséget ad a gyakorlatban az ultrahang transzdúcerek biztonságosságának megállapítására.*

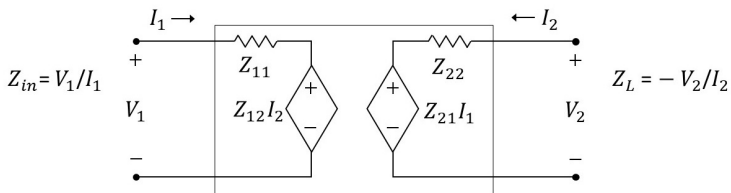
A szerző publikációja a témában: [1].

Egy piezoelektromos ultrahang transzdúcer alapvető komponenseit a 2.1. ábra mutatja. A transzdúcer modellezéséhez egy viszonylag egyszerű ekvivalens áramköri modellt használtunk (2.2. ábra). Ebben a modellben a – „KLM modellben” az „átviteli vonal” egyik részeként szereplő [16, 17] – „háttoldali” („back load”) közeget, mint transzdúcer-komponenst a mindössze 2 porttal rendelkező „fekete doboz” részeként kezeljük. Így az egyik port az elektromos feszültséget (V_1), a másik pedig a transzdúcer aktív eleme elé helyezett akusztikus közeget („front load”) reprezentálja – ekvivalens elektromos feszültséggel (V_2). A transzdúcercert 3 különböző akusztikus közegbe helyezve és az egyes közegekben külön-külön impedancia-méréseket végezve megbecsülhetők a kétportos hálózati modell belső paraméterei,

ezek ismeretében pedig becslést adhatunk a transzdúcer által leadott akusztikus teljesítmény értékére (és ez alapján a transzdúcer elektromos energiafogyasztására is).



2.1. ábra: Egyelemű transzdúcer rendszer vázlatos felépítése (mely tartalmazza az elektromos csatlakozásokat, a hátoldali és a transzdúcer elé helyezett akusztikus közegeket, valamint az elektromos illesztési áramkört, az áramköri hálózat további lehetséges részeként). V_1 és I_1 a transzdúcer elektromos portján megjelenő feszültség és áramerősség, míg V_2 és I_2 a transzdúcer előtt elhelyezkedő közegben megjelenő akusztikus nyomást és részecskesebességet reprezentálja, melyek az ekvivalens áramköri modellben feszültség- és áramerősség-értékek formájában jelennek meg.



2.2. ábra: A kétportos hálózati modell felépítése, Z_{11} , Z_{12} , Z_{21} , Z_{22} impedancia-paraméterekkel. Z_L a 2. porton megjelenő akusztikus közeg impedanciája. Z_{in} az 1. porton mért elektromos impedancia.

Egy kétportos hálózatot (2.2. ábra) 4 impedancia-paraméterrel lehet definiálni: $Z_{11}, Z_{12}, Z_{21}, Z_{22}$ [35, 36], valamint a következő állapotegyenletekkel:

$$V_1 = Z_{11}I_1 + Z_{12}I_2, \quad (2.1)$$

$$V_2 = Z_{21}I_1 + Z_{22}I_2, \quad (2.2)$$

ahol V_n, I_n az $n \in 1, 2$ portoknál megjelenő feszültségek, illetve áramerősségek. A 2. portra Z_L akusztikus impedanciájú közeget helyezve az 1. portról mérhető „bemeneti” impedancia $Z_{in} = V_1/I_1$ a következő képlettel számítható [37]:

$$Z_{in} = Z_{11} - \frac{Z_{12}Z_{21}}{Z_{22} + Z_L}. \quad (2.3)$$

A rendszer reciprocitásának feltételezésével ($Z_{12} = Z_{21}$, mely általánosságban igaz a pusztán passzív elemeket tartalmazó áramkörökre és korábban a KLM modellre is igazolva lett [17]), az alábbi egyenletrendszernek létezik egyértelmű megoldása az \mathbf{x} paraméter-vektorra (bármely adott frekvencián), három különböző akusztikus Z_L impedanciájú közeg alkalmazásával mért Z_{in} bemeneti impedanciák ismeretében:

$$[Z_L, -Z_{in}, 1]\mathbf{x} = Z_{in}Z_L, \quad (2.4)$$

$$\mathbf{x} = [Z_{11}, Z_{22}, Z_{11}Z_{22} - Z_{12}Z_{21}]'. \quad (2.5)$$

Az (2.8) és (2.2) egyenletek átrendezésével, valamint $V_2 = -Z_L I_2$ (ld. 2.2. ábra) felhasználásával:

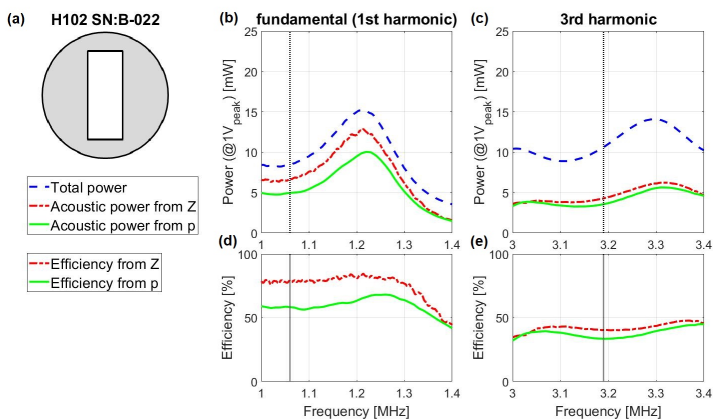
$$V_2 = \left[\frac{Z_{11}}{Z_{21}} \left(1 + \frac{Z_{22}}{Z_L} \right) - \frac{Z_{12}}{Z_L} \right]^{-1} V_1, \quad (2.6)$$

Négyzetes közép (rms) feszültség-értékekkel számolva, az

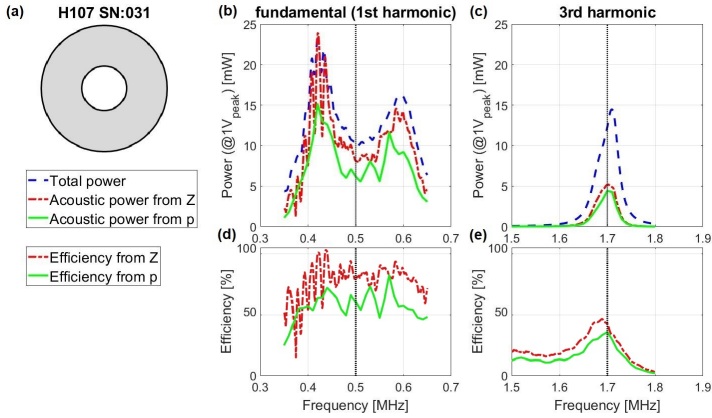
akusztikus közeg felé leadott átlagos teljesítmény:

$$P_a = \frac{|V_2|^2}{Z_L} = V_1^2 \frac{Z_L}{\left| \frac{Z_{11}}{Z_{21}} (Z_L + Z_{22}) - Z_{12} \right|^2}. \quad (2.7)$$

A bemutatott módszert 1.06 és 3.19 MHz, illetve 0.50 és 1.70 MHz középfrekvenciákon magas intenzitású fókuszált ultrahang (HIFU) transzducerekre teszteltem és hidrofonos rendszerrel végzett akusztikus referencia-mérések eredményeivel vetettem össze. Az eredmények a 2.3. és 2.4. ábrákon láthatók. Az impedancia-alapú módszer következetesen felső becslést adott a referencia-mérésekből számított akusztikus teljesítményekre, a fenti frekvenciákon 17.0, 4.5, 21.8, 7.8% felülbecsléssel.



2.3. ábra: Elektromos impedancia („Z”) alapján becsült és akusztikus nyomásmérésekből („p”) származó akusztikus teljesítmény-értékek összevetése (1 V csúcspotenzívű meghajtás mellett) a H-102 (SN: B-022) transzducér esetében. (a): A transzducér felszínének vázlatos rajza. (b,e): Össz- (elektromos és akusztikus) teljesítmény, valamint a becsült és mért akusztikus teljesítmény-értékek. (d,e): Becsült és mért hatásfok. A pontozott függőleges vonalak a transzducérnek a gyártó által definiált alap és harmadik harmonikus rezonancia-frekvenciáit jelzik.



2.4. ábra: Elektromos impedancia alapján becsült és akusztikus mérésekből származó akusztikus teljesítmény-értékek összevetése (1 V csúcfszültséű meghajtás mellett) a H-107 (SN: 031) transzdúcer esetében.

A háromféle közegbe helyezett transzdúcer elektromos impedancia-mérései viszonylag egyszerűen, gyorsan és alapvető laboratóriumi felszerelés segítségével elvégezhetők. A következőket felső becslés eredménye fényében a bemutatott módszer egyszerű, gyors és széles körben alkalmazható lehetőséget nyújt többek között annak megerősítésére, hogy egy adott transzdúcer akusztikus kimenete a megengedhető biztonsági határokon belül mozog-e [13].

II. tézis: *Kidolgoztam egy módszert, mely ultrahang-képsorozat pixel-szintű dekorrelációs elemzésével képes biológiai szövetekben zajló időbeli változások kvantitatív karakterizációjára és térképszerű megjelenítésére, a változások sebességétől függetlenül (a megfigyelendő változások sebességénél magasabb PRF alkalmazása mellett). A módszert sikerrel teszteltem post mortem szöveti változásokon, lassú – 100–5000 másodperces időtávban megfigyelhető – post mortem jelenségek apró ($\sim 800 \mu\text{m}^2$) térrészek szintjén vizsgált dinamikájának számszerűsített feltérképezésével.*

A szerző publikációja a témában: [2].

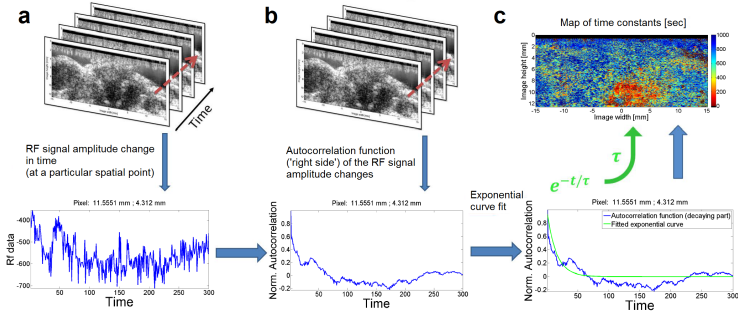
A módszer nyers ultrahang jeleknek az egy adott térbeli ponthoz (az ultrahang képeken pixelhez) kötődő időbeli amplitúdó-változásaira számított dekorrelációs görbe exponenciális időállandójának egyszerű kinyerésén alapul (2.5. ábra). A módszer lépései a következők: Egy adott pixel amplitúdójának változását az időbeli képsorozatban jelként kezeljük. Ennek a jelnek kiszámítjuk az önkorrelációját pozitív időbeli késleltetésekre. Az így kapott (dekorrelációs) görbe kezdeti, csökkenést mutató szakaszára exponenciális görbét illesztünk. A görbe meredekségét jellemző „időállandó” τ paramétert az illesztett görbéből ($f(t)$) a következő összefüggések alapján kapjuk:

$$f(t) = Ae^{-t/\tau}, \quad (2.8)$$

$$\tau = -\frac{f(t)}{f'(t)}. \quad (2.9)$$

A kép-pixelenként kiszámított időállandók (τ) térképe vizuálisan és számszerűsítve mutatja meg az időbeli képsorozatban pixel-szinten észlelt dinamikát.

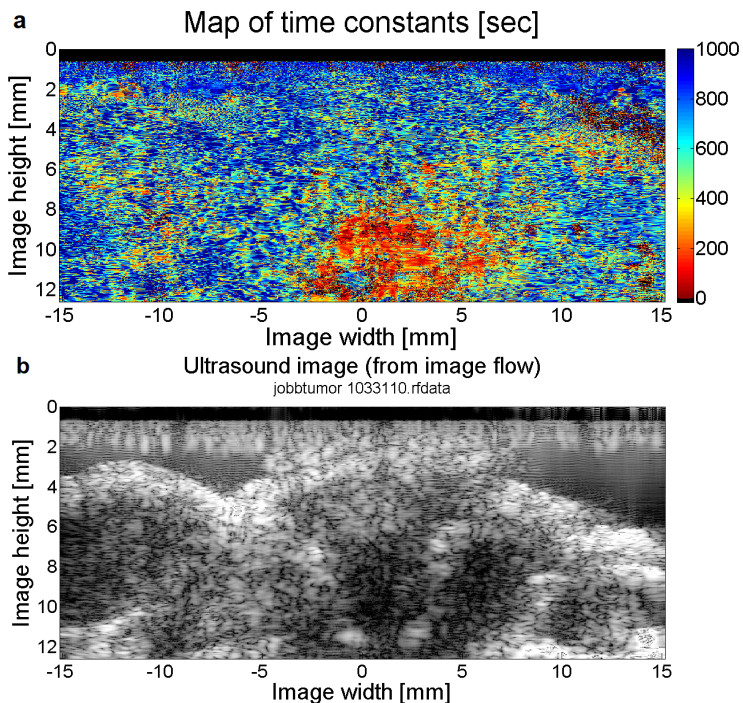
A bemutatott módszert sikerrel alkalmaztam egerek *post*



2.5. ábra: A pixel-szintű jel-dinamikát számszerűsítő időállandók kiszámításának módszere. (a): Az RF (nyers rádiófrekvenciás) adat amplitúdójának időbeli változása egy adott pixelen. (b): Az előbbi jel pozitív időbeli késleltetésekre számított önkorrelációs függvénye (azaz dekorrelációs görbéje). (c): A dekorrelációs görbére illesztett exponenciális függvény meredességét jellemző időállandó-értékek térbeli megjelenítése.

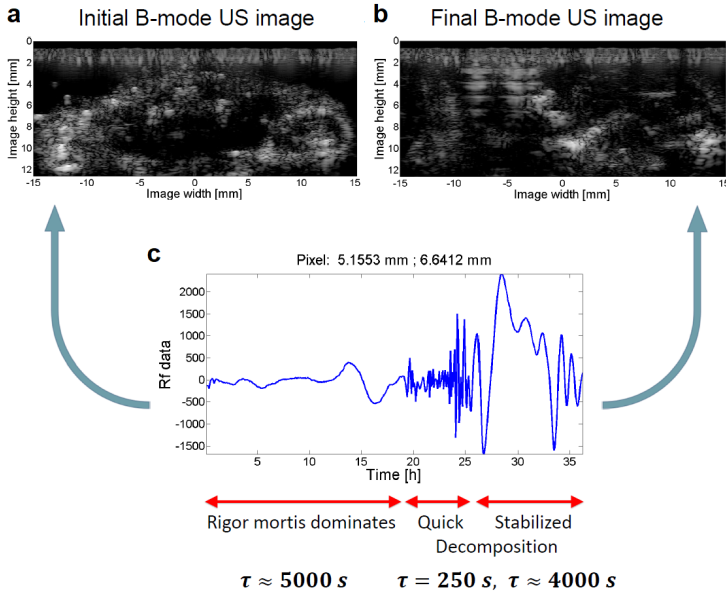
mortem szöveti dinamikáinak vizsgálatában. Ezzel egyrészt hasznosítottam olyan tumoros kísérleti egerekről készült ultrahang-képsorozatokat, melyek egy független kísérlet során az altatás áldozataivá váltak, másrészt olyan adatsorokhoz jutottam, melyek mentesek voltak a viszonylag gyors akaratlagos mozgások okozta műtermékektől. A kvantitatív eredmények szoros összhangban álltak az ultrahang képsorozatokon kvalitatívan megfigyelt dinamikával mind rövid (2.6. ábra), mind pedig hosszútávú változások esetén (2.7. ábra), számszerűen 100–5000 másodperces időállandó-tartományban.

Az időbeli változások dinamikáját számszerűsítő és térképszerűen megjelenítő módszer számos probléma megoldásában hasznos lehet. A módszer kiemelt előnye, hogy független a változások sebességének léptékétől, így az orvosbiológiai ultrahang területén például olyan területeken kínál megoldást, mint a szervezet terápiás válaszainak hosszú távú követése, a kapilláris erek környékén zajló lassú vér-perfúzió kimutatása vagy a külön-



2.6. ábra: Ultrahang képsorozat pixel-szintű dinamika-térképének (a) és a képsorozat egy jellemző képkockájának (b) összevetése. A vizsgált képsorozat egy 53 perc hosszúságú felvétel 10.6 másodperces időbeli felbontással. A dinamika-térképen a melegebb színek alacsonyabb időállandókat jeleznek, melyek gyors dekorrelációs lecsengést jellemeznek. A hűvösebb színek (magasabb időállandókkal) a statikusabb szórók jelenlétét mutatják. A térképen a megjelenítéskor egy 1000 másodperces felső határ lett beállítva az időállandók megjelenítésére az alacsonyabb időállandók finomabb felbontással történő ábrázolása céljából.

féle anyagok (gyógyszerek és vegyszerek) *post mortem* eloszlási folyamatainak vizsgálata. Ipari alkalmazásként különösen érdekes terület lehet anyagfáradás jeleinek kimutatása (ultrahang számára átjárható anyagokban).



2.7. ábra: Hosszútávú szöveti hatások szakaszos elemzése egy 36 óra hosszú, 5 perces időbeli felbontású post mortem ultrahang-képsorozatán. (a): A képsorozat első – időben a halál pillanatához közel készült – képkockája. (b): A képsorozat utolsó eleme (36 órával a halál beálltát követően). (c): Tipikus időbeli amplitúdó-változás egy adott pixelen, mely alapvetően három szakaszra osztható. A szakaszok feltételezhetően a rigor mortisnak, a test elernyedésének és a test bomlásának felelnek meg. Az egyes szakaszokra itt külön-külön került kiszámításra a dinamikájukat jellemző időkonstansok értéke.

III. tézis: *Kidolgoztam egy valós idejű, térbeli adatkorreláción alapuló szabad kézi pásztakonverziós algoritmust, mely fix kalibrációs görbét használ, amelynek robusztussága és egyszerűsített becslési eljárása bizonyítást nyert, valamint, amely görbéből az algoritmus bemeneteként használt „lépésköz” paraméter optimális tartománya az adott képalkotó rendszerre levezethető.*

A szerző publikációi a témában: [3] and [4].

III.a. tézis: *Kidolgoztam egy valós idejű pásztakonverziós eljárást, mely a felvett adatsorok térbeli korrelációját felhasználva egyelemű ultrahang transzducér szabad kézi pásztázásával végzett 2D (kétdimenziós) képalkotást tesz lehetővé.*

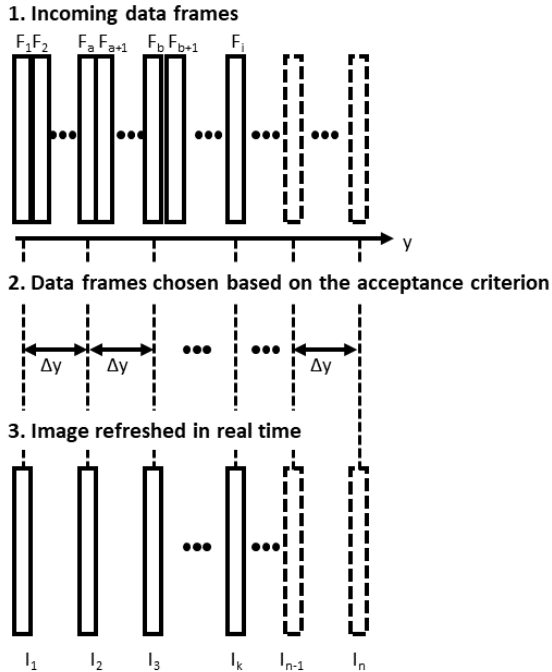
A szerző publikációi a témában: [3] és [4].

A pozíció-szenzorok nélkül végezhető szabadkézi pásztázás számos előnnyel kecsegtet az ultrahang képalkotásban, ezek közé tartozik a költséghatékonyság és a rendszer komplexitásának csökkenése. Az ilyen pásztázással végzett képalkotás ugyanakkor megköveteli a szabadkézi mozgás egyenletlenségeiből eredő térbeli torzítások kiegyenlítését. Ennek megoldásaként egy olyan általános (1D-s vagy 2D-s adatkeretekből építkező), adat-alapú pásztakonverziós módszert valósítottam meg, mely a térbeli távolságok becslését az adatkeretek korreláció-számítás útján mért hasonlósága alapján végzi. Az eljárást megvalósító valós idejű algoritmus egy előre definiált képrácsot használ, a (pásztázással megvalósított) dimenzió-növelés irányában előre definiált egyenletes képrács-távolsággal. Ehhez a távolsághoz egy adott korrelációs érték tartozik, mely az eljáráshoz használt kalibrációs görbével egyértelműen meghatározható. A pásztázás során felvett adatkeretek elfogadásra vagy elutasításra kerülnek. Egy beérkező adatkeret akkor kerül elfogadásra és válik valós időben a képrács részévé, ha az előzőleg befogadott $J \geq 1$ adatkeretekkel számított korrelációja a vártnak megfelel, azaz ha teljesül az alábbi befogadási kritérium (2.8. ábra):

$$\alpha_{i,k} = \sum_{j=1}^J w(j, J) |\rho_{I_{k-j}, F_i} - \rho(j\Delta y)| < \epsilon. \quad (2.10)$$

ρ_{I_{k-j}, F_i} az aktuálisan beérkező F_i és a korábban befogadott I_{k-j} adatkeretekre számított Pearson-féle korrelációs együttható. Δy

az előre meghatározott képrács-távolság. $\rho(j\Delta y)$ a kalibrációs görbe alapján a várt képrács-távolsághoz tartozó korrelációs érték, melyet a befogadás (α) teljesüléséhez ρ_{I_{k-j}, F_i} -nek ϵ hibahatáron belül kell megközelítenie. ($w(j)$ súlyozási együtthatók halmaza, J ablakméret mellett.)



2.8. ábra: A valós idejű pásztakonverziós módszer koncepcióját szemléltető vázlat. A kívánt képrács feltöltése valós időben zajlik, az elfogadási kritérium alapján kiválasztott adatkeretek beemelésével [4].

Az algoritmus, sebességét tekintve, a tesztek során 1000 A-vonalból (1D-s adatkeretből) 345 ± 132 ms alatt volt képes 2D-s képet alkotni, a számításokat MATLAB szoftveren keresztül végezve, Intel Core i5 processzoron, 8 GB RAM mellett. Egy dedikált architektúrán 10-szeres felülmintavételezés és ≥ 667 Hz

ultrahang-pulzálási frekvencia mellett ≥ 20 mm/s pásztázási sebesség várható.

A módszer pozíciószenzor-mentes szabadkézi pásztázásra alkalmasnak bizonyult. Használata különösen indokolt lehet olyan alkalmazásoknál, melyeknél a költséghatékonyság, a hardver-elemek egyszerűsége, a mechanikus mozgási elemek kiküszöbölése vagy az akusztikus csatolás egyszerűsítése jelentős szempont, miközben képdimenzió-növelésre van szükség. Ilyen alkalmazásokra példa a magasfrekvenciás ultrahang képalkotás bőrgyógyászati, vagy ipari gyorsteszt-alkalmazásokban, illetve a dimenzió-növelés rovására 1D-s adatsorokon kiemelten jó minőségű, egyenletes fókuszt adó gyűrű transzdúcerekkel végzett pásztázás [38, 39].

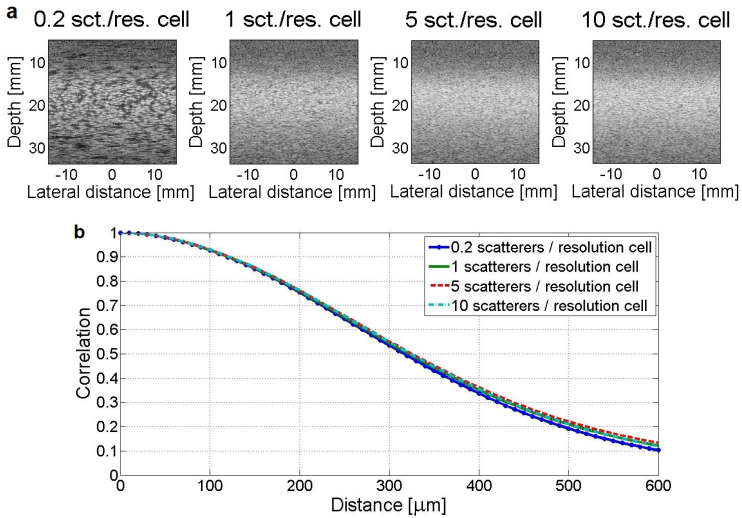
III.b. tézis: *Megmutattam, hogy az adat-alapú pásztázáshoz használt (a térbeli dekorrelációt jellemző) kalibrációs görbe elsősorban a transzdúcer jellemzőinek függvénye (kevésbé függ magától a vizsgált közegtől). Szimulációk alapján a kalibrációs görbét kellően robusztusnak találtam különböző szórósűrűségekre (8.3×10^{-3} átlagos abszolút hibával), valamint különböző jel-zaj arányokra (1.0×10^{-3} átlagos abszolút hibával -5 dB jel-zaj arány mellett). Az eredmények fényében egy adott transzdúcerrel meghatározott kalibrációs görbe a pásztázandó közegek széles spektrumában alkalmazható.*

A szerző publikációja a témában: [3].

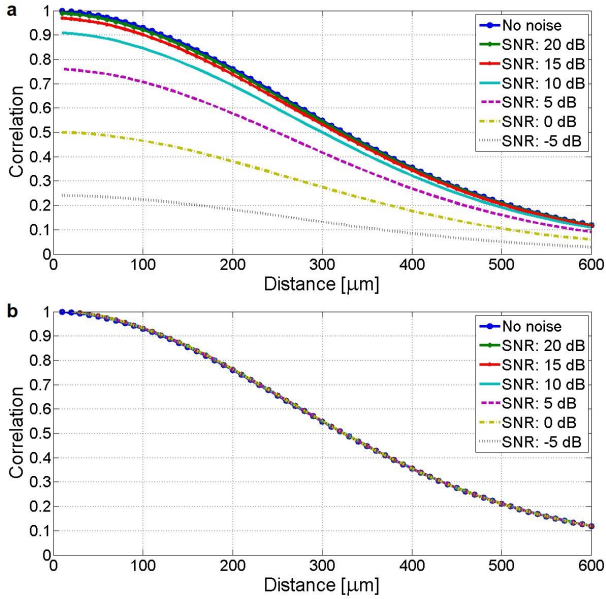
A *III.a tézispontban* bemutatott adat-alapú pásztakonverziós algoritmus a térben párhuzamos vonalak mentén felvett adatkeret-párok távolsága és a Pearson-féle korreláció útján számított „hasonlósága” közötti egyértelmű megfeleltethetőségen alapul. (Ez természetesen olyan távolságok esetén igaz, amelyek a transzdúcer nyálábszélességénél nem nagyobbak.) A szakiro-

dalom szerint az egyértelmű összefüggés ideális esetben a „teljesen kifejtett pettyezettség” (FDS) teljesülésekor áll fenn biztosan [40, 41]. A távolság és a korreláció kapcsolatát a kalibrációs görbe írja le (a korreláció alakulását a távolság függvényben ábrázolva).

A szimulált ultrahang adatok alapján számított kalibrációs görbéket összevettem különböző szórósűrűségek (2.9. ábra), illetve különböző jel-zaj viszonyok (2.10. ábra) esetében. Az ezekre kapott kalibrációs görbéket kellően robusztusnak találtam, mindkét esetben legfeljebb 10^{-3} nagyságrendű átlagos abszolút hibával. Jelentősebb, de még mindig elfogadható különbséget tapasztaltam a szimulált és kísérleti adatokból származta-



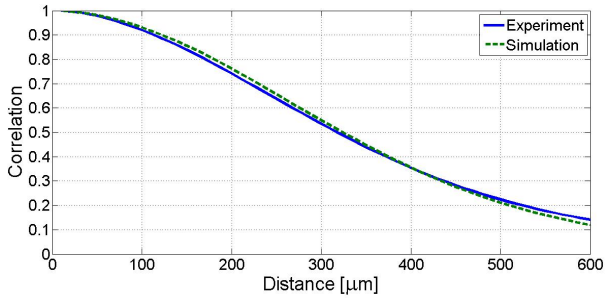
2.9. ábra: 0.2, 1, 5, illetve 10 szóró/felbontási cella sűrűségű homogén fantomok szimulált ultrahang képei (a) és a képek nyers (RF) adataiból számolt kalibrációs görbék (b). A szimulációk egy egyelemű Olympus V-317 ultrahang transzducer laterális irányú, egyenletes, $10\ \mu\text{m}$ lépésközű mozgatásával végzett képalkotását modellezték.



2.10. ábra: Különböző jel-zaj viszonyú (SNR), szimulált ultrahang-adatokból származtatott kalibrációs görbék összevetése. Homogén, 10 szóró/felbontási cella sűrűségű (2.9.a. ábra) fantom szimulált RF ultrahang-adataihoz ugyanazon Gauss-eloszlású random zaj került hozzáadásra 20 dB, 15 dB, 10 dB, 5 dB, 0 dB, illetve -5 dB SNR-nek megfelelő mértékben. (a): A zajmentes, valamint zajos adatok alapján számított kalibrációs görbék (A görbék kezdetén látható hirtelen korreláció-csökkenés a zajszint mértékének mutatója). (b): Normalizált kalibrációs görbék, a korreláció csökkenési tendenciájában tapasztalt hasonlóság vizuális összevetésére.

tott kalibrációs görbék összehasonlításakor: 1.19×10^{-2} átlagos abszolút eltéréssel (2.11. ábra).

A fentiekén felül megmutattam, hogy a robusztusnak mutatkozó, fix kalibrációs görbe használatával egy, az irodalomban szereplő, a kalibrációs görbét adaptívan hangoló módszerhez [27] képest hasonló pásztakonverziós pontosság érhető el (a konverzió hiba-skálájának 92.94%-os, illetve 42.83%-os átlagos



2.11. ábra: Kísérleti (3% agar – 4% grafit fantom Olympus V-317 transzdúcer laterális irányú, egyenletes, 10 μm lépésközű pásztázásával kapott) adatokból származtatott, normalizált kalibrációs görbe összevetése a (10 szóró/felbontási cella sűrűségű fantomon) szimulált adatokból származó görbével.

átfedésével szimulált, illetve kísérleti adatokon), miközben a fix görbe használata 350-szeres gyorsítást eredményezett a pásztakonverzióban, azonos számítási kapacitás mellett (ld. III.d. tézispont).

A tézis állítása megerősíti a bemutatott valós idejű módszer robusztusságát, valamint megkönnyíti a kalibrációs görbe meghatározását (rámutatva, hogy nem feltétlenül szükséges a kalibrációt – legalábbis a szórósűrűség, illetve jel-zaj viszony szempontjából – a lehetséges vizsgálati körülmények széles skáláján külön-külön elvégezni).

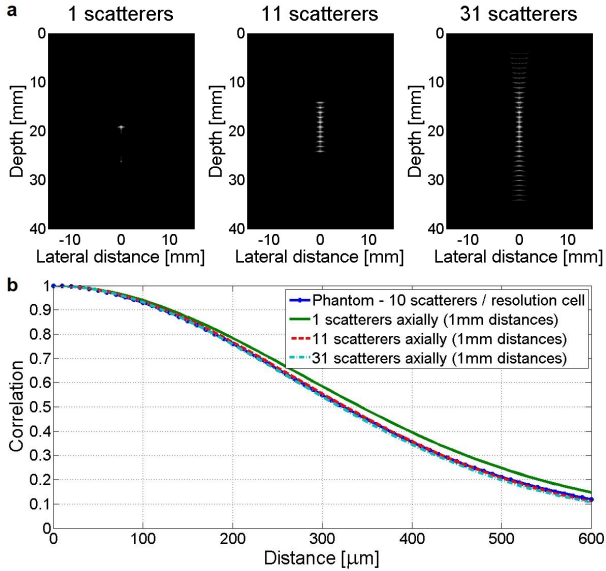
III.c. tézis: *Megmutattam, hogy a kalibrációs görbe becsléséhez komplex fantomok helyett elegendő néhány (egy ~ 8 MHz-es középfrekvenciájú transzducér esetében 31 db egymástól 1 mm távolságra elhelyezett) szórót az ultrahang terjedési iránya mentén a vizsgálandó régiót lefedő mélységekben tartalmazó fantom használata. Ennek értelmében a kalibrációs görbe becsléséhez végzett számítások szimulációk esetén jelentősen gyorsíthatók, valódi fantomok használatában pedig az eredmény szélesíti a lehetőségek tárházát a fantom elkészítéséhez.*

A szerző publikációja a témában: [3].

Különböző páratlan $- 1, 3, 5, \dots, 31$ - számú szórókból álló fantomokat szimuláltam, a szórókat a transzducér fókusza körül axiális (az ultrahang-hullámok terjedési irányával egybeeső) irányban elhelyezve, a szórók között rendre 1 mm távolságot hagyva (az axiális interferenciák elkerülése végett). A legtöbb (31) szórót tartalmazó fantom szóró-sorozata így lefedte a teljes vizsgálandó régiót (2.9.a. ábra). A fantomokról készült ultrahang képeket a *III.b. tézis* tárgyalásában bemutatott képekhez hasonló módon szimuláltam (a szimulált transzducér egyenletes, laterális irányú pásztázásának modellezésével), ld. 2.12.a. ábra.

Az ezen egyszerű szimulált fantomok alkalmazásával kiszámított kalibrációs görbéket összehasonlítottam az FDS (10 szóró/felbontási cella sűrűségű) homogén fantom szimulációjából származtatott görbével (2.9.b. ábra). A görbékre számolt átlagos abszolút eltérések alapján a legjobb egyezést a 31 szóróval a teljes vizsgálandó axiális mélységet lefedő fantom segítségével számított görbével kaptam. E két görbe között az átlagos abszolút eltérés mindössze 6.9×10^{-3} -nak adódott.

Ez az eredmény arra enged következtetni, hogy egyelemű transzducereknél a kalibrációs görbe becslése (az FDS fan-



2.12. ábra: (a): 1, 11, illetve 31 db. axiális irányban, a transzdúcer fókuszja körül (egyenletes, 1 mm szóró-közi távolsággal) elhelyezett szórót tartalmazó fantomokról készült szimulált ultrahang képek. A képalkotó rendszer megegyezett a 2.9.a. ábra elkészítéséhez használttal. (b): Az (a) képek nyers (RF) adataiból származtatott kalibrációs görbék összevetése az FDS (10 szóró/felbontási cella sűrűségű) homogén fantom kép-adataiból származtatott görbével mint referenciával (ld. 2.9. ábra).

tomok használatához képest) jelentősen egyszerűsített eljárás útján is elvégezhető. Az egyszerűsített fantomok használata jelentősen csökkenti a számítási időt szimulációk esetén (31 szóróra számított ultrahang képek szimulációja mindössze ~ 10 másodpercet vett igénybe, miközben az FDS fantomhoz használt 154 740 szóró esetén ugyanez ~ 7.5 óra hosszú volt, Intel Core i5 processzort és 8 GB RAM-ot használó számítógépen) és széles tárházát nyitja meg az alkalmazható fantom-készítési eljárásoknak a kísérleti kalibrációs görbe-bebecslésben (huzal-fantomok és 3D-nyomtatott fantomok is alkalmazhatókká válnak).

III.d. tézis: *Megmutattam, hogy létezik a képrács-lépésköznek egy olyan tartománya, amelyen belül a valós idejű adat-alapú pásztakonverziós algoritmus optimális teljesítményt nyújt, és az optimális lépésköz-tartomány levezethető a kalibrációs görbéből.*

A szerző publikációja a témában: [3].

A *III.a. tézispontban* bemutatott pásztakonverziós algoritmus teljesítményének kvantitatív értékeléséhez kétféle – a pozíció-becslés eredményességére vonatkozó – hibamértéket használtam. A *bias* („eltolódási”) hiba (e_b) az algoritmus eredményeként befogadott adat-keretek valódi (\mathbf{y}_t) és kívánt pozíciói (\mathbf{y}_d) közötti, az utóbbi függvényében növekedő abszolút eltérés lineáris komponensét jellemzi:

$$e_b = \arg \min_e \|\mathbf{y}_t - e\mathbf{y}_d\|_2. \quad (2.11)$$

A *ripple* („fodrozódási”) hiba (e_r) a lineáris eltolódásra (biasra) korrigált pozíció-értékek ingadozását a korrigált pozícióknak a kívánt pozícióktól való eltérésének a négyzetes középértékével fejezi ki:

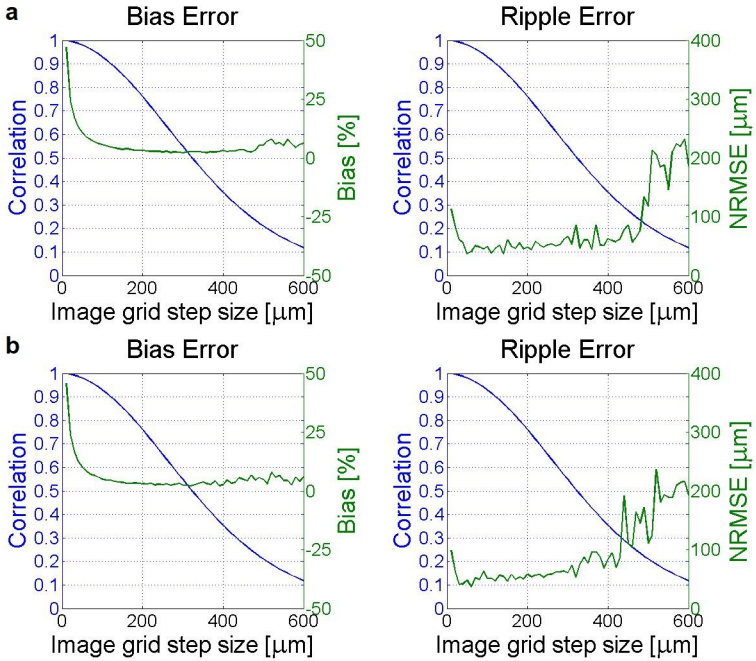
$$e_r = \|\mathbf{y}_t/e_b - \mathbf{y}_d\|_2. \quad (2.12)$$

A valós idejű adat-alapú pásztakonverziós algoritmus kimeneteit a fenti pozícióbecslési hibák fényében elemezve azt találtam, hogy létezik a képrács-lépésköznek – az algoritmus bemeneti értékének – olyan tartománya, melyen mindkét hiba értéke egyszerre minimális. Egy adott transzducerre és kalibrációs görbére tehát meghatározható egy olyan lépésköz-tartomány, amelyen belül a pásztakonverziós algoritmus optimális teljesítményt nyújt. Ez a tartomány a kalibrációs görbe legnagyobb meredekségű szakaszához tartozó távolság-

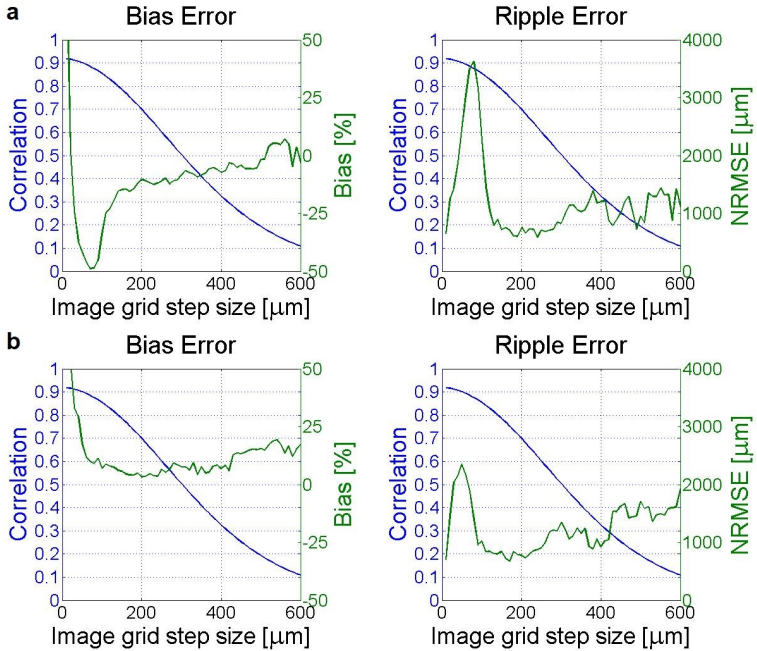
értékeknek felel meg. Minél nagyobb a kalibrációs görbe egy adott lépésközhöz tartozó meredeksége (deriváltjának abszolútértéke), annál alacsonyabb pozíció-becslési hibával alkalmazható az adat-alapú pásztakonverziós algoritmus az adott lépésközzel. A bemutatott szimulációk esetében a *bias* illetve *ripple* hibák nem haladták meg a 3.9% illetve $85.5 \mu\text{m}$ értékeket egy viszonylag széles lépésköz-tartományon: $150\text{--}350 \mu\text{m}$ (2.13.a. ábra). Nagyobb pontatlanság mutatkozott a kísérleti adatokon ($< 15.4\%$ abszolút *bias* és $< 1143.0 \mu\text{m}$ *ripple*), ám ugyanazon a tartományon bizonyult optimálisnak az algoritmus (2.14.a. ábra).

A fix kalibrációs görbét használó valós idejű algoritmus teljesítményét összevetettem egy, az irodalomban fellelhető, a kalibrációs görbét az adatokhoz adaptívan hangoló módszer alkalmazásával kapott eredményekkel [27]. A két módszerrel hasonló pozícióbecslési hibákat tapasztaltam: a szimulációknál a *bias* és *ripple* hibatartományok 92.94%-ban, míg a kísérleteknél 42.83%-ban fedtek át (ez utóbbi érték 62.28%-os *ripple*- és 23.39%-os *bias*-átfedések átlaga). A fix kalibrációs görbe használata enyhén magasabb *bias* és alacsonyabb *ripple* hibákat eredményezett. Mindazonáltal a fix görbét használó módszer legfontosabb előnye a valós idejű megvalósítás: az adaptív görbét használó módszerhez képest 350-szer gyorsabb számítási sebesség (a *III.a. tézispontnál* leírt architektúrán).

A *III.d. tézispont* közvetlen gyakorlati alkalmazása a kalibrációs görbe ismeretében a valós idejű adat-alapú pásztakonverzióhoz használandó képrács-lépésköz értékének levezetése egy adott képalkotó rendszer esetén.



2.13. ábra: Fix (a), illetve adaptív (b) kalibrációs görbe alkalmazásával kapott pozíció-bebecslési hibák (zöld színnel) FDS (10 szóró/felbontási cella) homogén fantomot használó szimulációs adatokon. **Balra:** összeadódó eltolódási (bias) hibák, **jobbra:** fodrozódási (ripple) hibák, a pozíció-bebecsléshez használt lépésköz (befogadott adatkeret távolság) függvényében. A lépésközökhöz tartozó korrelációs értékeket az ugyanazon fantom adataiból származtatott fix kalibrációs görbe mutatja (kék színnel).



2.14. ábra: Fix (a), illetve adaptív (b) kalibrációs görbe alkalmazásával kapott pozíció-becslési hibák (zöld színnel) homogén agar-grafit fantomot használó kísérleti adatokon. **Balra:** összeadóó eltolódási (bias) hibák, **jobbra:** fodrozódási (ripple) hibák, a pozíció-becsléshez használt lépésköz (befogadott adatkeret távolság) függvényében. A lépésközökhöz tartozó korrelációs értékeket a szimulált FDS fantom adataiból származtatott (ld. 2.14. ábra) és a kísérleti adatokban megjelenő zajszintnek megfelelően korrigált fix kalibrációs görbe mutatja (kék színnel).

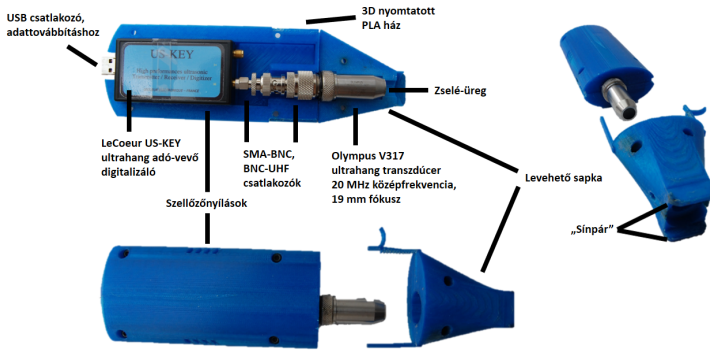
3 Alkalmazások

Költséghatékony, hordozható bőr-ultrahang képalkotó eszköz

A *III. téziscsoportban* bemutatott adat-alapú pásztakonverziós módszer egy konkrét, ipari irányba mutató alkalmazása bőrvizsgálatokra tervezett, költséghatékony, hordozható ultrahangkészülék megalkotásában valósult meg [5]. A bőr mélységi struktúráinak képalkotásával (a hagyományos dermatoszkópos vizsgálatok kiegészítéseképp) kulcsfontosságú többletinformáció nyerhető különféle gyakori és súlyos bőrbetegségek (például bőrrák) diagnosztizálásához és kezelés-tervezéséhez [34, 42]. A bőr ultrahang-vizsgálatának alkalmazása azonban a jelenlegi bőrgyógyászati gyakorlatban még nem terjedt el széles körben, részben a bőrvizsgálathoz szükséges, meglehetősen magas frekvenciára (~ 20 MHz) képes többelemű transzdúcerek magas költsége miatt [21]. A probléma kiküszöbölésére a fejlesztett eszközzel a 2D bőrultrahang-képalkotást egy-elemes magasfrekvenciás transzdúcer adat-alapú pásztázásával valósítottam meg.

Az eszköz felépítéséhez kereskedelmi forgalomban elérhető alkotóelemeket (transzdúcerként Olympus V317 egyelemű, fókuszált ultrahang transzdúcet) használtunk, melyek a PPKE ITK ultrahang laboratóriumának saját fejlesztésű műanyag házában kaptak helyet (3.1. ábra). Az eszköz háza úgy lett kialakítva, hogy a szabadkézi szkennelést a bőr felsértése nélkül és minimális zseléhasználat mellett lehessen kivitelezni.

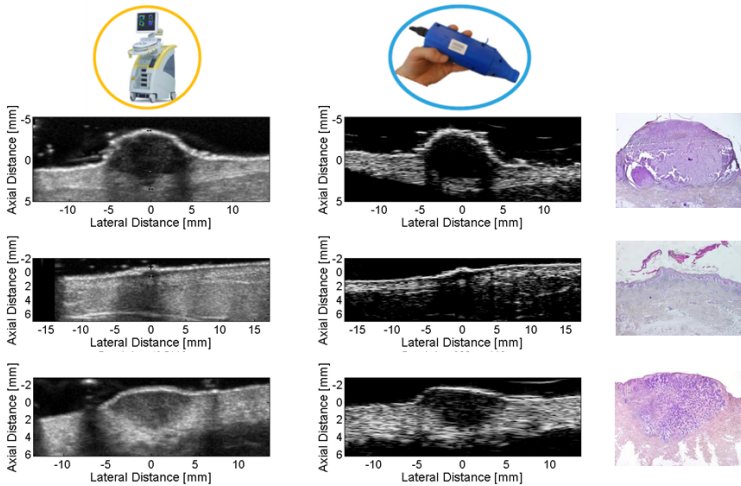
A bőrultrahang-eszköz prototípusa az új (valós idejű adat-alapú pásztakonverziós) képalkotási eljárással együtt klinikai



3.1. ábra: A hordozható, költséghatékony bőruntervizsgáló eszköz prototípusának alkotóelemei.

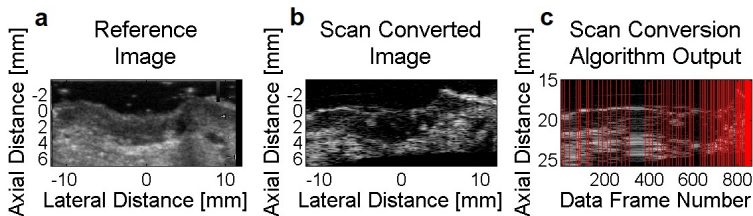
kísérlet során került validálásra (OGYÉI/16798/2017 etikai engedély-szám alatt). 184 bőrelváltozást (bőrléziót) vizsgáltunk meg a Semmelweis Egyetem Bőr-, Nemikórtani és Bőronkológiai Klinikáján. A hordozható eszköz prototípusával készített ultrahang felvételeket referenciaként használt Hitachi Preirus eszköz EUP-L75 lineáris többelemű transzducerrel ugyanazon bőrelváltozásokról készült képeivel, valamint az elváltozások szövettani képével vettem össze (3.2. ábra).

A valós idejű, adat-alapú pásztakonverziós algoritmus teljesítménye elfogadhatónak bizonyult az emberi bőr szövetének *in vivo* vizsgálatára (3.3. ábra). Kvalitatív elemzések alapján az algoritmus alkalmazásával készített képek tartalmazták a (bőrrel és bőrelváltozásokkal kapcsolatos) klinikailag releváns információkat, szignifikáns térbeli torzítás nélkül megjelenítve azokat. Kvantitatív elemzést a képeken látható léziók laterális és axiális irányú kiterjedésének összevetésével végeztem. 0.7–5.5 mm vastagságú (axiális irány) és 3.1–14.6 mm szélességű (laterális irány) léziókra az új pásztakonverziós algoritmussal



3.2. ábra: Különböző bőrléziók – melanóma (*fent*), seborrhoeás keratosis (*középen*) és bazalióma (*lent*) – referenciaként használt, kereskedelmi forgalomban kapható ultrahang eszközzel (Hitachi Preirus, EUP-L75 transzdúcserrel) (*balra*), a hordozható bőrultrahang-eszköz prototípusával (*középen*) készített, valamint a szövettani vizsgálat eredményeként kapott (*jobbra*) képeinek összevetése.

kapott képeken mért értékek a referencia-képeken mértékhöz képest $10.8 \pm 8.6\%$ eltérést mutattak (a pásztakonverzió irányának megfelelő) szélességben $8.6 \pm 6.7\%$ vastagság-beli eltérés mellett (ez utóbbi érték magának a mérésnek a pontatlanságát jelzi).



3.3. ábra: Emberi talpon található melanoma műtéti heg in vivo ultrahang képei. (a) Lineáris többelemű transzdúcort használó referencia-eszkővel készített ultrahang kép. (b) A hordozható bőrultrahang-eszkővel és az új pásztakonverziós algoritmus alkalmazásával készített ultrahang kép. (c) A pásztakonverzióhoz használt képadat-keretek (az egyelemű transzdúcorttal felvett A-vonalak). A piros vonalak a pásztakonverzió során a (b) képrácsba kiválasztott adatkereteket jelölik (0.5 korrelációs együtthatónak megfelelő 305 μm laterális képfelbontás – képrács-távolság paraméter – mellett).

Egyéb alkalmazási területek

Az I. tézispontban bemutatott egyszerű akusztikus teljesítménybecslő módszer viszonylag gyorsan (~ 15 percen belül) és költséghatékonyan elvégezhető, kizárólag szokványos laboratóriumi eszközök és könnyen elérhető anyagok (levegő, víz, glicerin) felhasználásával. Ily módon a módszer már a fejlesztési folyamat során lehetőséget ad egyedi fejlesztésű transzdúcerek gyors tesztelésére, a teljes karakterizációs tesztelés elvégzése nélkül. Továbbá, a gyártás során a véletlenszerű minta-kiválasztás helyett a gyorsteszttel akár minden egyes termék tesztelhető. Végül, a klinikai felhasználók időről időre letesztelhetik egy-egy transzdúcer teljesítményét és biztonságosságát, anélkül, hogy drága felszerelésekhez kellene hozzáférést igényelniük (ez hasznos alkalmazás lehet például a fentiekben bemutatott bőrultrahang képalkotó eszköz használatához kapcsolódóan is).

A képsorozatokon megjelenő dinamikus változások kvantitatív jellemzése és feltérképezése (II. tézispont) számos alkal-

mazási területre nyit lehetőséget, elsősorban olyanokra, melyekben pixel-szintű változás követésre van szükség, beleértve olyan alkalmazásokat is, melyeknél a változások meglehetősen hosszú idő alatt (a hagyományos Doppler módszerekkel már nem kimutatható sebességgel) mennek végbe. Az orvosbiológiai ultrahang területén ilyen alkalmazási lehetőségek a már említett hosszú távú terápiás válasz-követés, lassú vér-perfúzió követése a kapilláris erek környékén, avagy a különféle gyógyszerek és vegyszerek *post mortem* eloszlási folyamatainak vizsgálata, miközben ipari alkalmazásra példaként anyagfáradás mérése jöhet szóba.

A *III. téziscsoportban* tárgyalt valós idejű adat-alapú pásztakonverziós eljárás egy különösen hasznos alkalmazása lenne a többemű gyűrű-transzducerekkel történő pásztázásban való alkalmazás [38, 39]. A *III.b-d tézispontok* eredményei az adat-alapú pásztázáshoz meghatározandó, kellően robusztus kalibrációs görbe, illetve pásztakonverziós paraméter egyszerűsített becslésében alkalmazhatók.

Köszönetnyilvánítás

Annak ellenére, hogy fiatal korom óta különleges érdeklődést mutattam a delfinek és a zene iránt, sohasem gondoltam arra, hogy az ultrahang területén végezzek kutatómunkát – legalábbis, mielőtt Dr. Gyöngy Miklóssal megismerkedtem. Kezdetől igen meggyőző volt a lelkesedése, és rengeteg dolgot volt lehetőségem megtanulni tőle. Mindig is csodáltam a következetességét, megbízhatóságát, hatékony és reális munkatervezését, természetesen asszertív kommunikációját, megértő és alázatos hozzáállását. Sokat tanultam mellette a mérnöki gondolkodás, a kutatói hozzáállás, a kutatási eredmények ipari, gyakorlati alkalmazása és a tudományos publikálás területén is. Hálás vagyok neki, amiért jó példát mutatva vezetett azon az úton, melynek egyik gyümölcse ennek a munkának a megvalósulása.

Hálás vagyok mindazoknak, akiknek együttműködése nélkül ez a munka nem készülhetett volna el. Kiemelt köszönetet mondok Dr. Szalai Klárának, a Semmelweis Egyetem Bőr-, Nemikórtani és Bőronkológiai Klinika radiológus főorvosának. Hálás vagyok továbbá Prof. Dr. Roska Tamásnak, Prof. Dr. Kárpáti Saroltának és Prof. Dr. Sárdy Miklósnak a bőrklinikával való gyümölcsöző együttműködésért. Kiemelt köszönetet mondok Dr. Michael Gray-nek, az Oxfordi Egyetem BUBBL laboratóriumában (Institute of Biomedical Engineering, Department of Engineering, University of Oxford) dolgozó, kiváló mérnöknek. Az ő együttműködése (az *I. tézispont* létrejöttéhez vezető kutatásban) kiemelten példaértékű volt. Köszönetet mondok Prof. Dr. Constantin-C. Coussios-nak („témavezető-nagyapámnak”), Dr. Balogh Lajosnak, Dr. Kuroli Enikőnek, Mátrahegyi Ritának, Dr. Jeffrey Ketterling-nek, Dan Gross-nak, Dr. Füzesi Krisztián-

nak, Bajnok Balázsnak és Kiss Máténak az együttműködésükért, illetve a dolgozatban bemutatott eredményekhez hozzájáruló munkájukért.

Hálás vagyok minden tanáromnak, akik a Budai Ciszterci Szent Imre Gimnáziumban és a PPKE ITK-n folytatott tanulmányaim során a vezérsillagaim voltak. Kiemelt hálás köszönetet mondok Prof. Dr. Csurgay Árpád Istvánnak. Hálás köszönetet mondok a doktori iskola vezetőségének és adminisztratív munkatársainak, kiemelten Prof. Dr. Szolgay Péternek, Dr. Iván Kristófnak, Vida Tivadarnének és Adorján Líviának.

Köszönöm Hatvani Janka, Dr. Füzesi Krisztián, Makra Ákos, Marosán Péter, Csabai Domonkos és Simon Ádám labortársaimnak a közös munkát, ösztönzést és segítőkészséget, amit az évek során nyújtottak.

Köszönetet mondok doktorandusz-társaimnak, kiemelt hálával Meszéna Domokosnak, Kovács Bertalannak, Dr. Földi Sándornak és Hartdégén Mártonnak, a legjobb barátaimnak, akikkel közösen jártuk ezt az izgalmas utat, emlékezetes beszélgetésekkel, kölcsönös ösztönzéssel és bátorítással.

Rendkívül hálás vagyok a családomnak, különösen kedves feleségemnek, Csány Máriának, gondoskodó szüleimnek, Csány László Miklósnak és Csányiné Dr. Ragyiánó Ritának és testvéreimnek. Mindenekfelett hálát adok a Teremtőnek, aki izgalmas összefüggéseket rejtett el a természetben és *lelkessedést* ad nekünk, hogy kutassuk, felfedezzük és új eszközök feltalálásával kamatoztassuk azokat.

A kutatás a következő pályázati és ösztöndíj-források segítségével valósult meg: KAP14–17 (PPKE), Bolyai János Kutatási Ösztöndíj (MTA), PD 121105 (NKFIH), EFOP-3.6.2-16-2017-00013, 3.6.3-VEKOP-16-2017-00002 és GINOP-2.1.7-15-2016-02201.

Köszönetet mondok az *Elsevier* kiadó *Ultrasonics* folyóiratá-

nak az „R. W. B. Stephens Prize” díjért, mellyel a 2017-es International Congress on Ultrasonics (ICU2017) konferencián tartott előadásomat jutalmazták, a Magyar Dermatológiai Társulatnak az „MDT 2017. évi Nagygyűlés legjobb poszteréért” adott díjért, valamint a PPKE-nek a 2015-ös „PhD kiválósági ösztöndíjért”.

Hivatkozások

A szerző publikációi

- [1] **G. Csány**, M. D. Gray, and M. Gyöngy, “Estimation of acoustic power output from electrical impedance measurements,” in *Acoustics*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, vol. 2, no. 1, pp. 37–50, feb 2020.
<https://doi.org/10.3390/acoustics2010004>
- [2] **G. Csány**, L. Balogh, and M. Gyöngy, “Investigation of post-mortem tissue effects using long-time decorrelation ultrasound,” *Physics Procedia*, vol. 70, pp. 1195–1199, aug 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.phpro.2015.08.257>
- [3] **G. Csány**, K. Szalai, and M. Gyöngy, “A real-time data-based scan conversion method for single element ultrasound transducers,” *Ultrasonics*, vol. 93, pp. 26–36, oct 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.ultras.2018.10.006>
- [4] M. Gyöngy and **G. Csány**, “Method for generating ultrasound image and computer readable medium,” Patent, Dec. 29, 2016, WO Patent Application 2016/207 673.
- [5] **G. Csány**, K. Szalai, K. Füzesi, and M. Gyöngy, “A low-cost portable ultrasound system for skin diagnosis,” in *Proceedings of Meetings on Acoustics 6ICU*, vol. 32, no. 1, p. 020002. Acoustical Society of America, mar 2017.
<https://doi.org/10.1121/2.0000701>

További hivatkozások

- [6] C. R. Hill, J. C. Bamber, and G. R. ter Haar, “Physical principles of medical ultrasonics,” 2004.
- [7] K. K. Shung and G. A. Thieme, *Ultrasonic scattering in biological tissues*. CRC Press, 1992.
- [8] P. N. Burns, “Introduction to the physical principles of ultrasound imaging and doppler,” *Fundamentals in Medical Biophysics*, 2005.
- [9] T. L. Szabo, *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. Academic Press, 2004.
- [10] R. S. Cobbold, *Foundations of biomedical ultrasound*. Oxford University Press, 2006.
- [11] A. Fenster, D. B. Downey, and H. N. Cardinal, “Three-dimensional ultrasound imaging,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 46, no. 5, p. R67, 2001.
- [12] R. C. Preston, *Output measurements for medical ultrasound*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [13] A. Shaw and K. Martin, “The acoustic output of diagnostic ultrasound scanners,” *The safe use of ultrasound in medical diagnosis. 3rd ed. London: The British Institute of Radiology*, pp. 18–45, 2012.
- [14] T. F. Johansen and T. Rommetveit, “Characterization of ultrasound transducers,” in *Proc. of the 33rd Scandinavian Symposium on Physical Acoustics*, 2010.
- [15] J. L. San Emeterio and A. Ramos, “Models for piezoelectric transducers used in broadband ultrasonic applications,” in *Piezoelectric Transducers and Applications*. Springer, pp. 97–116, 2009.

- [16] R. Krimholtz, D. A. Leedom, and G. L. Matthaei, “New equivalent circuits for elementary piezoelectric transducers,” *Electronics Letters*, vol. 6, no. 13, pp. 398–399, 1970.
- [17] S. Van Kervel and J. Thijssen, “A calculation scheme for the optimum design of ultrasonic transducers,” *Ultrasonics*, vol. 21, no. 3, pp. 134–140, 1983.
- [18] V. G. M. Annamdas and C. K. Soh, “Application of electromechanical impedance technique for engineering structures: review and future issues,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 21, no. 1, pp. 41–59, 2010.
- [19] E. B. Ndiaye, H. Dufflo, P. Maréchal, and P. Pareige, “Thermal aging characterization of composite plates and honeycomb sandwiches by electromechanical measurement,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 142, no. 6, pp. 3691–3702, 2017.
- [20] C. K. Abbey, M. Kim, and M. F. Insana, “Perfusion signal processing for optimal detection performance,” in *Ultrasonics Symposium (IUS), 2014 IEEE International*. IEEE, pp. 2253–2256, 2014.
- [21] C. Liu, F. T. Djuth, Q. Zhou, and K. K. Shung, “Micromachining techniques in developing high-frequency piezoelectric composite ultrasonic array transducers,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 60, no. 12, pp. 2615–2625, 2013.
- [22] A. J. Medlin and A. J. P. Niemiec, “Scan line display apparatus and method,” Apr. 28 2011, uS Patent App. 12/674,007.
- [23] M. A. Bahramabadi, “Sensorless out-of-plane displacement estimation for freehand 3D ultrasound applications,” Master’s thesis, Carleton University Ottawa, 2014.
- [24] N. Afsham, M. Najafi, P. Abolmaesumi, and R. Rohling, “A generalized correlation-based model for out-of-plane motion estimation in freehand ultrasound,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 33, no. 1, pp. 186–199, 2014.

- [25] F. Dong, D. Zhang, Y. Yang, Y. Yang, and Q. Qin, “Distance estimation in ultrasound images using specific decorrelation curves,” *Wuhan University Journal of Natural Sciences*, vol. 18, no. 6, pp. 517–522, 2013.
- [26] C. Laporte and T. Arbel, “Measurement selection in untracked freehand 3D ultrasound,” in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer, pp. 127–134, 2010.
- [27] A. H. Gee, R. J. Housden, P. Hassenpflug, G. M. Treece, and R. W. Prager, “Sensorless freehand 3D ultrasound in real tissue: speckle decorrelation without fully developed speckle,” *Medical Image Analysis*, vol. 10, no. 2, pp. 137–149, 2006.
- [28] M. Li, “System and method for 3-D medical imaging using 2-D scan data,” Patent, Dec. 10, 1996, US patent 5,582,173.
- [29] N. C. Kim, H. J. So, S. H. Kim, and J. H. Lee, “Three-dimensional ultrasound imaging method and apparatus using lateral distance correlation function,” Patent, Jan. 24, 2006, US patent 6,988,991.
- [30] L. Y. Mo, W. T. Hatfield, and S. C. Miller, “Method and apparatus for tracking scan plane motion in free-hand three-dimensional ultrasound scanning using adaptive speckle correlation,” Patent, Jan. 11, 2000, US patent 6,012,458.
- [31] C. Laporte, *Statistical methods for out-of-plane ultrasound transducer motion estimation*. McGill University, 2009.
- [32] G. P. Guy Jr, C. C. Thomas, T. Thompson, M. Watson, G. M. Massetti, and L. C. Richardson, “Vital signs: melanoma incidence and mortality trends and projections — United States, 1982–2030,” *MMWR. Morbidity and mortality weekly report*, vol. 64, no. 21, p. 591, 2015.
- [33] American Cancer Society, “Key statistics for melanoma skin cancer,” <https://www.cancer.org/cancer/melanoma-skin-cancer/about/key-statistics.html>, Accessed: 2017 Dec.

- [34] D. S. Rigel, J. Russak, and R. Friedman, “The evolution of melanoma diagnosis: 25 years beyond the ABCDs,” *CA: a cancer journal for clinicians*, vol. 60, no. 5, pp. 301–316, 2010.
- [35] W. H. Hayt, J. E. Kemmerly, and S. M. Durbin, *Engineering circuit analysis*. McGraw-Hill New York, 2002.
- [36] A. S. Sedra and K. C. Smith, *Microelectronic circuits*. New York: Oxford University Press, 1998.
- [37] W. Y. Yang and S. C. Lee, *Circuit Systems with MATLAB and PSpice*. John Wiley Sons, 2008.
- [38] K. A. Snook, C.-H. Hu, T. R. Shrout, and K. K. Shung, “High-frequency ultrasound annular-array imaging. Part I: Array design and fabrication,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 53, no. 2, pp. 300–308, 2006.
- [39] J. Hatvani, “Use of annular arrays in ultrasound imaging,” Master’s thesis, Pázmány Péter Catholic University, Faculty of Information Technology and Bionics, Budapest, Hungary, 2016.
- [40] J. M. Thijssen, “Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization,” *Pattern Recognition Letters*, vol. 24, no. 4-5, pp. 659–675, 2003.
- [41] P. Hassenpflug, R. W. Prager, G. M. Treece, and A. H. Gee, “Speckle classification for sensorless freehand 3-d ultrasound,” *Ultrasound in Medicine Biology*, vol. 31, no. 11, pp. 1499–1508, 2005.
- [42] E. Christensen, P. Mjølnes, O. A. Foss, O. M. Rørdam, and E. Skogvoll, “Pre-treatment evaluation of basal cell carcinoma for photodynamic therapy: comparative measurement of tumour thickness in punch biopsy and excision specimens,” *Acta Dermato-Venereologica*, vol. 91, no. 6, pp. 651–655, 2011.