

# ULTRAHANG KÉPEK MODELLEZÉSE ÉS FELBONTÁSJAVÍTÁSA



Makra Ákos

*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, 2020



# Bevezető

A diagnosztikai ultrahangot már 60 éve használják, amely manapság az egyik legnépszerűbb orvosi képalkotó módszerré nőtte ki magát. A diagnosztikai ultrahang képalkotás általában a 3–20 MHz közötti frekvenciákat használja ki. A magasabb frekvenciák alkalmazása korlátozza a behatolás mélységét, ugyanakkor javítja a felbontást.

Napjainkban az ultrahangot (UH) aktívan hasznosítják nem csupán orvosdiagnosztikai célokra [1–3], hanem magas intenzitású fókusznyaláb-műtétekben a szövetek pontos és szelektív károsodásának előidézéséhez [4–6], biometrikus azonosításhoz [7], roncsolásmentes teszteléshez [8–18], valamint számos alkalmazása van többek között az élelmiszeriparban [19–22]. Széles alkalmazási köre számos előnyéből fakad, mint például a költséghatékonyság, a hordozhatóság, vagy a röntgenre, CT-re, PET-re jellemző káros ionizáló sugárzás hiánya. Ugyanakkor az UH képek értelmezése továbbra is meglehetősen szubjektív feladat a számos kvantitatív vizsgálat ellenére [23–32].

A szövetek mikroszkópikus felépítése és a kapott UH kép közötti kapcsolat jelenleg nem teljesen tisztázott, ami tovább motiválja a képalkotó modellek fejlesztésének és validálásának fontosságát.

# Az ultrahang képfelbontás javításának kihívásai

Bármely képkalkotó modalitásnak van egy elméleti határa az elérhető felbontásra. A szuperrezolúciós (SR) algoritmusok célja ennek a határnak az átlépése, ezáltal jobb minőségű képet biztosítva ugyanazon eszközzel.

Mindig is nagy igény volt a jobbnál jobb felbontású kép előállítására, akár jobb fizikai elrendezés létrehozásával, akár utófeldolgozási technikák alkalmazásával, függetlenül attól, hogy biztonsági kamerákról [33–35], műholdakról [36–41], professzionális fényképészetről [33, 42–44] vagy akár a HUBBLE űrteleszkópról [45–48] beszélünk. Ugyanezek a szabályok érvényesek orvosi célokra is: minél jobb a kép felbontása, annál pontosabb diagnózis érhető el.

Ami a képfelbontás növelésére szolgáló szoftver alapú módszereket illeti, az algoritmus lehet nem egész pixellel eltolt képkockák rögzítése és közvetlenül utána egymáshoz illesztése, vagy utófeldolgozási lépés, ahol akár egy képkocka is elegendő lehet. Az SR technikák használata lehetővé teszi egy részletesebb kép alacsonyabb költségek mellett történő előállítását, összehasonlítva az ugyanolyan minőséget biztosító új hardver építésének költséges és időigényes folyamatával.

Mindazonáltal, más képkalkotó módszerekhez hasonlóan (pl. MR, CT vagy fénymikroszkópia) a felbontás nagymértékben függ a hullámhossztól (a magasabb frekvencia, s ezáltal a rövidebb hullámhossz jobb felbontást eredmé-

nyez), amely a hang esetében sokkal rosszabb mint a fény vagy röntgen esetén. A transzdúcer és annak frekvenciája szintén meghatározzák a behatolási mélységet (minél nagyobb a frekvencia, annál kisebb az említett mélység). A közeg mélyebb rétegeinek vizsgálatához alacsonyabb frekvenciákat kell használni, amelyek azonban csökkentik a felbontást.

Figyelembe véve az UH képalkotás előnyeit hasznos lenne, ha a képfelbontást és a jel-zaj viszonyt utófeldolgozási módszerekkel javítani lehetne. A doktori munkám célja a tudományos ismeretek bővítése a következő témákban: egy kísérleti módszer leírása az eltolás-invariáns konvolúció alapú UH képalkotási modell pontosságának felmérésére, valamint az ultrahang képek felbontásának javítása.

# Új tudományos eredmények

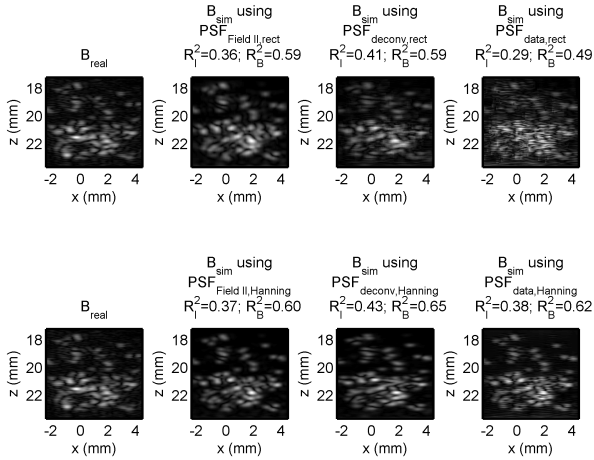
**Tézis I:** *Kísérleti módszert dolgoztam ki egy konvolúció-alapú, eltolás-invariáns ultrahang képalkotási modell pontosságának felmérésére. Az eljárás mikrométer mérettartományú szórók síkbeli elrendezésére épül, egy lineáris transzducser képalkotó síkjában. A képek hasonlóságának becslésére a determinációs együtthatót ( $R^2$ ) használtam, így a szimulált és a valós képek közötti megegyezés  $R^2 = 0,43$  volt az RF kép esetében és  $R^2 = 0,65$  az RF kép burkolóját tartalmazó B-mode kép esetén.*

A szerző publikációja a témában: [Th1]

Az UH képalkotási modellek leírják, hogyan jön létre az UH kép adott akusztikus közeg esetén. Az ilyen modellek felhasználhatók szimulált UH képek előállítására vagy a közeg kvantitatív leírónak a valódi UH képekből való kinyerésére. A viszonylag egyszerű és széles körben alkalmazott képalkotó modell az UH képre (a burkoló kiszámítása és a tömörítés előtt) a képalkotó rendszer szóróválasz függvényének (PSF) a közeg szórási függvényével (SF) történő eltolás-invariáns konvolúciójaként tekint [49, 50].

Ezért kidolgoztam egy kísérleti módszert a konvolúciós modell pontosságának tanulmányozására, amely során szimulált és valós UH képek kerültek összehasonlításra. A determinációs együtthatót (a Pearson korrelációs együttható négyzete) meghatároztuk mind az RF UH képek, mind a mért jel burkolóját tartalmazó (B-mode) képek esetében.

Különböző SF és PSF becsléseket teszteltünk annak meghatározására, hogy melyik adta a legjobb szimuláci-



1. ábra. A valós (első oszlop) és szimulált ultrahang képek összehasonlítása a PSF hat különböző becslése alapján. Megfigyelhető, hogy a PSF-en alkalmazott Hanning ablakolás elnyomja a magas frekvenciájú komponenseket és a zajokat a széleken, így jobb szimulációs eredményekhez vezet.  $R_1^2$  a valós és a szimulált RF képek közötti determinációs együtthatót jelenti, míg  $R_B^2$  ugyanazt a B-mode képekre.

ós eredményt. A szimulációs hiba forrása eredményeink szerint a polisztírol részecskék többszörös visszaverődéséből, vagy a mikrobuborékokból való szóródásból származik. Megfigyelésünk szerint a szórók koncentrációjának növelésével vagy körültekintőbb kísérleti tervezéssel összességében nagyobb hasonlóság érhető el.

Az eredmények alátámasztják, hogy — a jelen munkában használt kísérleti beállításnál — az eltolás-invariáns konvolúciós modell leírja a B-mode képen bekövetkező variációk nagy részét; ügyelni kell azonban a szóródás

más forrásainak csökkentésére, mint például a többszörös visszaverődés vagy a mikrobuborékok.

**Tézis II:** *Kidolgoztam egy új, frekvencia-súlyozott axiális szűrésen alapuló felbontásjavító technikát ultrahang képekhez, amely akkor is működik, ha a szóróválasz függvény eltolás-variáns. A felbontás becslése az autokorreláció függvény félértékszélességének kiszámításával történt, amely alapján az axiális-laterális felbontási cella területe 22–94%-kal csökkent minden vizsgált esetben.*

A szerző publikációja a témában: [Th2]

Az UH képek felbontásának javítása kulcsfontosságú a klinikusok számára többek között azért, hogy megtalálják a kóros elváltozások korai jeleit. A javulás mértéke azonban nagymértékben függ a rendszer PSF-ének pontos becslésétől, melyet jelentősen nehezít tér-függő tulajdonsága.

Ennek érdekében feltérképeztem egy olyan módszer használatának a lehetőségét UH képek esetében, amelyet nem befolyásolnak a mélységfüggő hatások, és képes mind a laterális, mind az axiális irányú felbontást javítani. Két szimulált és két kísérleti adathalmazt használtunk. Az egyelemes transzdúcerek névleges középfrekvenciája 20 és 35 MHz volt. Két különféle dekonvolúciós módszert használtunk: a klasszikus Wiener szűrő megközelítést és egy egyedi Fourier domain módszert (RAMP), ahol a jel energiáját egy fokozatosan növekvő függvénnyel erősítjük azokon a (magasabb) frekvenciákon, ahol az



1. táblázat. Az autokorrelációs függvény félértékszélesség-értékei  $\mu\text{m}$ -ben (laterális  $x$  és axiális  $z$ ), valamint a felbontási cella területe ( $x \cdot z \cdot \pi$ )  $\mu\text{m}^2$ -ben. Megfigyelhető, hogy az axiális-laterális felbontás cella (egy ellipszis területként becsülve) minden esetben javult a RAMP metódust alkalmazva.

	eredeti		dekonv		RAMP	
	x	z	x	z	x	z
	$x \cdot z \cdot \pi$		$x \cdot z \cdot \pi$		$x \cdot z \cdot \pi$	
ritka	290.0	27.8	399.8	18.0	222.1	18.7
	25327.5		22608.2		13047.9	
sűrű	280.4	27.2	412.1	18.0	216.4	18.6
	23960.6		23303.7		12645.0	
fantom	736.0	18.7	152.0	9.0	674.0	14.0
	43238.4		4297.7		29644.1	
bőr	723.4	111.7	576.0	39.7	521.0	127.1
	253852.6		71839.4		208033.4	

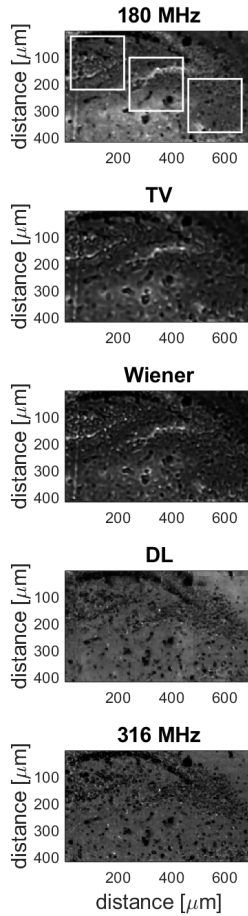
ultrahang transzdücer szenzitivitása kisebb. Mindkét módszert külön-külön minden A-vonalon alkalmaztuk. A megfigyelt felbontást számszerűsítettük az átlagos autokorrelációs görbék félértékszélességeként. Az eredmények alátámasztják, hogy a frekvencia-súlyozott axiális szűrés képes egyensúlyba hozni az axiális és a laterális irányú felbontás arányát a relatív értékük és megfelelően beállított paraméterek alapján.

**Tézis III:** *Megmutattam, hogy a mélytanulás síkreszen alkalmazható pásztázó akusztikus mikroszkóp laterális irányú felbontásának növelésére még erősen korlátozott adathalmazon is (patkány és egér agyminták, négy kép a tanulóhalmazon, mindegyik kisebb, mint  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ ). A becsült képek képesek pontosan megközelíteni a referenciát: az átlagos NRMSE 0,056, a PSNR pedig 28,4 dB.*

A szerző publikációja a témában: [Th3]

A mélytanulás (angolul deep learning, továbbiakban DL) manapság egyre népszerűbb, mégis korlátozott mennyiségű kutatás található felhasználásáról UH képeken, ráadásul még azokat is elsősorban a képek szegmentálásához és osztályozásához használják.

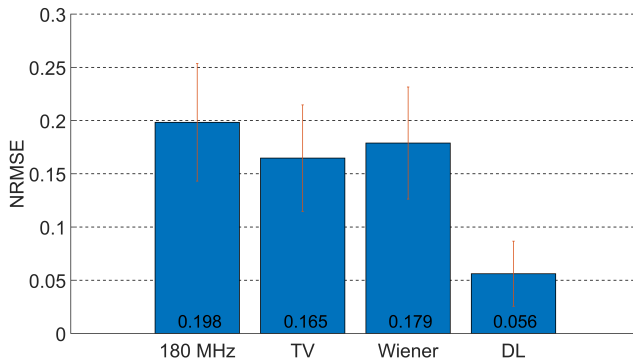
Ennek érdekében  $30\ \mu\text{m}$  vastag patkány és egér agymintákat vizsgáltam magas frekvenciás pásztázó akusztikus mikroszkóp (angolul scanning acoustic microscope, továbbiakban SAM) eszközzel (180 és 316 MHz). A tanulóhalmaz 4 teljes méretű, páronként regisztrált képpárt tartalmazott. A megfelelő méretű tanulóhalmaz létrehozásához a teljes méretű C-scan SAM képeket  $300\ \mu\text{m} \times 300\ \mu\text{m}$  méretű alképekre osztottuk, egymás között  $20\ \mu\text{m}$  eltolással. Adatminőség javítást (data augmentation) használtunk a minták variabilitásának és számának növelésére. Egy U-Net ihlette neurális hálózatot használtunk arra, hogy a nagy felbontású képet megbecsüljük az alacsony felbontású (180 MHz-es) képből. A kvantitatív kiértékeléshez a 316 MHz-es adatot használtuk referenciaként. A tanulóhalmaz erősen korlátozott mivolta ellenére az eredmények alátámasztják a DL, mint "egyképes" SR módszer használhatóságát a SAM képek laterális irányú felbontásának javítására. A DL eljárás teljesítménye jelentősen felülmúlta a két klasszikus dekonvolúciós módszert (Total Variation [TV] és Wiener dekonvolúció).



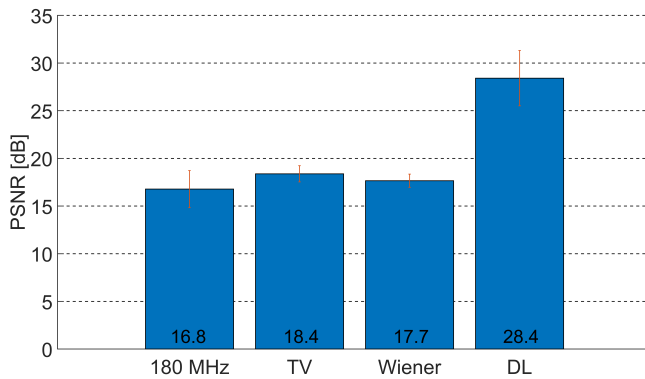
2. ábra. A különböző felbontásjavító módszerek eredményei a teszt-képen. A képek egy patkány agyi koronális metszetét mutatják (Bregma -3.12, dentate gyrus). Fentről lefelé: az eredeti 180 MHz-es kép, szeletenkénti TV és Wiener dekonvolúciós módszerek, DL és végül a referencia (316 MHz-es) kép. A fehér kerettel jelölt bal felső rész részletesebben a 3. ábrán látható. A DL kép a kisebb dimenziójú alképekből lett összeillesztve, így illesztési artefaktok láthatóak rajta.



3. ábra. Reprezentatív minta a 2. ábráról (bal felső sarokban megjelölt terület), a hilus-t mutatva. Kvalitatívan értékelve a DL módszer minőségében felülmúlja a klasszikus dekonvolúciós módszereket a nagy felbontású (316 MHz) referencia kép közelítésében.



4. ábra. A különböző képfelbontást javító algoritmusok NRMSE értékei (a piros függőleges vonalak  $\pm 1$  szórás-tartományt jeleznek). A felbontásjavító módszerekből származó képeket összehasonlítottuk a referencia adatokkal (316 MHz). Az értékek az összes alkép átlagát jelölik. A DL módszer teljesítménye mind az eredeti 180 MHz-es képet, mind a dekonvolúciós módszerekkel kinyert képeket magasán felülmúlta. A TV és a Wiener dekonvolúciós módszerek hasonló teljesítményt mutatnak, az eredeti 180 MHz-es képhez képest kissé mértékű javulás figyelhető meg.



5. ábra. A különböző képfelbontást javító algoritmusok PSNR értékei (a piros függőleges vonalak  $\pm 1$  szórás-tartományt jeleznek). A felbontásjavító módszerekből származó képeket összehasonlítottuk a referencia adatokkal (316 MHz). Az értékek az összes alkép átlagát jelölik. A DL módszer teljesítménye mind az eredeti 180 MHz-es képet, mind a dekonvolúciós módszerekkel kinyert képeket magasán felülmúlta. A TV és a Wiener dekonvolúciós módszerek hasonló teljesítményt mutatnak, az eredeti 180 MHz-es képhez képest kis-mértékű javulás figyelhető meg.

# A szerző közleményei a témában

- [Th1] M. Gyöngy and Á. Makra, „Experimental validation of a convolution-based ultrasound image formation model using a planar arrangement of micrometer-scale scatterers,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 62, no. 6, pp. 1211–1219, 2015.
- [Th2] Á. Makra, G. Csány, K. Szalai, and M. Gyöngy, „Simultaneous enhancement of B-mode axial and lateral resolution using axial deconvolution,” *Proceedings of Meetings on Acoustics*, vol. 32, no. 1, 2018.
- [Th3] Á. Makra, W. Bost, I. Kalló, A. Horváth, M. Fournelle, and M. Gyöngy, „Enhancement of acoustic microscopy lateral resolution: A comparison between deep learning and two deconvolution methods,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 67, no. 1, pp. 136–145, 2020.

## A szerző további közleményei

- [Au1] Á. Makra, „Experimental validation of an ultrasound image formation model,” Bachelor’s Thesis, Pázmány Péter Catholic University, Faculty of Information Technology and Bionics, 2013.
- [Au2] Á. Makra, „An overview of sparsity-based super-resolution algorithms for medical images,” in *PhD Proceedings Annual Issues of the Doctoral School Faculty of Information Technology and Bionics 11*, G. Prószéky and P. Szolgay, Eds. Budapest, Hungary: Pázmány University ePress, 2016, pp. 161 – 164.
- [Au3] Á. Makra, „Design of a rapid scanning acoustic microscope platform for super-resolution research,” in *PhD Proceedings Annual Issues of the Doctoral School Faculty of Information Technology and Bionics 11*, G. Prószéky and P. Szolgay, Eds. Budapest, Hungary: Pázmány University ePress, 2017, pp. 49 – 49.
- [Au4] Á. Makra, „Scanning acoustic microscope system for examining biological tissue,” Master’s Thesis, Pázmány Péter Catholic University, Faculty of Information Technology and Bionics, 2015.
- [Au5] Á. Makra, J. Hatvani, and M. Gyöngy, „Calculation of equivalent ultrasound scatterers using a time-domain method,” *Jedlik Laboratories Reports*, vol. 3, no. JLR/3-2015, pp. 7 – 12, 2015.



- [Au6] K. Fűzesi, Á. Makra, and M. Gyöngy, „A stippling algorithm to generate equivalent point scatterer distributions from ultrasound images,” in *Proceedings of Meetings on Acoustics 6ICU*, vol. 32, no. 1. ASA, 2017, p. 020008.

# Irodalomjegyzék

- [1] N. S. Berko, J. N. Le, B. A. Thornhill, D. Wang, A. Negassa, E. S. Amis, and M. Koenigsberg, „Design and validation of a peer-teacher-based musculoskeletal ultrasound curriculum,” *Academic Radiology*, vol. 26, no. 5, pp. 701–706, 2019.
- [2] J. A. Hides, D. H. Cooper, and M. J. Stokes, „Diagnostic ultrasound imaging for measurement of the lumbar multifidus muscle in normal young adults,” *Physiotherapy Theory and Practice*, vol. 8, no. 1, pp. 19–26, 1992.
- [3] R. Coelho, H. Ribeiro, and G. Maconi, „Bowel thickening in crohn’s disease,” *Inflammatory Bowel Diseases*, vol. 23, no. 1, pp. 23–34, 2017.
- [4] G. T. Haar, „Ultrasound focal beam surgery,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 21, no. 9, pp. 1089 – 1100, 1995.
- [5] F. Sammartino, D. W. Beam, J. Snell, and V. Krishna, „Kranion, an open-source environment for planning transcranial focused ultrasound surgery: technical note,” *Journal of Neurosurgery*, pp. 1–7, 2019.
- [6] W. She, T. Cheung, C. R. Jenkins, and M. G. Irwin, „Clinical applications of high-intensity focused ultrasound,” *Hong Kong Medical Journal*, vol. 22, no. 4, pp. 382 – 392, 2016.
- [7] A. Iula, „Ultrasound systems for biometric recognition,” *Sensors*, vol. 19, no. 10, p. 2317, 2019.

- [8] M. Kersemans, E. Verboven, J. Segers, S. Hedayatrasa, and W. V. Paepegem, „Non-destructive testing of composites by ultrasound, local defect resonance and thermography,” in *Multidisciplinary Digital Publishing Institute Proceedings*, vol. 2, no. 8, 2018, p. 554.
- [9] Z. Remili, Y. Ousten, B. Levrier, E. Suhir, and L. Bechou, „Scanning acoustic microscopy and shear wave imaging mode performances,” *IEEE 65th Electronic Components and Technology Conference (ECTC)*, pp. 2090–2101, 26-29 May 2015.
- [10] A. Phommahaxay, I. D. Wolf, T. Duric, P. Hoffrogge, S. Brand, P. Czurratis, H. Philipsen, G. Beyer, H. Struyf, and E. Beyne, „Defect detection in through silicon vias by GHz scanning acoustic microscopy: key ultrasonic characteristics,” *IEEE 64th Electronic Components and Technology Conference (ECTC)*, pp. 850–855, 27-30 May 2014.
- [11] M. Fan, L. Su, L. Li, W. Wei, Z. He, C. Wong, and X. Lu, „A fuzzy SVM for intelligent diagnosis of solder bumps using scanning acoustic microscopy,” *Semiconductor Technology International Conference (CSTIC)*, 13-14 March 2016.
- [12] F. Naumann and S. Brand, „Numerical prototyping and defect evaluation of scanning acoustic microscopy for advanced failure diagnostics,” *17th International Conference on Thermal, Mechanical and*

*Multi-Physics Simulation and Experiments in Microelectronics and Microsystems*, pp. 1–7, 18–20 April 2016.

- [13] S. Brand, F. Naumann, S. Tismer, B. Boettge, J. Rudzki, F. Osterwald, and M. Petzold, „Non-destructive assessment of reliability and quality related properties of power electronic devices for the in-line application of scanning acoustic microscopy,” *9th International Conference on Integrated Power Electronics Systems (CIPS)*, 8–10 March 2016.
- [14] S. Brand, E. C. Weiss, R. M. Lemor, and M. C. Koliou, „High frequency ultrasound tissue characterization and acoustic microscopy of intracellular changes,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 34, pp. 1396–1407, 2008.
- [15] E. Grünwald, R. Hammer, R. Jördis, B. Sartory, and R. Brunner, „Accretion detection via scanning acoustic microscopy in microelectronic components-considering symmetry breaking effects,” *Microscopy and Microanalysis 23*, vol. 23, pp. 1466–1467, 2017.
- [16] M. Kim, N. Choi, Y. I. Kim, and Y. H. Lee, „Characterization of RF sputtered zinc oxide thin films on silicon using scanning acoustic microscopy,” *Journal of Electroceramics*, pp. 1–9, 2017.
- [17] D. Wang, X. He, Z. Xu, W. Jiao, F. Yang, L. Jiang, L. Li, W. Liu, and R. Wang, „Study on dam-

age evaluation and machinability of UD-CFRP for the orthogonal cutting operation using scanning acoustic microscopy and the finite element method,” *Materials*, vol. 10, p. 204, 2017.

- [18] J. Dong, X. Wu, A. Locquet, and D. S. Citrin, „Terahertz superresolution stratigraphic characterization of multilayered structures using sparse deconvolution,” *IEEE TRANSACTIONS ON TERAHERTZ SCIENCE AND TECHNOLOGY*, vol. 7, pp. 260–267, 2017.
- [19] M. S. Firouz, A. Farahmandi, and S. Hosseinpour, „Recent advances in ultrasound application as a novel technique in analysis, processing and quality control of fruits, juices and dairy products industries: A review,” *Ultrasonics Sonochemistry*, vol. 57, pp. 73–88, 2019.
- [20] N. Segura, M. Amarillo, N. Martinez, M. Grompone *et al.*, „Improvement in the extraction of hass avocado virgin oil by ultrasound application,” *J. Food Res*, vol. 7, pp. 106–113, 2018.
- [21] J. M. del Fresno, I. Loira, A. Morata, C. González, J. A. Suárez-Lepe, and R. Cuerda, „Application of ultrasound to improve lees ageing processes in red wines,” *Food Chemistry*, vol. 261, pp. 157–163, 2018.
- [22] V. Akdeniz and A. S. Akalın, „New approach for yogurt and ice cream production: High-intensity ultra-

sound,” *Trends in Food Science & Technology*, vol. 86, pp. 392 – 398, 2019.

- [23] D. Rohrbach, B. Wodlinger, J. Wen, J. Mamou, and E. Feleppa, „High-frequency quantitative ultrasound for imaging prostate cancer using a novel micro-ultrasound scanner,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 44, no. 7, pp. 1341–1354, 2018.
- [24] T. Mizoguchi, K. Tamura, J. Mamou, J. A. Ketterling, K. Yoshida, and T. Yamaguchi, „Comprehensive backscattering characteristics analysis for quantitative ultrasound with an annular array: a basic study on homogeneous scattering phantom,” *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 58, no. SG, p. SGGE08, 2019.
- [25] M. L. Oelze and J. Mamou, „Review of quantitative ultrasound: Envelope statistics and backscatter coefficient imaging and contributions to diagnostic ultrasound,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 63, no. 2, pp. 336 – 351, 2016.
- [26] E. J. Feleppa, J. Mamou, and D. Rohrbach, „Typing and imaging of biological and non-biological materials using quantitative ultrasound,” 2019, uS Patent 10,338,033.
- [27] J. Mamou, P. Goundan, D. Rohrbach, H. Patel, E. Feleppa, and S. Lee, „In-vivo-quantitative-ultrasound assessment of thyroid nodules,” *The Jour-*

*nal of the Acoustical Society of America*, vol. 146, no. 4, pp. 2811 – 2812, 2019.

- [28] S. C. Lin, E. Heba, T. Wolfson, B. Ang, A. Gamst, A. Han, J. W. Erdman, W. D. O'Brien, M. P. Andre, C. B. Sirlin, and R. Loomba, „Noninvasive diagnosis of nonalcoholic fatty liver disease and quantification of liver fat using a new quantitative ultrasound technique,” *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, vol. 13, no. 7, pp. 1337–1345.e6, 2015.
- [29] L. C. Slane, J. Martin, R. DeWall, D. Thelen, and K. Lee, „Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging achilles tendon,” *European Radiology*, vol. 27, no. 2, pp. 474–482, 2016.
- [30] N. G. Simon, J. W. Ralph, C. Lomen-Hoerth, A. N. Poncelet, S. Vucic, M. C. Kiernan, and M. Kliot, „Quantitative ultrasound of denervated hand muscles,” *Muscle & Nerve*, vol. 52, no. 2, pp. 221–230, 2015.
- [31] J. S. Paige, G. S. Bernstein, E. Heba, E. A. Costa, M. Ferreira, T. Wolfson, A. C. Gamst, M. A. Valasek, G. Y. Lin, A. Han *et al.*, „A pilot comparative study of quantitative ultrasound, conventional ultrasound, and mri for predicting histology-determined steatosis grade in adult nonalcoholic fatty liver disease,” *American Journal of Roentgenology*, vol. 208, no. 5, pp. W168–W177, 2017.

- [32] J. Mamou, D. Rohrbach, E. Saegusa-Beecroft, E. Yanagihara, J. Machi, and E. J. Feleppa, „Ultrasound-scattering models based on quantitative acoustic microscopy of fresh samples and unstained fixed sections from cancerous human lymph nodes,” in *2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. IEEE, 2015.
- [33] P. Howell, „Resolution-enhancement method for digital imaging,” 2003, uS Patent 6,570,613.
- [34] A. Kumar, S. G. Eraniose, and A. K. Lakshmikumar, „Multi-resolution ip camera,” 2013, uS Patent App. 13/447,202.
- [35] V. A. Trofimov and V. V. Trofimov, „IR camera temperature resolution enhancing using computer processing of IR image,” in *Thermosense: Thermal Infrared Applications XXXVIII*, J. N. Zalameda and P. Bison, Eds. SPIE, 2016.
- [36] H. Demirel and G. Anbarjafari, „Satellite image resolution enhancement using complex wavelet transform,” *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, vol. 7, no. 1, pp. 123–126, 2010.
- [37] O. Harikrishna and A. Maheshwari, „Satellite image resolution enhancement using dwt technique,” *International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE)*, vol. 2, no. 5, pp. 274 – 278, 2012.



- [38] H. Demirel and G. Anbarjafari, „Discrete wavelet transform-based satellite image resolution enhancement,” *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 49, no. 6, pp. 1997–2004, 2011.
- [39] M. Z. Iqbal, A. Ghafoor, and A. M. Siddiqui, „Satellite image resolution enhancement using dual-tree complex wavelet transform and nonlocal means,” *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, vol. 10, no. 3, pp. 451–455, 2013.
- [40] P. Rasti, I. Lusi, H. Demirel, R. Kiefer, and G. Anbarjafari, „Wavelet transform based new interpolation technique for satellite image resolution enhancement,” in *2014 IEEE International Conference on Aerospace Electronics and Remote Sensing Technology*. IEEE.
- [41] M. Farrar and E. Smith, „Spatial resolution enhancement of terrestrial features using deconvolved SSM/i microwave brightness temperatures,” *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 30, no. 2, pp. 349–355, 1992.
- [42] G. Daniell and S. Gull, „Maximum entropy algorithm applied to image enhancement,” *IEE Proceedings E-Computers and Digital Techniques*, vol. 127, no. 5, pp. 170–172, 1980.
- [43] E. Eisemann and F. Durand, „Flash photography enhancement via intrinsic relighting,” in *ACM transac-*

- tions on graphics (TOG)*, vol. 23, no. 3. ACM, 2004, pp. 673–678.
- [44] T. Mertens, J. Kautz, and F. V. Reeth, „Exposure fusion: A simple and practical alternative to high dynamic range photography,” *Computer Graphics Forum*, vol. 28, no. 1, pp. 161–171, 2009.
- [45] T. Schulz, B. Stribling, and J. Miller, „Multiframe blind deconvolution with real data: imagery of the hubble space telescope,” *Optics Express*, vol. 1, no. 11, p. 355, 1997.
- [46] A. S. Carasso, „APEX blind deconvolution of color hubble space telescope imagery and other astronomical data,” *Optical Engineering*, vol. 45, no. 10, p. 107004, 2006.
- [47] J. L. Hershey, „A deconvolution technique for hubble space telescope fgs fringe analysis,” *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*, vol. 104, no. 677, pp. 592 – 596, 1992.
- [48] R. L. White, „Image restoration using the damped lucy–richardson method,” in *Instrumentation in Astronomy VIII*, D. L. Crawford and E. R. Craine, Eds. SPIE, 1994.
- [49] J. C. Bamber and R. Dickinson, „Ultrasonic B-scanning: A computer simulation,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 25, no. 3, pp. 463–479, 1980.

- [50] C. R. Hill, J. C. Bamber, and G. R. ter Haar, *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, 2nd ed. Chichester, UK:John Wiley and Sons, 2004.

