

Katedra Informatyki Medycznej i Sztucznej Inteligencji
Wydział Inżynierii Biomedycznej
POLITECHNIKA ŚLĄSKA



PRACA DYPLOMOWA MAGISTERSKA

Analiza odkształceń tkanek w obrazach USG

Paulina Klimanek
Kierunek studiów: *Inżynieria Biomedyczna*
Specjalność: *Informatyka w Medycynie*

PROMOTOR
Dr Jan Juszczyk

ZABRZE – 2022

Spis treści

1.	<i>Wstęp</i>	1
1.1	Wprowadzenie teoretyczne	1
1.1.1	Podstawy ultrasonografii	1
1.1.2	Elastografia	2
1.2	Rozwiązania alternatywne	4
1.3	Cel pracy	4
2.	<i>Metodologia</i>	5
2.1	Opis stanowiska badawczego	5
2.2	Akwizycja danych	5

1. Wstęp

Obrazowanie ultrasonograficzne jest jednym z najbardziej dostępnych oraz nieinwazyjnych badań obrazowych. Klasyczna ultrasonografia 2D nie pozwala jednak na określenie własności elastycznych obrazowanych tkanek. Nie jest to możliwe zarówno w sposób bezpośredni polegający na określeniu modułu Younga tkanek, ani pośredni, wyznaczając odkształcenia występujące w strukturach ciała [7].

Rozwiązaniem jest badanie elastografii ultrasonograficznej, które za pomocą ultradźwięków pozwala na wykrywanie zmian sztywności w obrębie tkanek miękkich. Elastografia jest szeroko stosowana w wykrywaniu i klasyfikacji guzów piersi oraz prostaty, zmian w obszarze wątroby, monitorowaniu ablacji termicznej, charakterystyce płytek wewnątrznaczyniowych, badaniu właściwości naczyń wieńcowych czy też w diagnostyce guzów tarczycy [6–9].

1.1 Wprowadzenie teoretyczne

W ramach wprowadzenia, poniżej zostaną przybliżone pojęcia związane z ultrasonografią oraz badaniem elastografii. Dokonana zostanie również analiza opisanych w literaturze alternatywnych rozwiązań problemu odkształcenia tkanek miękkich w wyniku wykonywanych badań USG bądź chirurgii małoinwazyjnej (np. obrazów z kamery endoskopowej).

1.1.1 Podstawy ultrasonografii

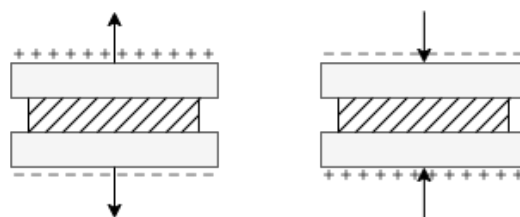
Podstawą działania ultrasonografii są ultradźwięki – fale mechaniczne o częstotliwości powyżej 20 tysięcy Hz, które znajdują się poza zasięgiem ludzkiego słuchu. W przypadku diagnostycznego badania ultrasonografii, fale te zazwyczaj znajdują się w zakresie od 1 do 30 MHz, w tym:

- 3-5 MHz dla obszaru jamy brzusznej,
- 5-10 MHz dla małych i powierzchniowych części ciała,
- 10-30 MHz w przypadku badań skóry lub oczu [17].

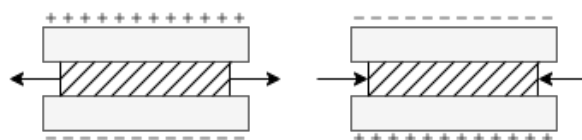
Efekt piezoelektryczny

Kluczowym zjawiskiem dla opisywanego tematu jest efekt piezoelektryczny, polegający na zdolności materiału (kryształu piezoelektrycznego) do przekształcania ciśnienia

mechanicznego na napięcie elektryczne na ich powierzchni. Efekt ten jest więc możliwy do zaobserwowania podczas ściskania i rozciągania piezoelektryka, co skutkuje powstaniem zmian w jego grubości (Rys. 1.1, 1.2) [17]. Ultrasonografia wykorzystuje zjawisko piezoelektryczne odwrotne. Po przyłożeniu napięcia, kryształ piezoelektryczny zmienia swoje wymiary geometryczne. Przykładając więc zmienne napięcie o określonej częstotliwości, wzbudzone zostają drgania (fale mechaniczne wewnątrz ośrodka) o tej samej częstotliwości. Kryształ piezoelektryczny pełni rolę przetwornika, zmieniającego energię elektryczną na mechaniczną oraz odwrotnie.



Rys. 1.1: Efekt piezoelektryczny występujący podczas ściskania i rozciągania płytki wzdłuż osi X



Rys. 1.2: Efekt piezoelektryczny występujący podczas ściskania i rozciągania płytki wzdłuż osi Y

Typy głowic

TO DO

Prezentacja typu B

TO DO

1.1.2 Elastografia

Elastografia jest techniką pozwalającą zobrazować właściwości elastyczne tkanek miękkich poprzez szacowanie modułów odkształceń w czasie działania cyklu kompresji i dekompresji (relaksacji) [6]. Impedancję akustyczną (znaną z klasycznej ultrasonografii) jest w tym przypadku opisuje moduł Younga [10]. Obrazy powstałe wskutek badania

to elastogramy, przykładowy został zaprezentowany na Rysunku 1.3. W praktyce bowiem otrzymuje się mapy odkształceń w badanym ośrodku, a nie obrazy właściwości mechanicznych tkanki [7].

Badanie to jest współczesnym odpowiednikiem palpacyjnej metody badania zmian sztywności tkanek. Przewycięża ono ograniczenia starej metody, która ograniczała badanie do elementów znajdujących się blisko powierzchni skóry [10].

Fizyczną podstawę badania elastografii ultrasonograficznej stanowi zasada mówiąca o siłach rozprężających oraz ściskających, a także ścinających, powodujących ściskanie i rozprężanie poszczególnych ośrodków. Wpływ wymienionych sił wiąże się z odkształceniem tkanek oraz powstaniem fali mechanicznej [10]. Falę podłużną wywołuje nacisk sondy, fale ultradźwiękowe emitowane przez sondę bądź dodatkowa sonda, służąca do wytworzenia oddzielnej wiązki ultradźwiękowej [10].

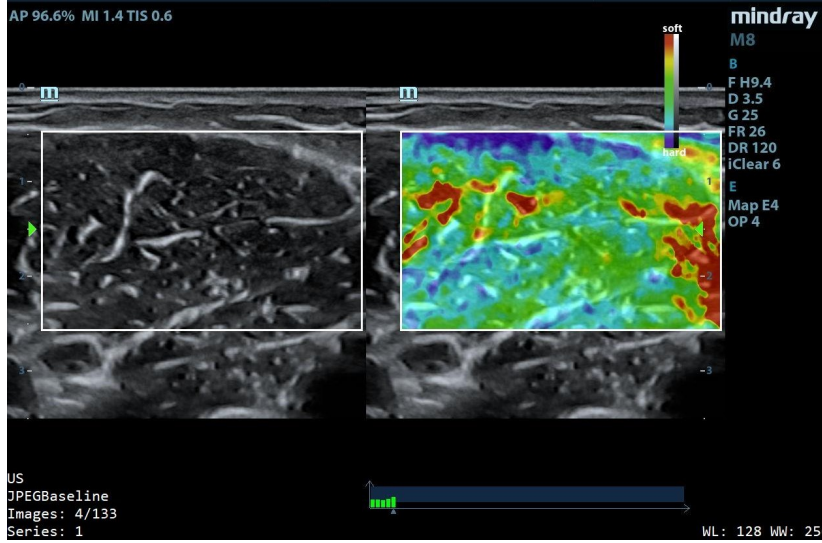
Badania wyróżniają dwa typy obrazowania metodą elastografii:

- obrazowanie typu Strain (ang. *Strain Imaging*) – zakłada, że źródłem fali podłużnej jest ucisk sondy lub ultradźwięki z niej wychodzące. Pomiaru elastyczności tkanek dokonuje się oceniając odkształcenia powstałe w danej tkance [10].
- obrazowanie typu SWE (ang. *Shear Wave Elastography*) – wykonywany jest pomiar prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej uzyskanej wskutek emitowanych przez sondę ultradźwięków. Metoda wykonuje pomiar na podstawie powstałej mapy odkształceń ośrodka [10].

Podstawowym parametrem, z jakimi wiąże się elastografia jest przede wszystkim Moduł Younga, który można zdefiniować za pomocą następującej zależności [7]:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}, \quad (1.1)$$

gdzie ϵ oznacza odkształcenie liniowe, oraz naprężenia σ z nim związane. Elastyczność jest więc stosunkiem naprężenia koniecznego do powstania zmiany długości tkanki – odkształcenia. Wartość tego parametru może się różnić w zależności od wystąpienia stanu patologicznego, stanów zapalnych, starzenia się bądź występowania nowotworu tkanki [6]. Właściwości jakimi cechują się tkanki patologiczne (w tym nowotworowe) różnią się znacząco od zdrowych – zazwyczaj ich elastyczność jest mniejsza [7].



Rys. 1.3: Obraz ultrasonograficzny (po lewej) oraz odpowiadający mu obraz elastografii

Odształceniem liniowym ϵ nazywa się stosunek zmiany długości tkanki podczas deformacji, w odniesieniu do długości pierwotnej. Zależność tą opisuje wzór [7]:

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0}. \quad (1.2)$$

Natomiast napężenie jest stosunkiem siły do pola przekroju badanej tkanki (obiektu) i opisuje ją zależność [7]:

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (1.3)$$

1.2 Rozwiązania alternatywne

TO DO

1.3 Cel pracy

Celem pracy jest opracowanie oraz implementacja metodologii mapowania zmian odkształceń w tkankach miękkich w badaniach ultrasonograficznych. Zakłada się, że opracowana metoda będzie wykorzystywała śledzenie cech obrazu w sekwencji obrazów USG podczas ucisku tkanki. Przykładem badania, z jakim będzie można porównać wyniki otrzymane przez stworzony algorytm jest elastografia typu Strain.

2. Metodologia

2.1 Opis stanowiska badawczego

Stanowisko miało na celu umożliwienie rejestracji obrazów ultrasonograficznych, przedstawiających Do wykonania symulacji badania konieczne było uproszczony schemat wykorzystanego stanowiska został przedstawiony na Rysunku W jego skład wchodziły jednostki takie jak:

- ...
- ...

2.2 Akwizycja danych

Rejestracja danych została przeprowadzona na przedstawionym w sekcji [2.1](#) stanowisku badawczym. Do akwizycji obrazów wykorzystano urządzenie Mindray UMT-500Plus wraz z głowicami: liniową L13-3s oraz konweksową C5-1s. Serie obrazowe zostały zapisane z wykorzystaniem standardu DICOM.

Przykładowe obrazy

TO DO

Bibliografia

- [1] Richard G. Barr, Zheng Zhang, *Shear-wave elastography of the breast: value of a quality measure and comparison with strain elastography*, Radiology, Tom 275, Numer 1, 2015, s. 45-53.
- [2] Jonathan F. Carlsen, Caroline Ewertsen, Lars Lönn, Michael B. Nielsen, *Strain elastography ultrasound: an overview with emphasis on breast cancer diagnosis*, Diagnostics, Tom 3, 2013, s. 117-125.
- [3] Jung Min Chang, Jae-Kyung Won, Kyoung-Bun Lee, In Ae Park, Ann Yi, Woo Kyung Moon, *Comparison of Shear-wave and strain ultrasound elastography in the differentiation of benign and malignant breast lesions*, American Roentgen Ray Society, Tom 201, 2013, s. 347-356.
- [4] Giovanna Ferraioli, Carmine Tinelli, Antonello Malfitano, Barbara Dal Bello, Gaetano Filice, Carlo Filice, *Performance of real-time strain elastography, transient elastography, and aspartate-to-platelet ratio index in the assessment of fibrosis in chronic hepatitis C*, American Roentgen Ray Society, Tom 199, 2012, s. 19-25.
- [5] Christoph F. Dietrich, Richard G. Barr, André Farrokh, Manjiri Dighe, Michael Hocke, Christian Jenssen, Yi Dong, Adrian Saftoiu, Roald Flesland Havre, *Strain elastography – how to do it?*, Ultrasound int Open, Tom 3, 2017, s. 137-149.
- [6] Mehmet Ruhi Onur, Ahmet Kursad Poyraz, Esra Ercin Ucak, Zulkif Bozgeyik, Ibrahim Hanifi Özerkan, Erkin Ogur, *Semiquantitative strain elastography of liver masses*, American Institute of Ultrasound in Medicine — J Ultrasound Med, Tom 31, 2012, s. 1061-1067.
- [7] Szymon Cygan, *Metoda wyznaczania przemieszczeń i odkształceń dla potrzeb elastografii w warunkach znacznych odkształceń tkanek*, Rozprawa doktorska, Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, 2011.
- [8] Arun Thitaikumar, Louise M Mobbs, Christina M Kraemer-Chant, Brian S Garra, Jonathan Ophir, *Breast tumor classification using axial shear strain elastography: a feasibility study*, Physics in Medicine and Biology, Tom 53, 2008, s. 4809-4823.
- [9] Joseph R. Grajo, Richard G. Barr, *Strain elastography for prediction of breast cancer tumor grades*, American Institute of Ultrasound in Medicine — J Ultrasound Med, Tom 33, 2014, s. 278-297.

-
- [10] Andrzej Fedak, *Badania ultrasonograficzne: elastografia ultrasonograficzna*, Inżynier i Fizyk Medyczny, Tom 8, 2019, s. 167-170.
 - [11] Elena Drakonaki, *Elastografia w obrazowaniu ścięgien i mięśni*, Journal of Ultrasonography, Tom 12, 2012, s. 214-225.
 - [12] Tomasz Batko, *Ocena przydatności „jakościowej elastografii ultrasonograficznej czasu rzeczywistego” w różnicowaniu pomiędzy prawidłowymi i patologicznymi węzłami chłonnymi szyjnymi u dzieci i młodzieży*, Rozprawa doktorska, Gdański Uniwersytet Medyczny, 2014.
 - [13] Maurice, R. L., Ohayon, J., Fretigny, Y., Bertrand, M., Soulez, G., Cloutier, G., *Noninvasive Vascular Elastography: Theoretical Framework*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Tom 23, Numer 2, 2004, s. 164–180.
 - [14] Korukonda, S., Doyley, M., *Visualizing the radial and circumferential strain distribution within vessel phantoms using synthetic-aperture ultrasound elastography*, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Tom 59, Numer 8, 2012, s. 1639–1653.
 - [15] Nayak, R., Huntzicker, S., Ohayon, J., Carson, N., Dogra, V., Schifitto, G., Doyley, M. M., *Principal Strain Vascular Elastography: Simulation and Preliminary Clinical Evaluation*, Ultrasound in Medicine & Biology, Tom 43, Numer 3, 2017, s. 682–699.
 - [16] Maurice, R. L., Daronat, M., Ohayon, J., Stoyanova, É., Foster, F. S., Cloutier, G., *Non-invasive high-frequency vascular ultrasound elastography*, Physics in Medicine and Biology, Tom 50, Numer 7, 2005, s. 1611–1628.
 - [17] *Manual of diagnostic ultrasound. Vol. 1. – 2nd ed*, red. Harald Lutz, Elisabetta Buscarini, World Health Organization, 2011.