

XVI Konferencja Naukowo-Techniczna

TKI2022

TECHNIKI KOMPUTEROWE W INŻYNIERII

18–21 października 2022

Wstępna analiza numeryczna propagacji fali mechanicznej w wyniku przyłożenia głowicy pomiarowej elastografu w nieinwazyjnej ocenie stanu wątroby

Katarzyna Romanowska¹, Dariusz Pyka², Robert Śliwiński³, Krzysztof Opiełiński⁴, Krzysztof Jamroziak²

¹Wojewódzki Szpital Specjalistyczny we Wrocławiu, Ośrodek Badawczo-Rozwojowy, Wrocław

²Katedra Mechaniki, Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Wrocławska

³TIBA sp. z o. o., Wrocław

⁴Katedra Akustyki, Multimediów i Przetwarzania Sygnałów, Politechnika Wrocławska

email: k.romanowska@k4health.pl, dariusz.pyka@pwr.edu.pl, robert.sliwinski@tiba.pl, krzysztof.opielinski@pwr.edu.pl
krzysztof.jamroziak@pwr.edu.pl

STRESZCZENIE: Autorzy w pracy skoncentrowali uwagę na opracowaniu modeli numerycznych propagacji fali mechanicznej wzdłuż tkanki ludzkiej w wyniku przyłożenia głowicy pomiarowej elastografu FibroScan®. Urządzenie diagnostyczne FibroScan® służy do badań diagnostycznych włóknienia i stłuszczenia wątroby. Badanie to odbywa się metodą *in vivo* poprzez bezpośrednie przyłożenie powierzchni ultradźwiękowej sondy pomiarowej do skóry pacjenta w miejscu gdzie znajduje się wątroba. Ideą autorów jest wykorzystanie tego aparatu do badania nieinwazyjnego na organie wątroby wykorzystywanej do przeszczepu. W tym celu należy tak dokonać modyfikacji nasadki głowicy pomiarowej, aby w wyniku jej przyłożenia do organu wątroby nie doszło do uszkodzenia w wyniku wzbudzenia fali mechanicznej. Celem manuskryptu było zbudowanie modeli numerycznych organu wątroby i tkanek poprzedzających wątrobę. Następnie przeprowadzenie odpowiednich symulacji numerycznych, których wyniki odpowiadały właściwościom mechano-akustycznych modeli fizycznych tych tkanek. Uzyskane wyniki zostały zwalidowane na zestawie komercyjnych kalibrowanych fantomów. Uzyskano dużą zgodność modeli numerycznych. Wskazane modele numeryczne pomocne są w opracowaniu odpowiednich nasadek na głowicę pomiarową elastografu.

SŁOWA KLUCZOWE: elastografia, wątroba, fala mechaniczna, analiza MES, propagacji fali

1. Wprowadzenie

Obecnie powszechnie są wykorzystywane narzędzia diagnostyczne stosowane w ocenie stanu organów ludzkich. Takim urządzeniem jest elastograf FibroScan®, którego głowica pomiarowa w kontakcie ze skórą generuje falę mechaniczną, a jednocześnie wysyła ultradźwięki służące do pomiaru prędkości propagacji fali i jej tłumienia, co pozwala określić stopień włóknienia i stłuszczenia wątroby. Zaletami badania są powtarzalność, nieinwazyjność, szybkość, wysoka wartość diagnostyczna [1].

W transplantologii stosowane badania oceniające czynność narządów i ich przydatność do przeszczepienia mają swoje ograniczenia, a żadne z nich nie spełnia warunku nieinwazyjności w ocenie stopnia włóknienia i stłuszczenia narządu, które obecnie oceniane są wyłącznie badaniem biopsji. Zastosowanie urządzenia FibroScan® może być również pomocne w nieinwazyjnej ocenie przydatności wątroby do przeszczepienia, stanowiąc uzupełnienie metod diagnostycznych, wobec krótkiego czasu (około 12 h), w jakim wątroba pobrana do przeszczepienia może być przechowywana i oceniana [2, 3]. Istotą problemu zastosowania głowicy pomiarowej na otwartym narzędziu wątroby może być uraz mechaniczny z przyłożenia głowicy, oraz od generowania fali poprzecznej o częstotliwości 50 Hz i amplitudzie wpływającej negatywnie na tkanki wątroby.

Wobec powyższego istnieje potrzeba opracowania modeli numerycznych, na podstawie których można

w szybki sposób dokonać wstępnej oceny rozchodzenia się fali mechanicznej między innymi wzdłuż tkanki wątroby i dokonać oceny jej parametrów. Budowa takich modeli związana jest z opracowaniem modeli geometrycznych układu organu wątroby i materiału imitującego warstwę skóry oraz tkanki otaczającej wątrobę. Następnie przyjęcia odpowiednich warunków początkowo-brzegowych w symulacji. Podejście to pozwoli autorom pracy na wypracowanie odpowiedniej metodyki do dalszych prac nad opracowaniem nasadek do głowic pomiarowych elastografu FibroScan® w przystosowaniu do diagnostyki transplantacyjnej organu wątroby.

Celem pracy jest zaprezentowanie wstępnych analiz rozchodzenia się fali mechanicznej w analizowanym układzie nieinwazyjnej oceny stanu wątroby.

2. Ujęcie problemu

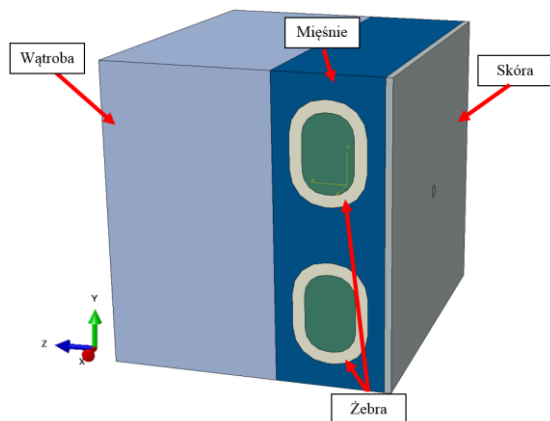
Na podstawie analizy literatury przedmiotu i badań własnych [4] bardzo ważnym jest określenie parametrów niezbędnych do budowy modeli numerycznych i wybór takiego modelu, który będzie optymalnym rozwiązaniem i przybliżeniem modelu fizycznego. Jednym z istotnych elementów było określenie wartości prędkości propagacji ultradźwiękowej fali podłużnej c wahającej się w granicach od około 1412 m/s w tłuszczu do około 1629 m/s w mięśniach. Kolejnym były parametry, jak moduł Younga i współczynnik Poissona. Natomiast fala mechaniczna, która powstaje w wyniku przyłożenia głowicy pomiarowej

generuje fale wzdłużne i fale poprzeczne. Fala poprzeczna w tkankach jest generowana o częstotliwości 50 Hz, a jej prędkość i długość na podstawie analiz [4] nie wpływa w istotny sposób na transmisję do miększu wątroby.

Modelowanie układu tkanek miękkich i organu wątroby jest wyzwaniem. W literaturze tym zagadnieniu poświęcono wiele opracowań [5]. Symulacja numeryczna fali ultradźwiękowej w zakresie 2,0-3,0 MHz wymaga odpowiedniego podejścia metodycznego. Pierwszy etap polegał na zamodelowaniu układu wątroby, układu kostnego, mięśniowego, skóry i wglębnika imitującego głowicę skanującą.

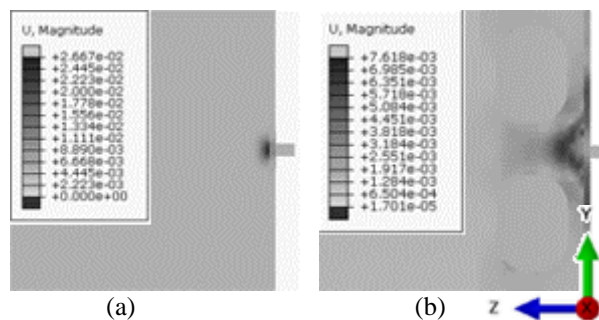
3. Modele numeryczne i symulacja

Struktury tkanek opisywane są za pomocą modeli hipersprężystych i hiperelastycznych [5]. Obie te klasy modeli mogą dostarczyć użytecznych przewidywań zachowania mechanicznego różnych elastomerów/tkanek miękkich. W tym przypadku zaadoptowano dwa modele konstytutywne opisu materiału tkanek tj.: model Ogdena i model Yeoh'a. Po przeprowadzeniu wstępnych symulacji wzbudzenia rozchodzenia się fali mechanicznej w organie wątroby poprzez symulowanie obciążenia modelu zastępczego wglębnikami z końcówką sferyczną, płaską i zaokrągloną przystąpiono do dostrojenia fali ultradźwiękowej w ośrodkach biologicznych. Dostrajanie realizowano o wymuszeniu sygnałem ultradźwiękowym o częstotliwości $f = 3,0$ MHz, a następnie zastosowano dane wymuszenie dla pozostałych składowych takich jak kość (z wyróżnieniem części zbitiej i gąbczastej), mięśni, tkanki tłuszczowej oraz samej wątroby [6, 7]. W ostateczności został opracowany uproszczony model geometryczny (rys. 1), który ostatecznie został zaadoptowany do dalszych analiz numerycznych i był walidowany z wykorzystaniem kalibratora CIRS Model 039.



Rys. 1. Przyjęty model do analizy numerycznej

W symulacjach numerycznych tkanki miękkie i organ wątroby zamodelowano elementami typu Hex o wielkości 0,5 mm. Kości żeber z wydzieleniem części zbitiej zewnętrznej zamodelowano metodą FEM. Dyskretyzację przyjęto na poziomie 0,5 mm z zastosowaniem elementów typu Tetra. Część gąbczastą wewnętrzną zamodelowano za pomocą elementów typu SPH. Indenter został zamodelowany modelem Johnsona-Cooka z parametrami materiałowymi dla zwykłej stali. Przykładowe wyniki dla układu geometrycznego (rys. 1) dla wymuszenia impulsu drgań na poziomie 3,0 MHz przedstawiono na rys. 2.



Rys. 2. Przemieszczenie czoła fali analizowanego układu przy krokach czasowych: (a) $1,0e^{-4}$ s, (b) $7,5e^{-4}$ s

4. Dyskusja

Wyniki symulacji propagacji fali mechanicznej w głąb ośrodka układu tkanek, żebra, wątroba ukazują widoczne interferencje już na poziomie kości żeber. Dalsze kroki czasowe są pominięte ze względu na odbicie fali od końca wątroby. W modelu pominięto dalsze organy. W ten sposób uzyskany efekt falowy został poddany szczegółowej analizie w zakresie częstotliwości 1,0-5,0 MHz i sztywności narządu wątroby 1,5-12,5 kPa. Postacią wynikową były wartości prędkości rozchodzenia się dźwięku w analizowanym ośrodku. W tym przypadku odniesiono się do częstotliwości wzbudzenia 3,5 MHz, dla której uzyskano w symulacji wartość 1569 m/s z końcówką płaską. Walidacja prędkości rozchodzenia się dźwięku na fantomie CIRS Model 039 z wykorzystaniem FibroScan® i głowicą pomiarową XL wyniosła średnio 1538 m/s z 4 pomiarów. Rozrzut wyników z symulacji i badań na fantomie waha się na poziomie 2%, co wskazuje na poprawność prowadzonych symulacji.

5. Podsumowanie

Zaprezentowane wyniki analizy numerycznej wstępnego sprawdzenia skuteczności w rozchodzeniu fali mechanicznej na skutek przyłożenia części pomiarowej do badanego organu wykazują prawidłowość założonej metodyki. Wynik prędkości fali (1569 m/s) koreluje z wartością dla zdrowej wątroby (1550 m/s).

Praca została wykonana w ramach projektu nr POIR.01.01.01-00-0462/21, który jest współfinansowany ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w ramach Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój 2014-2020.

Literatura

- [1] Milewicz P., *Elastografia wątroby w codziennej praktyce klinicznej/ Liver elastography in everyday clinical practice*, Gastroenterologia Kliniczna, T. 9, nr 1, s. 1-6, 2017.
- [2] Sánchez Antolin G., et al., *FibroScan Evaluation of Liver Fibrosis in Liver Transplantation*, Transplantation Proceedings, Vol. 41, No. 3, pp. 1044-1046, 2009.
- [3] Rajamani A.S., Rammohan A., Sai V.V.R., Rela M., *Current techniques and future trends in the diagnosis of hepatic steatosis in liver donors: A review*, Journal of Liver Transplantation, Vol. 7, No. 100091, 2022.
- [4] Opieliński K., Pruchnicki P., Świetlik T., *Analiza parametrów mechano-akustycznych skóry i ewentualnie innych istotnych pomiarowo warstw oraz tkanki wątroby*, Raport z badań, Wrocław 2022 (materiały niepublikowane).
- [5] Holzapfel G.A., *Biomechanics of soft tissue*, Handbook of material behavior nonlinear models and properties, LMT-Cachan, France 2000.
- [6] Pietroni K., Mazurkiewicz Ł., Sybilski K., Małachowski J., *Correlation of Bone Material Model Using Voxel Mesh and Parametric Optimization*, Materials, 2022, <https://doi.org/10.3390/ma15155163>.