



59th

Open Seminar on Acoustics

joint with
Workshop on Strategic
Management of Noise
including
Aircraft Noise

10-14 SEPTEMBER 2012
POZNAŃ, POLSKA

Nieinwazyjne obrazowanie temperatury tkanki miękkiej *in vitro* metodą analizy przemieszczenia ech ultradźwiękowych.

P. Karwat, J. Litniewski, W. Secomski, T. Kujawska, K. Krawczyk, E. Kruglenko, B. Gambin, A. Nowicki

*Instytut Podstawowych Problemów Techniki, Polska Akademia Nauk
ul. Pawińskiego 5B, 02-106 Warszawa,
e-mail: pkarwat@ippt.gov.pl*

Streszczenie

Terapeutyczne i chirurgiczne zastosowania ogniskowanych ultradźwięków wymagają monitorowania lokalnych zmian temperatury w tkance. Najkorzystniejsze z punktu widzenia użytkowego i ekonomicznego byłoby zastosowanie do tych celów technik ultradźwiękowych. Praca przedstawia próbę zastosowania metody estymacji przemieszczenia ech do monitorowania zmian temperatury podczas ultradźwiękowego nagrzewania tkanki *in vitro*. Dane uzyskane drogą pomiarów ultradźwiękowych zostały przetworzone w celu wyznaczenia mapy przemieszczeń ech i odniesione do pomiarów rozkładu temperatury przeprowadzonych za pomocą termopar. Uzyskane wyniki umożliwiają ocenę pola temperatury i pozytywnie rokują połączeniu ultradźwiękowych technik nagrzewania i szacowania lokalnej temperatury tkanki.

1. Wstęp

Ultradźwięki (US) znajdują we współczesnej medycynie wiele zastosowań od obrazowania przez terapię aż po chirurgię. Propagacji fali ultradźwiękowej w tkance będącej ośrodkiem tłumiącym towarzyszy wydzielanie ciepła, co jest kluczowym celem w terapii i chirurgii ultradźwiękowej. Skuteczność tych technik zależy od precyzji dostarczenia energii tj. od dokładności kontroli temperatury i oceny położenia strefy nagrzewania. Monitorowanie temperatury w funkcji czasu i przestrzeni staje się więc koniecznością. Obecnie najpopularniejszą metodą obrazowania rozkładu temperatury jest obrazowanie z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego (MRI). Sprzężenie US i MRI umożliwiło precyzyjne aplikowanie energii cieplnej do wybranego obszaru tkanki i otwiera zupełnie nowe możliwości we współczesnej medycynie [1]. Nowoczesne systemy łączące ww. techniki są obecnie z powodzeniem stosowane w chirurgii i terapii. Niestety, wadą tych urządzeń są ograniczone możliwości zastosowań związane z wysokimi kosztami technologii MRI.

Naszym celem jest opracowanie alternatywnego, tańszego systemu, w którym oprócz nagrzewania funkcje kontrolne realizowane są również za pomocą techniki obrazowania opartej na US. Ultradźwiękowy monitoring temperatury nie jest zupełnie nową techniką, znane są różne sposoby szacowania temperatury tkanki na podstawie rozproszonego w niej sygnału

ultradźwiękowego. Bazują one na towarzyszących wzrostowi temperatury zmianach parametrów akustycznych tkanki (sprzężenie termo-akustyczne). Jedną z metod polega na analizie związanego ze współczynnikiem rozproszenia średniego poziomu szarości obrazu B-Mode [2]. Dużą popularnością cieszy się algorytm estymacji odkształcenia ech (echo-strain-estimation- ESE) [3] analizujący przemieszczenie ech wywołane zmieniającą się prędkością propagacji fali w nagrzewanej tkance. Kolejną metodą wykorzystuje zmiany chwilowej częstotliwości sygnału [4]. Prowadzone są także badania nad zastosowaniem ultradźwiękowych środków kontrastujących [2].

W ramach przeprowadzonych badań implementowaliśmy zarówno wcześniej opisane, jak i zupełnie nowe metody estymacji temperatury. W tej pracy skoncentrowaliśmy się na metodzie ESE.

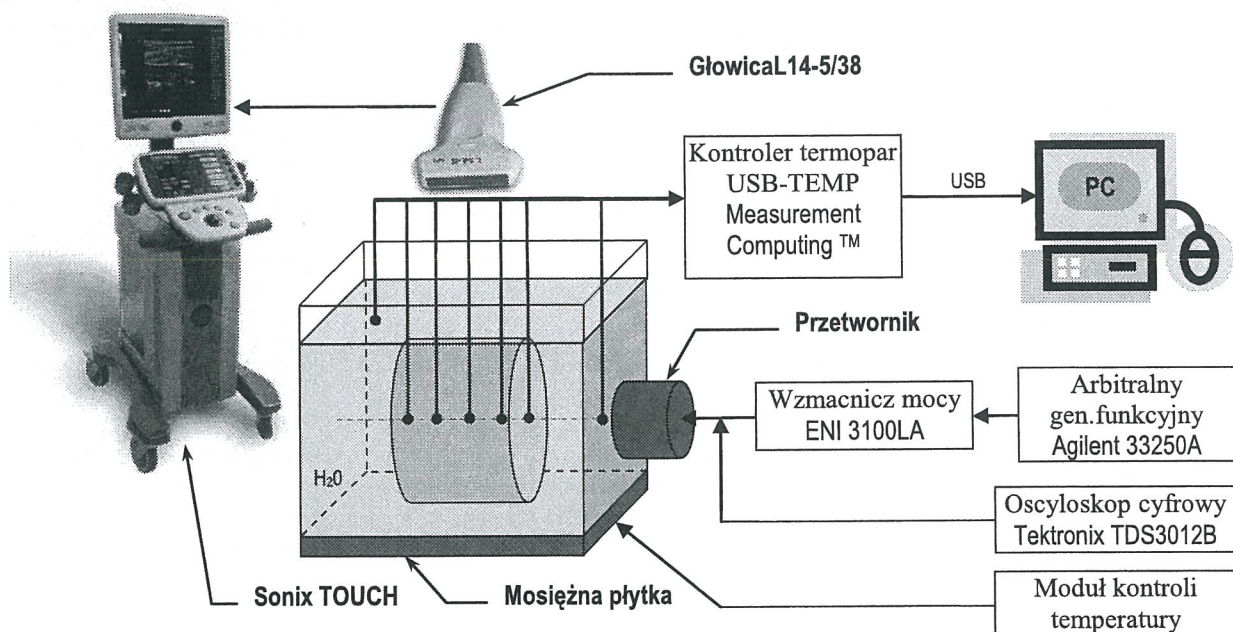
2. Opis pomiarów

Stanowisko pomiarowe zostało zbudowane w taki sposób aby umożliwiała jednoczesne ultradźwiękowe nagrzewanie próbki oraz pomiar temperatury za pomocą termopar, bądź ultradźwiękowego systemu obrazującego (rys. 1) umożliwiającego rejestrowanie ech RF. Na układ pomiarowy oprócz próbki (tkanka wątroby wołowej) oraz specjalnie do tego celu wykonanego pojemnika składały się również układy do grzania oraz układy do pomiaru temperatury w sposób inwazyjny i nieinwazyjny. Układ grzewczy zawierał:

generator (Agilent 33250A, Colorado Springs, USA), wzmacniacz mocy (ENI 3100LA, Rochester, NY, USA), przetwornik ultradźwiękowy (częstotliwość środkowa 2 MHz, średnica 15 mm, ogniskowa 25 mm) oraz oscyloskop (Tektronix TDS3012B, Beaverton, USA). System pomiaru inwazyjnego składał się z termopar rozmieszczonych wzdłuż akustycznej osi wiązki grzewczej, układu USB-TEMP (Measurement Computing, Norton, USA) i komputera PC. Pomiar nieinwazyjny był przeprowadzony za pomocą ultrasonografu (UltrasonixSonixTOUCH, British Columbia,

Canada) z głowicą L14-5/38 umieszczoną nad ogniskiem wiązki grzewczej, poprzecznie do jej osi.

Nagrzewanie próbki realizowane było za pomocą wiązki ultradźwiękowej o średniej mocy 3 W i częstotliwości 2 MHz. Próbkę wstępnie doprowadzono do temperatury 36 °C a następnie nagrzewano za pomocą ultradźwięków przez 5 minut. Podczas całego procesu rejestrowane były dane (sygnały RF) służące do odtworzenia rozkładu temperatury w próbce oraz obrazu B-Mode.

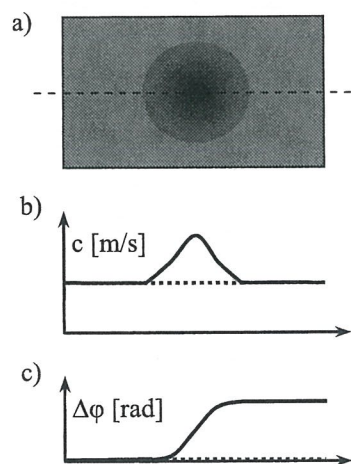


Rysunek 1. Schemat układu pomiarowego.

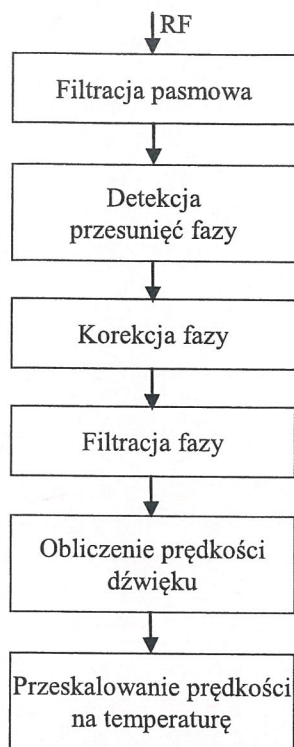
3. Przetwarzanie sygnałów RF

Przetwarzanie danych była przeprowadzone w środowisku MATLAB (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA). Przetwarzanie sygnału z postaci zarejestrowanych przebiegów RF ech ultradźwiękowych do mapy temperatur przeprowadzono metodą ESE. Związkiem parametrycznym leżącym u podstaw tej metody jest zależność prędkości dźwięku c w tkance od temperatury.

Nagrzany obszar tkanki zmienia swoje własności (rys. 2 a,b), w wyniku czego czas powrotu ech ultradźwiękowych od struktur znajdujących się za tym obszarem także ulega modyfikacji (rys. 2c). Porównanie sygnałów zarejestrowanych przed i po zmianie temperatury pozwala ocenić przemieszczenie ech, a co za tym idzie obliczyć lokalną zmianę prędkości dźwięku w tkance i oszacować jej temperaturę.



Rysunek 2. Ilustracja zjawiska na którym bazuje metoda ESE: a) próbka z zaznaczonym obszarem nagrzwanym oraz przechodzącą przez niego linią obrazu, b) zmodyfikowana temperaturowo prędkość dźwięku, c) zmiana fazy sygnału na zaznaczonej linii.



Rysunek 3. Schemat blokowy algorytmu estymacji pola temperatury na podstawie danych RF.

Algorytm przetwarzania sygnału jest przedstawiony na rys. 3. Pierwszym etapem jest filtracja pasmowa usuwająca zakłócenia pochodzące z głowicy nagrzewającej oraz ogólnie poprawiająca stosunek sygnał-szum (SNR). Następnie wyznaczane są przesunięcia fazy sygnału pomiędzy kolejnymi zarejestrowanymi obrazami. Ten krok można zrealizować poprzez poszukiwanie wartości przesunięcia fragmentów sygnału, dla której osiągamy maksimum korelacji. W naszych badaniach wyznaczaliśmy fazę sygnału zespolonego uzyskanego za pomocą transformacji Hilberta. Kolejnym etapem była naprawa fragmentów sygnału niespełniających kryteriów poprawności. Pominięcie tego kroku skutkowało powstawaniem licznych artefaktów w końcowym obrazie rozkładu temperatury. Dane były następnie filtrowane dolnoprzepustowo, aby następująca po nich operacja różniczkowania dała możliwie gładkie rezultaty. Zmiana prędkości dźwięku obliczana była według wzoru:

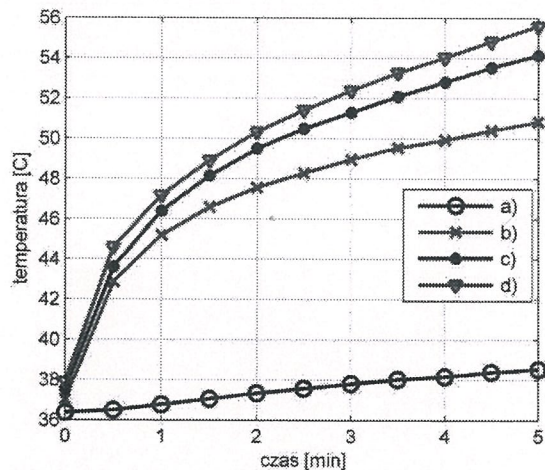
$$\Delta c = c \cdot \frac{f_S}{f_N} \cdot \frac{d}{ds} \frac{\Delta \varphi}{2\pi}$$

gdzie: c - przyjęta podczas rekonstrukcji średnia prędkość dźwięku w tkance, f_S - częstotliwość próbkowania, f_N - częstotliwość nadawcza dla obrazowania, d/ds - pochodna po numerze próbek sygnału RF, $\Delta \varphi$ - różnica faz sygnału przed i po nagrzewaniu.

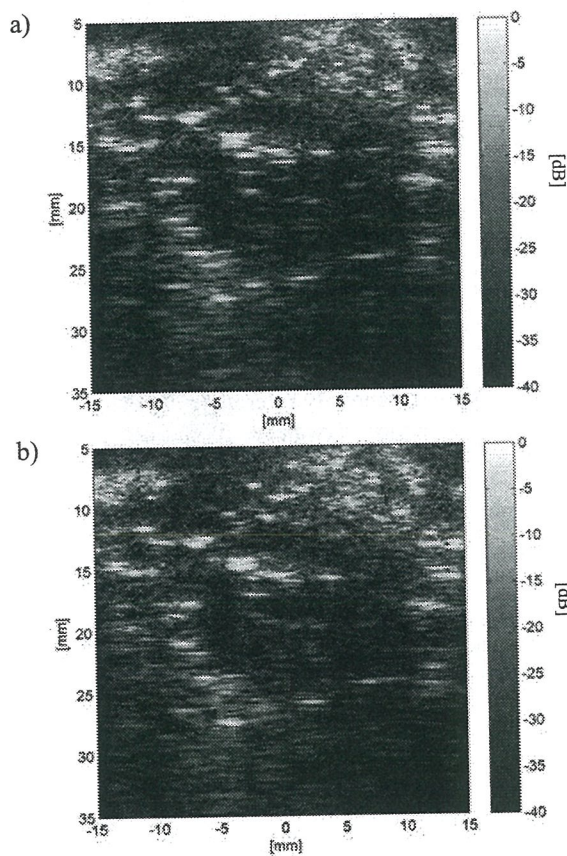
Mając dany rozkład zmian prędkości dźwięku można obliczyć pole temperatur posługując się charakterystyką zależności tych wielkości. Niestety zależność ta nie jest jednoznacznie sprecyzowana, poszczególne rodzaje tkanek mają różne charakterystyki temperatura-prędkość dźwięku [3]. Dlatego, na obecnym etapie skalowanie wyników do wartości wyrażonych w °C jest jedynie orientacyjne, wykonane na podstawie pomiarów inwazyjnych.

3. Rezultaty i wnioski

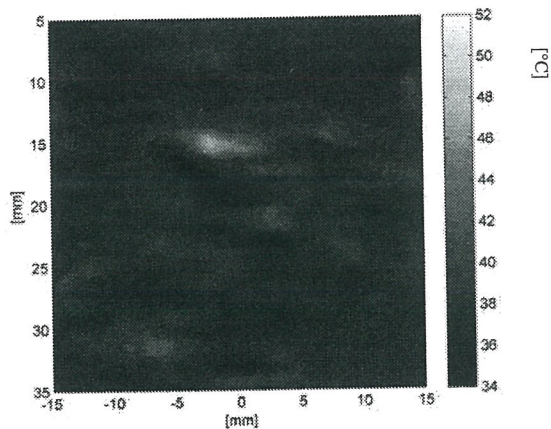
Wyniki pomiarów temperatur otrzymane za pomocą termopar (rys. 4) posłużyły do oceny procesu grzania oraz stanowiły referencję dla danych z pomiaru nieinwazyjnego. Trwające 5 minut grzanie tkanki wiązką o mocy 3 W lokalnie podniosło jej temperaturę nawet do 56 °C. To jednak nie wystarczyło, żeby na obrazach B-Mode (rys. 5) zaobserwować efekty świadczące o zmianach zachodzących w tkance. Dopiero wynik przetwarzania danych za pomocą opisanego algorytmu ukazuje wyraźnie zmiany pola temperatury w stosunku do stanu sprzed nagrzewania (rys. 6).



Rysunek 4. Wyniki pomiarów inwazyjnych wykonanych za pomocą termopar umieszczonych w nagrzewanej tkance: a) poza obszarem grzania, b) daleko od ogniska, c) blisko ogniska, d) w ognisku wiązki grzejącej.



Rysunek 5. Obrazy w trybie B-Mode a) przed i b) po nagrzewaniu.



Rysunek 6. Mapa zmiany temperatury.

W zrekonstruowanej mapie temperatur istnieje artefakt w postaci cienia za nagrzewanym punktem. W dalszych pracach podejmiemy próbę usunięcia przyczyny jego powstawania i udoskonalenia możliwości zaprezentowanego algorytmu. Przeprowadzone zostaną także dokładniejsze skalowanie algorytmu i jego weryfikacja.

Należy pamiętać, że przedstawione wyniki mają charakter wstępu do badania zagadnienia ultradźwiękowego pomiaru temperatury i mimo pewnych niedoskonałości zaprezentowanego algorytmu pozwalają one z optymizmem kontynuować pracę nad realizacją sonoterapii monitorowanej za pomocą metod ultradźwiękowych.

Podziękowania

Projekt częściowo finansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki przyznanych na podstawie decyzji numer 2011/01/B/ST7/06728

Bibliografia

- [1] K. Hynynen (2010). MRI-guided focused ultrasound treatments. *Ultrasonics*, 50, 221-229.
- [2] C. Guiot, R. Cavalli, P. Gaglioti, D. Danelon, C. Musacchio, M. Trotta, T. Todros (2004). Temperature monitoring using ultrasound contrast agents: in vitro investigation on thermal stability. *Ultrasonics*, 42, 927-930.
- [3] Miller N. R., Bamber J. C., Meaney P. M. (2002). Fundamental limitations of noninvasive temperature imaging by means of ultrasound echo strain estimation. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 28, 10, 1319-1333.
- [4] H. L. Liu, M. L. Li, T. C. Shih, S.-M. Huang, I. Y. Lu, D. Y. Lin, S. M. Lin, K. C. Ju (2009). Instantaneous frequency-based ultrasonic temperature estimation during focused ultrasound thermal therapy. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 35, 10, 1647-1661.