

# 17<sup>th</sup> SYMPOSIUM ON HYDROACOUSTICS

Jurata May 23-26, 2000



## ILOŚCIOWA OCENA NIELINIOWEJ PROPAGACJI W WODZIE I W TKANCE

L. Filipczyński, T. Kujawska, R. Tymkiewicz, J. Wójcik  
Zakład Ultradźwięków, Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN  
ul. Świętokrzyska 21, 00-049 Warszawa, Polska  
E-mail: [lfilipcz@ippt.gov.pl](mailto:lfilipcz@ippt.gov.pl)

*Nonlinear propagation effects were investigated numerically and experimentally in water and in blood from the point of view of ultrasonic diagnostic applications in cardiology. Pressure distributions of short and long pulses with the frequency of 3 and 3.5 MHz, radiated by a typical cardiological probe, were found along the ultrasonic beam axis. The numerical results were obtained by means of the numerical code WJ developed previously. The experimental pressure distributions were measured by means of a membrane PYDF hydrophone. The obtained numerical and experimental results showing the distributions of the 2-nd and 1-st harmonics have shown good agreement allowing us to determine some diagnostic conclusions.*

### WPROWADZENIE

Metody ultradźwiękowe dokonały przewrotu w diagnostyce kardiologicznej umożliwiając nieinwazyjną wizualizację i pomiary struktur serca, wizualizację przepływającej w sercu krwi oraz pomiary jej prędkości, a także pomiary prędkości zastawek sercowych itp. Zjawiska propagacji nieliniowej stają się obecnie przedmiotem dużego zainteresowania ultradźwiękowych metod diagnostycznych stosowanych w medycynie. Możliwe staje się stosowanie wyższych harmonicznnych, które powstają samoistnie w tkankach na skutek nieliniowej propagacji fal ultradźwiękowych o wystarczająco dużych amplitudach. Oparta na tej podstawie technika wykorzystywania drugiej harmonicznej [6], [1] polepsza jakość obrazów uzyskiwanych w różnych zastosowaniach klinicznych zwiększając głębokość penetracji bez straty szczegółów [5], zwiększa poprzeczną rozdzielczość dzięki zmniejszeniu przekroju generowanych wiązek, zmniejsza też artefakty w uzyskiwanych ultrasonogramach oraz zwiększa ich kontrast, a także umożliwia wykrywanie przepływów o mniejszej koncentracji krwi przy zastosowaniu techniki dopplerowskiej.

Celem pracy jest ilościowa analiza zjawisk nieliniowych na skutek propagacji fal ultradźwiękowych o dużych amplitudach w sercu człowieka.

## 1. AKUSTYCZNE PARAMETRY SERCA I ZASTOSOWANYCH GŁOWIC

Interesujący jest dla nas kierunek badania od koniuszka serca do wnętrza komór (badanie koniuszkowe), w którym droga wiązki ultradźwiękowej wynosi około 20 cm. Na tej najdłuższej drodze propagacji mogą wystąpić w pełni zjawiska propagacji nieliniowej.

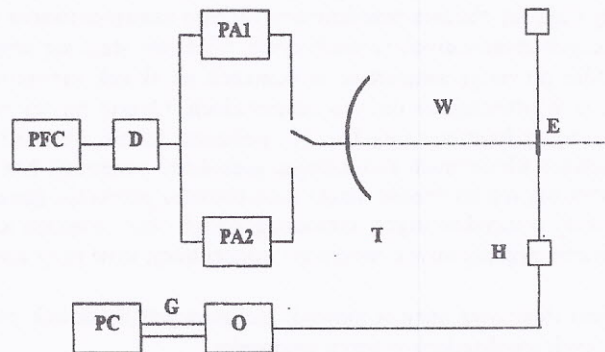
Woda i krew różnią się wielkością tłumienia, które w wodzie w temperaturze 25°C wynosi  $\alpha = 22 \cdot 10^{-5} \text{ N}/(\text{cm MHz}^2)$ . Dla częstotliwości 3 MHz mamy stąd  $\alpha = 198 \cdot 10^{-5} \text{ N}/\text{cm} = 0,017 \text{ dB}/\text{cm}$ . Jednak we krwi człowieka, w temperaturze 37°C, przyjmując zależność od częstotliwości w MHz wg funkcji  $f^{1.2}$  mamy wartość  $\alpha = 0,035 \text{ N}/(\text{cm MHz}^{1.2})$  [2], [4]. Dla częstotliwości 3 MHz współczynnik tłumienia dla krwi człowieka równy jest  $\alpha_3 = 0,13 \text{ N}/\text{cm} = 1,13 \text{ dB}/\text{cm}$ . Woda i krew różnią się również parametrem nieliniowości równym dla wody  $B/A = 5,1$  (przy 25°C) oraz dla krwi człowieka 6,05 (w temperaturze 26°C).

Za podstawową częstotliwość badania serca przyjęliśmy 3 MHz i 3,5 MHz. Do badań zastosowaliśmy typową głowicę ultradźwiękową stosowaną w kardiologii. Promień przetwornika kołowego wynosił 0,75 cm, ognisko fizyczne - 7 cm, Na powierzchnię czołową przetwornika nałożono warstewkę dopasowującą  $\lambda/4$ , a powierzchnię tylną obciążono dodatkowo materiałem tłumiącym,

Wstęga nadawczej charakterystyki częstotliwości głowicy ( w zakresie -3dB ) wynosi 3 NfHz. Pomiar przeprowadzono za pomocą impulsu o długości 8 oraz 2 okresów w.cz. przy stosowaniu napięć odpowiednio równych 70 i 50V<sub>pp</sub>. Impulsy takie są stosowane w ultradźwiękowej wizualizacji typu B oraz w technice dopplerowskiej typu B+D.

## 2. GENERACJA IMPULSÓW ULTRADŹWIĘKOWYCH

W pomiarach w wodzie i we krwi zastosowano impulsy ultradźwiękowe o częstotliwości nośnej 3 MHz i 3,5 MHz, krótkie i długie. Do generacji tych impulsów opracowano specjalny nadajnik. Na Rys. 1 pokazano jego schemat oraz zasadę działania układu pomiarowego. PFC są obwodami formującymi impuls, D oznacza przedwzmacniacz, PA1, PA2 - wzmacniacze mocy, T - przetwornik nadawczo-odbiorczy PZT głowic ultradźwiękowych, W - wodę lub krew, H - membranowy hydrofon PVDF o średnicy aktywnej elektrody E równej 0,6 mm, 0 - cyfrowy oscyloskop pamięciowy, PC - komputer typu IBM, G - magistrala GPIB. Częstotliwość powtarzania impulsów nadajnika wynosiła 1,5 kHz.



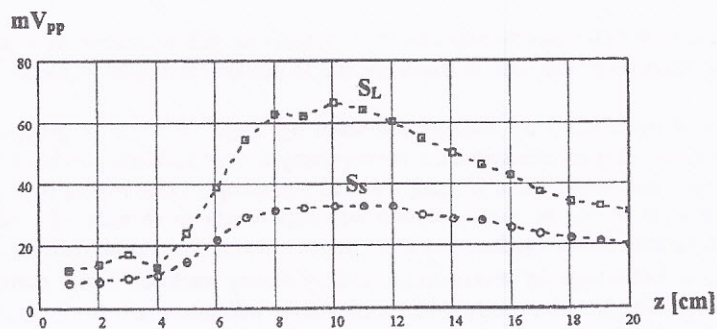
Rys.1. Schemat układu pomiarowego  
Principle of the measurement system



### 3. POMIARY PROPAGACJI NIELINIOWEJ W WODZIE I WE KRWI

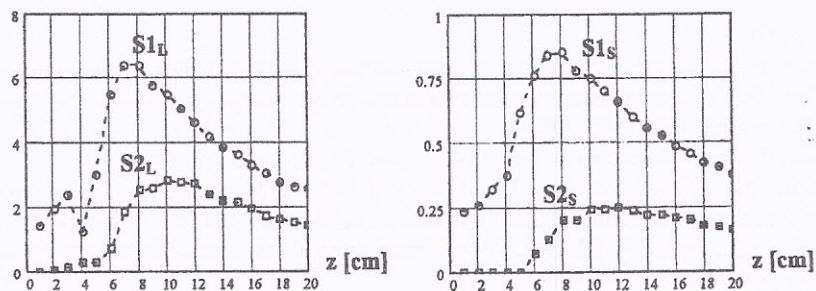
Najpierw pomiary nieliniowej propagacji przeprowadzono w wodzie w temperaturze 25°C, a następnie w świeżej świńskiej krwi. Wodą, a z kolei krwią wypełniono izolowane naczynie wykonane z pleksiglasu o wysokości 30 cm i o podstawie 14 cm x 14 cm. W celu uniknięcia koagulacji krwi wprowadzono do niej bezpośrednio po uboju kilka cm<sup>3</sup> heparyny w proporcji 10 ml (50 000 j.m.) na 1 litr krwi. W celu utrzymania stałej temperatury krwi równej 37°C z dokładnością do kilku dziesiątych stopnia opracowano i zbudowano specjalny termostat.

W układzie pomiarowym (Rys. 1) rozkłady ciśnienia impulsów i ich spektra zmierzono wzdłuż osi wiązki ultradźwiękowej za pomocą membranowego hydrofonu PVDF. Hydrofon ten, którego średnica elektrody wynosiła 0.6 mm, wyskalowany został w NPL (National Physical Laboratory) w Anglii. Jego czułość dla częstotliwości 3 MHz wynosiła 31 mV/MPa, natomiast przy częstotliwości 6 MHz wzrastała do wartości 37 mV/MPa. Na Rys. 2 przedstawiono wyniki pomiarów rozkładu ciśnienia mierzonego na całej długości osi wiązki w wodzie z  $z = 20$  cm z krokiem co 1 cm dla impulsów krótkich i długich.



Rys. 2. Zmierzone w wodzie rozkłady ciśnienia krótkich (SS) i długich (SL) impulsów ultradźwiękowych

Distributions of short (SS) and long (SL) ultrasonic pulses measured in water

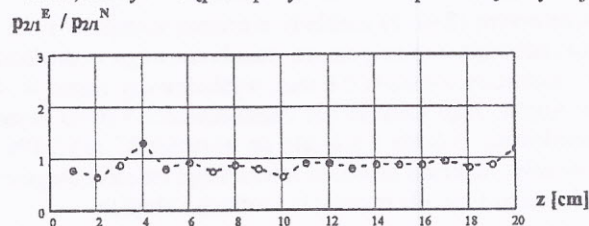


Rys. 3. Eksperymentalne rozkłady 1-szej (S1) i 2-giej (S2) harmonicznej dla krótkich (z prawej) i długich (z lewej) impulsów ultradźwiękowych

Experimental distributions of first (S1) and second (S2) harmonics of short (right) and long (left) ultrasonic pulses in water

W każdym punkcie pomiarowym przeprowadzono analizę widmową, a stąd wyznaczono rozkłady 1-szej i 2-giej harmonicznej (Rys. 3).

Podobne pomiary przeprowadzono we krwi, a uzyskane stąd rozkłady eksperymentalne  $p_{2,1}^E = f(z)$  stosunku 2-giej do 1-szej harmonicznej zestawiano z analogicznymi rozkładami numerycznymi  $p_{2,1}^N = f(z)$ . W celu numerycznego wyznaczenia rozkładu ciśnienia na osi wiązki ultradźwiękowej zastosowano kod WJ podany przez Wójcika [3] w rozdziale „Basis of numerical procedures”. W celu dokładnego wyznaczenia ciśnienia w wiązce należy znać warunki brzegowe na powierzchni przetwornika. W tym celu wykonano pomiar rozkładu ciśnienia w odległości  $z = 1$  cm, który następnie przybliżono za pomocą krzywej analitycznej.



Rys. 4. Rozkład stosunku eksperymentalnych do numerycznych wyników we krwi  
The distribution of the ratio of experimental to numerical results in blood

Na Rys. 4 przedstawiono wartość stosunku  $p_{2,1}^E/p_{2,1}^N = f(z)$ . W przypadku idealnej zgodności wyników eksperymentalnych z numerycznymi stosunek ten powinien być równy 1. W rzeczywistości zaobserwowano średnią wartość mniejszą o 12%, równą 0.88 (przy odchyleniu standardowym 0.15). W skali decybelowej odpowiada to różnicy  $-1.1$  dB. Uzyskane wyniki wykazują dość dobrą zgodność eksperymentu z wynikami numerycznymi.

Wyniki te pozwalają na wyznaczenie maksymalnej wartości 2-giej harmonicznej we krwi równej  $\sim 0.1$  ( $-20$  dB) amplitudy 1-harmonicznej w odległości  $z = 6 - 9$  cm przy amplitudzie fali wnikażącej do krwi  $0.20$  MPa. Wartość 2-giej harmonicznej można dwukrotnie zwiększyć w maksimum zwiększając dwa razy ciśnienie fali wnikażącej do krwi, wtedy jednak jej przyrost poza maksimum będzie mniejszy. Spowoduje to w rezultacie wybiórczą poprawę zdolności rozdzielczej metody wizualizacji harmonicznej w obszarze maksimum.

#### LITERATURA

1. Averkiou et al., Tissue harmonic imaging in cardiology and radiology applications, Proc.16th Intern. Congress on Acoustics and the 13 5th Meeting of Acoust. Soc. Am., Seattle, 20-26 June 1998, 395-396
2. F. Duck, Physical properties of tissue, Academic Press, London 1990
3. L. Filipczyński, T. Kujawska, R. Tymkiewicz, J. Wójcik, Nonlinear and linear propagation of diagnostic ultrasound pulses, Ultrasound in Med. & Biol., 25, 285-299 (1999)
4. P. Narayana, J. Ophir, N. Maklus, The attenuation of ultrasound in biological fluids, J.Acoust.Soc.Am., 76,1-4 (1984)
5. F. Tranquart, N. Grenier, V. Eder, L. Pourcelot, Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging, Ultrasound in Medicine and Biology, 25, 889-894 (1999)
6. Ward, A. Baker, V. Humphrey, Nonlinear propagation applied to the improvement of the resolution in diagnostic medical ultrasound, J. Acoust. Soc. Am., V.10 1,143-154 (1997)