

# **Bio- i Hydroakustyka**

## **Wykład (3 punkty ECTS)**

### **CELE PRZEDMIOTU**

- C1 Rozumienie zjawisk i procesów fizycznych występujących w wodzie i ośrodkach biologicznych, związanych z propagacją fal ultradźwiękowych oraz poznanie parametrów ultradźwiękowych służących do oceny struktur biologicznych.
- C2 Poznanie szczególnych właściwości ultradźwięków wykorzystywanych w obszarze bioakustyki i hydroakustyki.
- C3 Poznanie i rozróżnianie podstawowych systemów hydroakustycznych stosowanych w hydrolokacji.
- C4 Poznanie zasad pomiaru i zasad działania aparatury stosowanej w bio- i hydroakustyce.

### **PRZEDMIOTOWE EFEKTY KSZTAŁCENIA Z ZAKRESU WIEDZY**

Student:

1. zna, rozumie i opisuje podstawowe zjawiska fizyczne towarzyszące propagacji fal ultradźwiękowych w wodzie i w ośrodkach biologicznych oraz definiuje podstawowe parametry akustyczne w tych ośrodkach i ich zależności od temperatury i częstotliwości, w zakresie liniowym i nieliniowym,
2. definiuje równanie zasięgu systemu hydrolokacyjnego, równanie siły celu oraz zna i opisuje metody poszerzenia pasma przetworników ultradźwiękowych przeznaczonych do stosowania w bio- i hydroakustyce,
3. zna i opisuje zasadę działania i właściwości źródeł parametrycznych, systemów hydrolokacji i telekomunikacji ultradźwiękowej, różnych rodzajów sonarów i echosond oraz potrafi scharakteryzować akustyczne metody monitoringu środowiska podwodnego,
4. wymienia i opisuje wszystkie zjawiska fizyczne wykorzystywane w czynnych i biernych zastosowaniach ultradźwięków w obszarze bio- i hydroakustyki,
5. zna budowę, zasadę działania, właściwości i parametry przetworników i głowic ultradźwiękowych stosowanych w bio- i hydroakustyce oraz potrafi opisać metody elektronicznego ogniskowania i odchylenia wiązki fali ultradźwiękowej,
6. potrafi opisać zjawisko ultradźwiękowej pseudokawitacji i kawitacji oraz scharakteryzować próg kawitacji i skutki kawitacji w wodzie i ośrodkach biologicznych,
7. rozumie i potrafi opisać bioecholokację ultradźwiękową w powietrzu i w wodzie na przykładzie odpowiednio nietoperzy i delfinów.
8. identyfikuje i opisuje metody obrazowania ultradźwiękowego stosowane w diagnostyce medycznej.
9. ma aktualną wiedzę z zakresu metod obrazowania struktur biologicznych za pomocą podstawowych rodzajów mikroskopii i tomografii ultradźwiękowej oraz z zakresu perspektyw rozwoju techniki ultradźwiękowej w bio- i hydroakustyce.

### **Program Wykładu**

- Transmisja sygnałów ultradźwiękowych w cieczach i ośrodkach biologicznych.
- Nieliniowe właściwości wody i ośrodków biologicznych.
- Równanie zasięgu w echolokacji ultradźwiękowej. Siła celu.
- Ultradźwiękowe przetworniki szerokopasmowe.
- Sonary. Źródła parametryczne.
- Systemy hydrolokacji i telekomunikacji ultradźwiękowej.
- Akustyczne metody monitoringu środowiska podwodnego.

- Zastosowania czynne i bierne ultradźwięków w hydro- i bioakustyce.
- Przetworniki i głowice ultradźwiękowe stosowane w bio- i hydroakustyce.
- Kawitacja i pseudokawitacja. Litotrypsja ultradźwiękowa.
- Bioecholokacja ultradźwiękowa.
- Metody zobrazowań w diagnostyce medycznej.
- Zjawisko Dopplera w bioakustyce. Rodzaje zobrazowań dopplerowskich.
- Mikroskopia ultradźwiękowa. Tomografia ultradźwiękowa.
- SPRAWDZIAN
- Perspektywy rozwoju techniki ultradźwiękowej w bio- i hydroakustyce.

### **Literatura podstawowa**

1. Bushong, S.C., Arche B.R., *Diagnostic Ultrasound. Physics, Biology and Instrumentation*, St. Louis 1991.
2. DeSanto J.A., *Ocean Acoustics, Topics in Current Physics*, vol.8., Springer-Verlag, New York 1979.
3. Hill C.R., *Physical principles of medical ultrasonics*, Chichester 1986.
4. Nowicki A., *Ultradźwięki w medycynie - wprowadzenie do współczesnej ultrasonografii*, Wydawnictwo Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN, Warszawa 2010.
5. Opieliński K.J., *Zastosowanie transmisji fal ultradźwiękowych do charakteryzowania i obrazowania struktury ośrodków biologicznych*, Oficyna Wydawnicza PWr., Wrocław 2011.
6. Salamon, R., *Systemy hydrolokacyjne*, Gdańskie Towarzystwo Naukowe, Gdańsk 2006.
7. Urick R.J., *Principles of Underwater Sound*, McGraw-Hill, New York 1983.
8. Coates R., *Underwater Acoustic Systems*, Macmillan Education Ltd., New York 1990.

### **Literatura uzupełniająca**

1. Dunn F., *Ultrasonic Tissue Characterization*, Springer Verlag, 1996.
2. Hedrick W.R., Hykes D.L., Starchman D.F., *Ultrasound Physics and Instrumentation*, Elsevier Mosby, 2005.
3. Kak A.C., Slaney M.S., *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, 1988.
4. Sikora J., Wójtowicz S., *Industrial and Biological Tomography. Theoretical Basis and Applications*, Wydawnictwo Książkowe Instytutu Elektrotechniki, Warszawa 2010.
5. Śliwiński A., *Ultradźwięki i ich zastosowania*, WNT 2001.
6. Talarczyk E., *Podstawy techniki ultradźwięków*, Wydawnictwo PWr. 1990.

## MATERIAŁY POMOCNICZE DO WYKŁADU Z BIO- i HYDROAKUSTYKI

### 1. Transmisja sygnałów ultradźwiękowych w cieczach i ośrodkach biologicznych

#### S8-S12. Zjawiska towarzyszące transmisji

Dyfrakcja – zachodzi dla rozmiarów struktur  $d < \lambda/2$

Załamanie i odbicie

Odbicia wielokrotne

Wielodrożność przejść (*multipath*)

Rozproszenie (zależy od kierunku, katowe zmiany rozproszenia fali wynikają ze zróżnicowania gęstości i ściśliwości w strukturze ośrodka, jak i z geometrii tej struktury).

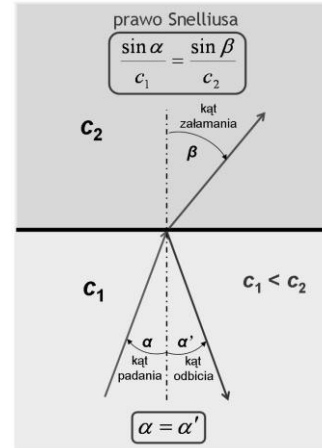
Równanie akustycznego **rozproszenia Rayleigha**

(elementy rozpr.  $< \lambda$ ):

$$p(r, \theta) = A \frac{e^{jkr}}{r} \frac{1}{3} k^2 a^3 \left( \frac{\beta_t - \beta_e}{\beta_t} + \frac{3\rho_e - 3\rho_t}{2\rho_e + \rho_t} \cdot \cos \theta \right)$$

Ze wzrostem promienia elementu rozpraszającego (rozpraszanie Farana), rośnie katowe zróżnicowanie rozpraszania energii fali ultradźwiękowej (elementy rozpr.  $\approx \lambda$ ).

Dla elementy rozpr.  $> \lambda$  można stosować akustykę promieniową (podobnie jak dla promieni świetlnych).



#### S13,14. Podstawowe wielkości

Fala akustyczna w idealnym ośrodku płynnym jest falą podłużną.

Ciśnienie akustyczne:  $p$  [Pa]

Prędkość akustyczna:  $v$  [m/s]

Natężenie fali akustycznej:  $[W/m^2]$

Impedancja akustyczna:  $Z_a = \rho_o \cdot c_o$  [ $kg/(m^2 \cdot s) \cdot 10^6$ ]

Moc akustyczna:  $P_a = c \cdot E \cdot A = \frac{1}{2} p \cdot v \cdot A$  [W]

( $p$  i  $v$  jednakowe na całej powierzchni)

Ciśnieniowy wsp. odbicia:  $R_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} = \frac{\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1} = D_p - 1$

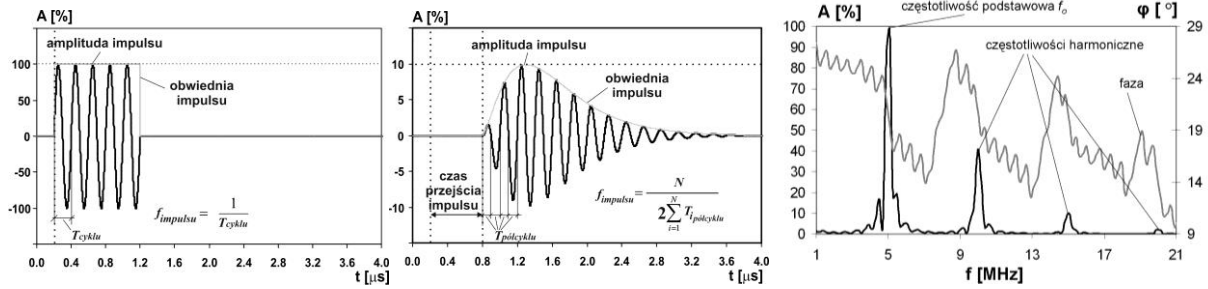
Ciśnieniowy wsp. przenikania:  $D_p = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} = \frac{2\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} = R_p + 1$

RMS (*root mean square*):  $A = \sqrt{\sum_i \frac{A_i^2}{N}}$

Poziom natężenia/ciśnienia fali akustycznej w hydroakustyce:  $IL = 10 \log \frac{I}{I_o} = 20 \log \frac{p}{p_o}$  [dB]

Straty transmisji:  $TL = -10 \log \frac{I(r)}{I(r_o)} = -20 \log \frac{p(r)}{p(r_o)}$  [dB]

### S16. Parametry sygnałów ultradźwiękowych



### S18. Prędkość propagacji fali ultradźwiękowej

prędkość fazowa      prędkość grupowa      ogólnie, prędkość dla każdego ośrodka

$$c = c_f = \frac{\omega}{k} \quad c_g = \frac{\partial \omega}{\partial k} = c_f - \lambda \frac{dc_f}{d\lambda} \quad c = \sqrt{\frac{1}{\rho \cdot C_o}}$$

Ciecze	Ciała stałe	Gazy
$c = \sqrt{\frac{1}{\rho \cdot \beta_a}}$	$c_L = \sqrt{\frac{K + \frac{4G}{3}}{\rho}} = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1-2\nu)(1+\nu)}}$	$c = \sqrt{\frac{P \cdot \kappa}{\rho}}$
	$c_T = \sqrt{\frac{G}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}}$	

$K = E/(3(1-2\nu))$  [Pa] – współczynnik sprężystości objętościowej (moduł ściśliwości);  
 $K = -Vdp/Dv$

$E = 2G(1 + \nu)$  [Pa] - moduł Younga;

$E = \sigma/\varepsilon$  (względne odkształcenie liniowe materiału od naprężenia);

$G$  [Pa] - moduł Kirchhoffa;  $G = \tau/\gamma$  (odkształcenie postaciowe do naprężenia);

$\nu$  – bezwymiarowy współczynnik Poissona;

$\nu = -\varepsilon_n/\varepsilon_m$  (odkształcenie poprzeczne do podłużnego przy osiowym stanie naprężenia);

### S19. Fale poprzeczne w tkankach (TW – transversal wave)

Tkanka	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	$c_L$ [m/s]	$c_T$ [m/s]
tłuszcz	937	1479	51.8
mięsień	1070	1532	48.5
kość	1780	3380	1940

$f = 1$  MHz,  $t = 37$  °C

## S20. Prędkość dźwięku fali podłużnej dla różnych rodzajów ośrodków biologicznych ciała ludzkiego, wybranych ciał stałych, cieczy i gazów

średnia prędkość w tkance miękkiej 1540 m/s, gęstość 1058 kg/m<sup>3</sup>;  
tkanka bez tłuszczu 1575 m/s, z tłuszczem 1465 m/s;

kość gąbczasta 2700 m/s fast, 1400 m/s slow; gęstość 1140 kg/m<sup>3</sup>;  
kość zbita 4040 m/s, gęstość 1900 kg/m<sup>3</sup>;

powietrze:  $c = 353$  m/s; gęstość 1.138 kg/m<sup>3</sup>;

woda 1524 m/s, gęstość 993 kg/m<sup>3</sup> w temperaturze 37 °C

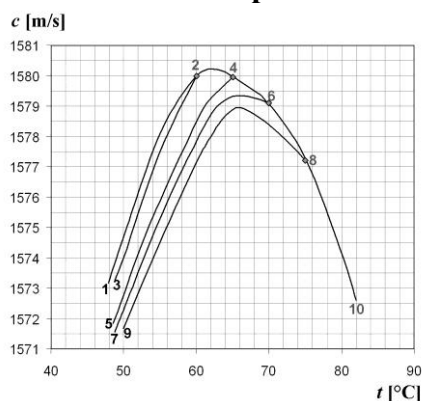
## S23. Zmiany prędkości dźwięku z temperaturą w wodzie morskiej

Wzór Claya i Edwina ( $P = 1$  atm na powierzchni):

$$c_{sw} = 1449.2 + 4.6 \cdot t - 5.5 \cdot 10^{-2} \cdot t^2 + 0.29 \cdot 10^{-3} \cdot t^3 + (1.34 - 0.01 \cdot t) \cdot (0.1 \cdot s - 35) + 0.016d$$

$$\Delta c / \Delta t \approx 4.6 \text{ (m/s)/}^\circ\text{C}; \quad \Delta c / \Delta s \approx 0.134 \text{ (m/s)/}\%; \quad \Delta c / \Delta d \approx 0.016 \text{ (m/s)/m}$$

## S24. Histereza temperaturowa w białkach



## S25. Dyspersja prędkości dźwięku

Głównie związana z lepkością i procesami molekularnymi

$$\frac{c_o^2}{c^2} = 1 - \sum_j \frac{\varepsilon_j \cdot \omega^2 \tau_j^2}{1 + \omega^2 \tau_j^2} \quad \varepsilon = 1 - c_o^2 / c_\infty^2 \text{ oznacza siłę dyspersji}$$

$$\frac{dc(\omega)}{d\omega} = \frac{2\alpha(\omega)c_o^2}{\pi\omega^2}$$

## S26. Dyspersja prędkości dźwięku (wartości)

Małe zmiany:

- roztwory hemoglobiny: 0.165 (m/s)/MHz
- tkanka mózgu ludzkiego: 0.3 (m/s)/MHz
- wątroba szczura: 0.5 (m/s)/MHz
- mięsień sercowy szczura: 0.22 (m/s)/MHz

Duże zmiany:

- płuca z zaw. 60% powietrza: 138 (m/s)/MHz, (tj. od 644 m/s przy 1 MHz do 1472 m/s przy 7 MHz)
- tkanka kostna: 1 ÷ 12 % dla 1 ÷ 3 MHz

**S28,29. Tłumienie fali ultradźwiękowej (podstawowe zależności)**

$$\alpha = \frac{1}{2d} \cdot \ln\left(\frac{I_o}{I_d}\right) = \frac{1}{d} \cdot \ln\left(\frac{p_o}{p_d}\right) \quad I_d = I_o \cdot e^{-2\alpha d} \quad \mu = 2 \cdot \alpha$$

$$\alpha = \alpha_a + \alpha_s$$

**S31. Współczynnik rozproszenia**

Całkowity energetyczny współczynnik rozproszenia fali ultradźwiękowej w ośrodkach biologicznych to całkowita moc rozproszona przez jednostkową objętość ośrodka, odniesiona do tej objętości i do jednostkowego natężenia fali padającej.

$$\mu_s = a \cdot f^b$$

Energetyczny kierunkowy współczynnik rozproszenia - moc rozproszona przez jednostkową objętość ośrodka w jednostkowy kąt bryłowy dla zadanego kierunku, odniesiona do tej objętości i kąta oraz do jednostkowego natężenia fali padającej. Współczynnik ten określany jest najczęściej dla kierunku przeciwnego  $\mu_{bs}$  lub zgodnego  $\mu_{fs}$  z propagacją fali ultradźwiękowej.

**S32. Współczynnik absorpcji**

$$\alpha_a = \alpha_v + \alpha_{hc} + \alpha_R \quad \alpha_a = \left( \frac{2\pi^2}{\lambda^2 \rho c} \left( \frac{4}{3} \eta + \xi \right) \right) + \left( \frac{2\pi^2 f^2}{\rho c^3} \frac{(\kappa - 1) \cdot k_t}{c_p} \right) + \left( \sum_j \frac{A_j}{\frac{1}{f^2} + \frac{1}{f_{Rj}^2}} \right)$$

$$\alpha_a = \frac{\omega^2}{2\rho c^3} \left( \frac{4}{3} \eta + \xi + \frac{(\kappa - 1) \cdot k_t}{c_p} \right) + f^2 \sum_j \frac{A_j}{1 + \left( \frac{f}{f_{Rj}} \right)^2}$$

W praktyce, przyrost prędkości dźwięku w obszarze dyspersji związanej z relaksacją molekularną dla ośrodków biologicznych, w zakresie 1 ÷ 10 MHz jest zwykle mniejszy niż 1%.

**S33. Współczynnik absorpcji tkanek miękkich**

$$\alpha_a = \alpha_{a1} \left( \frac{f}{f_1} \right)^n$$

**S36. Średnie wartości tłumienia ultradźwięków w tkankach miękkich**

$\alpha = 0.5$  (dB/cm)/MHz  $\approx 5.8$  (Np/m)/MHz – średnia wartość

$\alpha = 0.3$  (dB/cm)/MHz  $\approx 3.5$  (Np/m)/MHz – średnia wartość dla tkanek bez tłuszczu

$\alpha = 0.6$  (dB/cm)/MHz  $\approx 6.9$  (Np/m)/MHz – średnia wartość dla tkanek z tłuszczem

Wzrost zawartości tłuszczu i kolagenu w tkance powoduje wzrost współczynnika tłumienia.

**S37. Pochodna współczynnika tłumienia (dla tkanek miękkich!)**

$$\alpha(x, y, f) = \alpha_o(x, y) \cdot |f| \quad \partial \alpha / \partial f|_{f=f_N} = \alpha_o \quad \alpha_o = \frac{f_N - f_R}{2\sigma^2 L} \quad \alpha_o = \frac{f_N - f_R}{2\sigma^2 \cdot n \cdot f_R^{n-1} \cdot L}$$

### S38. Tłumienie w tkankach twardych

Zależność tłumienia od częstotliwości jest liniowa w materiałach niekryształicznych (np. szkło, topiony kwarc),

W materiałach kryształicznych (np. metale, **kości, zęby**), dla większych częstotliwości zaczyna odgrywać rolę rozproszenie energii na skutek wielokrotnych odbić fali od poszczególnych kryształitów, których wielkość staje się bliska długości fali. Rozproszenie to powoduje gwałtowny wzrost tłumienia.

$$\alpha = \begin{cases} \alpha_a \cdot f + \alpha_s \cdot f^4 & \text{dla } \frac{D_z}{\lambda} < \frac{1}{3}, \quad \alpha_s \sim D_z^3 \\ \alpha_a \cdot f + \alpha_s \cdot f^2 & \text{dla } \frac{D_z}{\lambda} \rightarrow 1 \quad \alpha_s \sim D_z \\ \alpha_a \cdot f + \alpha_s \cdot f^2 & \text{dla } \frac{D_z}{\lambda} > 1 \quad \alpha_s \sim \frac{1}{D_z} \end{cases}$$

W ZĘBACH tłumienie  $8 \div 20$  dB/mm przy 18 MHz.

$$\alpha_{kości} \approx 4 \div 24 \text{ (dB/cm)/MHz}^2 \approx 46 \div 276 \text{ (Np/m)/MHz}^2$$

### S39. Tłumienie w ośrodkach gazowych

Obowiązuje ogólny wzór na tłumienie.

$$\text{Powietrze, } t = 37^\circ\text{C, wilgotność} = 33.5\% \rightarrow \alpha \approx 1.7 \text{ (dB/cm)/MHz}^2 \approx 19.6 \text{ (Np/m)/MHz}^2$$

### S42. Tłumienie fal poprzecznych

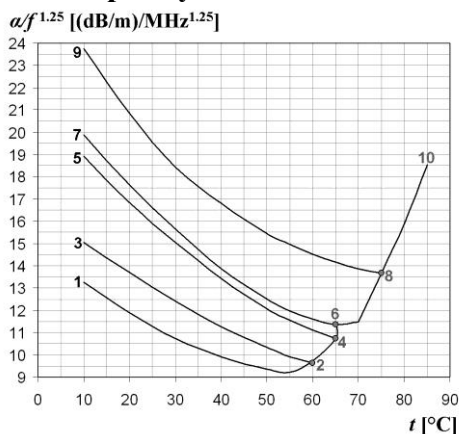
Tkanka	$\alpha_L$ [dB/cm]	$\alpha_L$ [Np/m]	$\alpha_T$ [dB/cm]	$\alpha_T$ [Np/m]
tłuszcz	0.35	4	~10400	1.2·10 <sup>5</sup>
mięsień	1.04	12	~10400	1.2·10 <sup>5</sup>
kość	13.2	152	22.6	260

$$f = 1 \text{ MHz, } t = 37^\circ\text{C}$$

### S43. Zależność temperaturowa tłumienia

Współczynnik tłumienia fali ultradźwiękowej w ośrodkach biologicznych zależy od temperatury, a zależność temperaturowa zmienia się z częstotliwością fali ultradźwiękowej. Dla wielu tkanek miękkich, w zakresie częstotliwości rzędu kilku MHz, wartość współczynnika tłumienia osiąga minimum w zakresie temperatur  $20 \div 40^\circ\text{C}$ . W pobliżu częstotliwości 1 MHz, tłumienie dźwięku zmienia się z temperaturą w sposób złożony.

### S44. Współczynnik tłumienia w białku



### S45. Wielowymiarowa charakterystyka ośrodków biologicznych

$$c_m = \omega / k_m \quad k_m = \omega / c + j\alpha \quad c = \omega / \text{Re}(k_m) \quad \alpha = \text{Im}(k_m)$$