

**MATERIAŁY POMOCNICZE DO WYKŁADU  
Z PODSTAW ZASTOSOWAŃ ULTRADŹWIĘKÓW W MEDYCYNIE**  
(wyłącznie do celów dydaktycznych – zakaz rozpowszechniania)

**13. Mikroskopia ultradźwiękowa.**

**Zagadnienia bezpieczeństwa stosowania ultradźwięków w medycynie.**

\*\*\*\*\*

**S3. Mikroskopia ultradźwiękowa**

Obrazowanie nierównomierności powierzchni, struktur przypowierzchniowych, charakteryzowanie materiału (C-skan).

Parametry decydujące o rozdzielczości obrazu akustycznego:

- średnica wiązki fali (PSF);
- rozmiar i odstęp pikseli;
- stosunek S/N (kontrast);

**Skaningowa mikroskopia akustyczna** (*Scanning Acoustic Microscopy SAM*)

**Mikroskopia fotoakustyczna** (*Photoacoustic Microscopy PAM*)

**Skaningowa elektronowa mikroskopia akustyczna** (*Scanning Electron Acoustic Microscopy SEAM*)

**Skaningowa laserowa mikroskopia akustyczna** (*Scanning Laser Acoustic Microscopy SLAM*)

=====

**S4. Skaningowa mikroskopia akustyczna SAM**

Tworzony jest obraz powierzchni lub struktur przypowierzchniowych (wewnątrz) obiektu za pomocą mechanicznego przesuwania przetwornika piezoelektrycznego generującego zogniskowaną wiązkę.

Impulsowa metoda transmisyjna

Impulsowa metoda echa

=====

**S5. Mikroskopia fotoakustyczna PAM**

Krótkie impulsy światła z lasera, ogniskowane, skanują powierzchnię próbki. Impulsy akustyczne powstają w wyniku szybkich, miejscowych wzrostów ciepła powierzchni obiektu przez każdy impuls światła – monitorowane przez przetwornik piezoelektryczny lub przez sensor laserowy wykrywający przemieszczenia powierzchni próbki wskutek fali akustycznej.

---

---

### **S6. Skaningowa elektronowa mikroskopia akustyczna SEAM**

Metoda podobna do mikroskopii fotoakustycznej – impulsowa wiązka elektronów używana jest do wytworzenia fali akustycznej. Typowo – przetwornik piezoelektryczny mocowany na stojaku skaningowego mikroskopu elektronowego SEM.

---

---

### **S7. Skaningowa laserowa mikroskopia akustyczna SLAM**

Szeroka, jednolita wiązka akustyczna przechodząca przez jedną powierzchnię obrazowanego obiektu i laser skanujący przemieszczenia na drugiej powierzchni. Rezultatem jest obraz transmisyjny w odcieniach szarości.

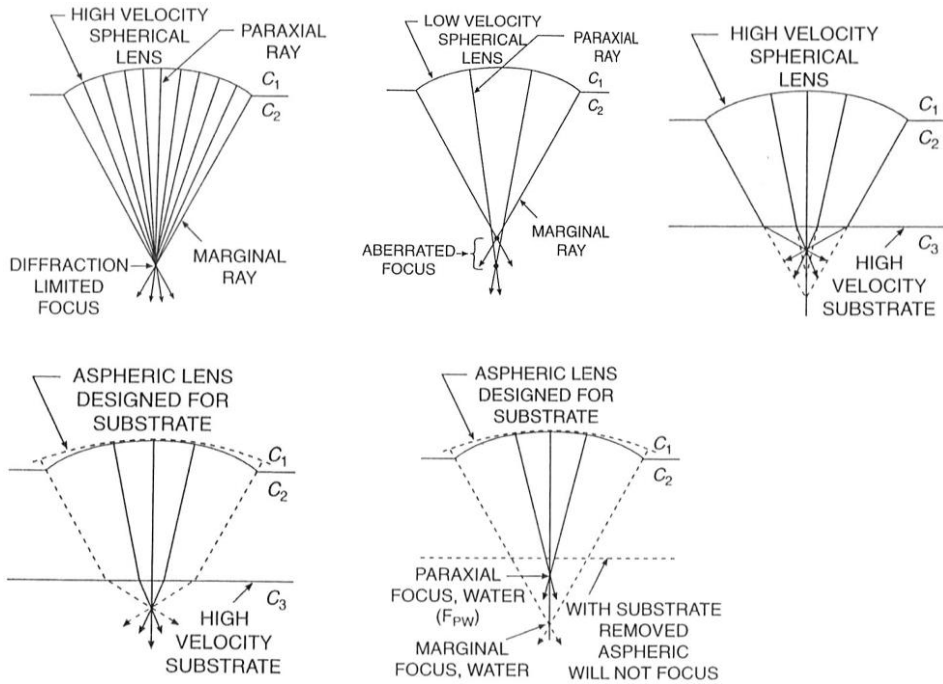
---

---

### **S8. Pozyskiwanie akustycznego obrazu mikroskopowego**

1. Wyselekcjonowanie próbki i zamontowanie jej na platformie skaningowej mikroskopu.
2. Wybór sposobu obrazowania: powierzchniowy lub przypowierzchniowy.
3. Wybór przetwornika (rozmiar, częstotliwość, ognisko) ze względu na rodzaj obrazowania, prędkość fali akustycznej w próbce, wymaganą rozdzielczość obrazu.
4. Wybór wielkości piksela i odległości pomiędzy pikselami na podstawie średnicy wiązki fali (nie więcej niż połowa tej średnicy); określenie współrzędnych skanowania.
5. Wybór mierzonych parametrów: amplituda sygnału, amplituda i faza sygnału, czas przejścia lub zapis spróbkowanych sygnałów.
6. Wybór skali obrazowania: skala szarości, kolory, barwy tęczy oraz zakresu dynamiki obrazu.

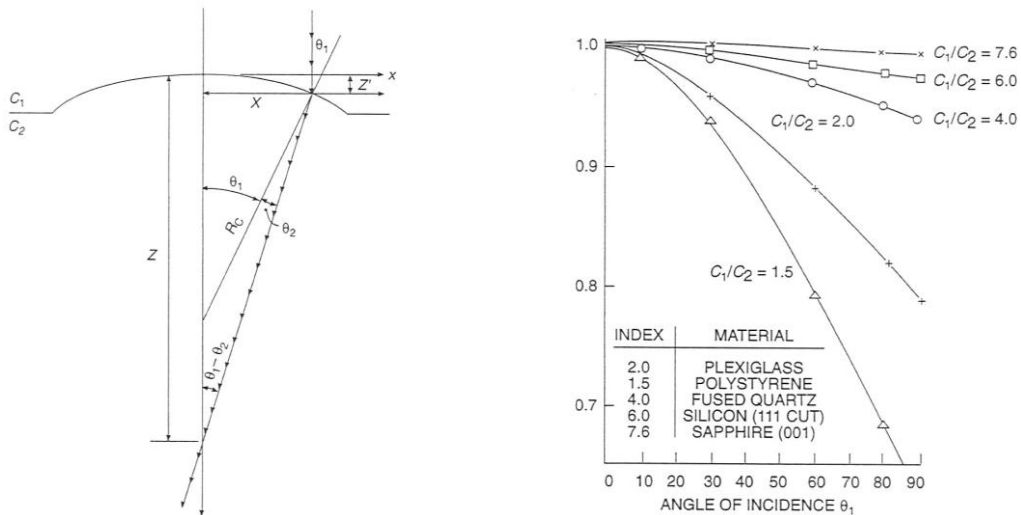
### S9. Ogniskowanie wiązki



### S10. Pozycjonowanie ogniska

Blok z tytanu z otworami. Przetwornik 5 MHz (szerokość ogniska 2.4 mm)

### S11. Aberracja ogniska



$$\sin \theta_1 = \frac{c_1}{c_2} \sin \theta_2$$

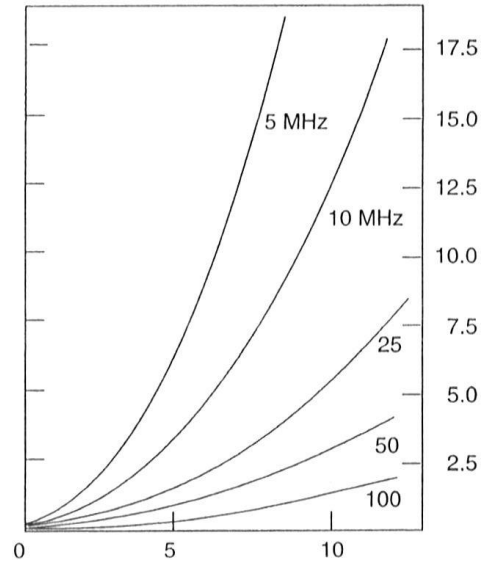
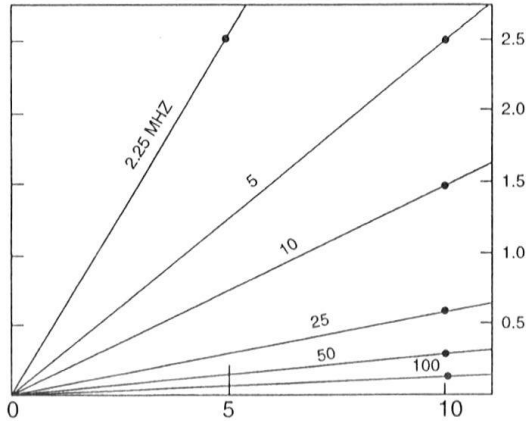
$$Z_o = \frac{R_c}{\left(1 - \frac{c_2}{c_1}\right)}$$

$$Z = R_c \left( \frac{\sin \theta_1}{\tan(\theta_1 - \theta_2)} + 1 - \cos \theta_1 \right)$$

$$\sin \theta_3 = \frac{c_3}{c_2} \sin \theta_2$$

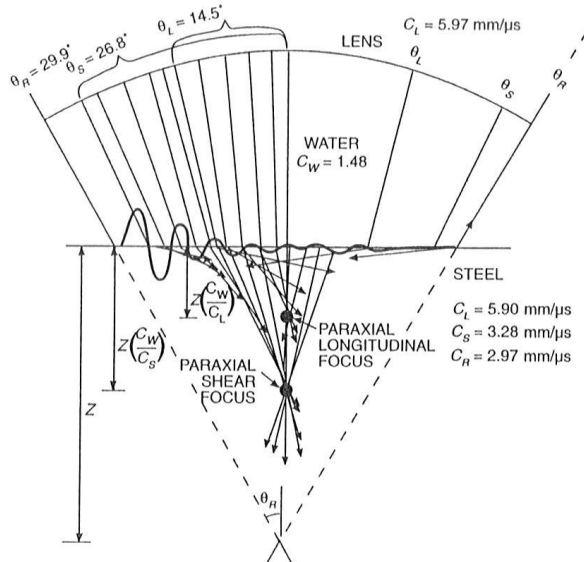
### S12. Funkcja rozmycia punktu PSF

$$E_x = K\lambda_2 \frac{f_f}{d} \quad E_z = 3.6\lambda_2 \left(\frac{f_f}{d}\right)^2 \frac{c_2}{c_3}$$



### S13. Mikroskopowe widmo kątowe

Aberracja ogniska wskutek powstawania fal podłużnych, poprzecznych i powierzchniowych.



### S14. Mikroskopowe obrazowanie $V(z)$

Pomiary amplitudowe interferencji fazowej pomiędzy bezpośrednim odbiciem od powierzchni i falą powierzchniową

---



---

## S15-16. Przykłady obrazowania SAM

---



---

## S17. Mikroskopowe obrazowanie ilościowe

Średnie wartości prędkości i tłumienia ultradźwięków dla zmian patologicznych.

---



---

## S18-20. Porównanie mikroskopowych obrazów optycznych i akustycznych

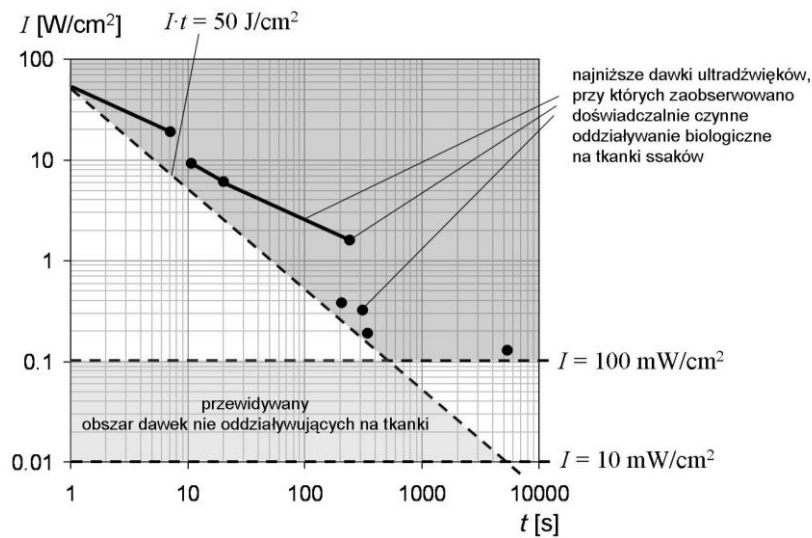
\*\*\*\*\*

---



---

## S21-22. Bezpieczne dawki ultradźwięków



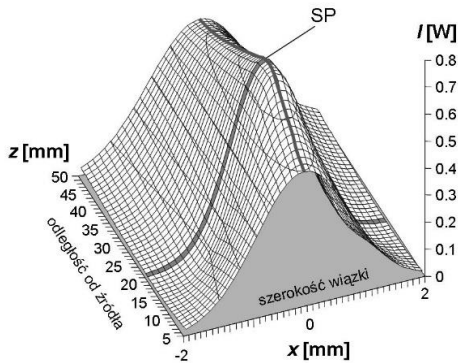
## S23-25. Sposoby uśredniania natężenia fali ultradźwiękowej

$$I = \frac{p^2}{2\rho c}$$

Natężenie $I$ [W/cm <sup>2</sup> ]	Ciśnienie $p$ [kPa]	Ciśnienie $p$ [atm]*
0.001	6	0.06
0.01	18	0.18
0.1	56	0.55
1	178	1.76
10	563	5.56
100	1782	17.59

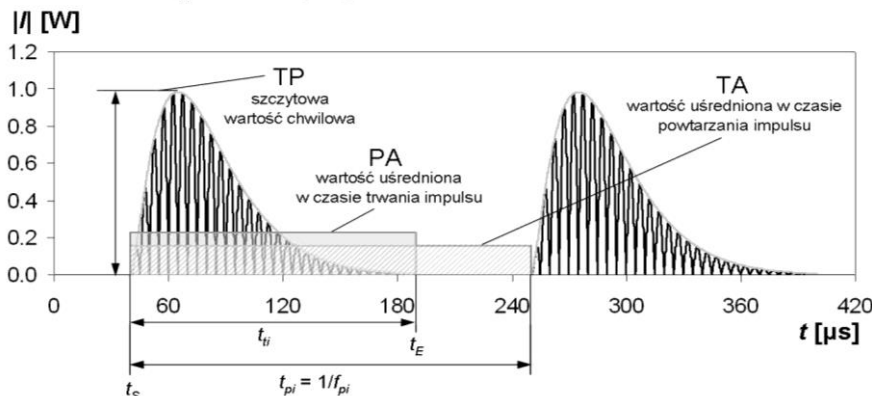
\* 1 atm = 101.325 kPa

Tkanka miękka:  $c = 1540$  m/s;  $\rho = 1058$  kg/m<sup>3</sup>



$$I_{TA} = t_{ii} \cdot f_{pi} \cdot I_{PA}$$

$$I_{PA} = \frac{\int_{t_s}^{t_E} |I(t)| dt}{t_{ii}}$$



$I_{SPTP}$  (inaczej  $I_0$ ) – najwyższe natężenie chwilowe;

$I_m$  – szczytowa wartość przestrzenna uśredniona w czasie  $\frac{1}{2}$  cyklu największego impulsu;

$I_{SPPA}$  – szczytowa wartość przestrzenna uśredniona w czasie trwania impulsu;

$I_{SPTA}$  – szczytowa wartość przestrzenna uśredniona w czasie powtarzania impulsu;

$I_{SATP}$  – szczytowa wartość chwilowa uśredniona przestrzennie;

$I_{SAPA}$  – uśredniona wartość przestrzenna uśredniona w czasie trwania impulsu;

$I_{SATA}$  – uśredniona wartość przestrzenna uśredniona w czasie powtarzania impulsu;

Obliczenia przykładowych wartości różnych rodzajów natężenia ultradźwięków wyznaczone przy założeniu mocy akustycznej  $P_a = 1$  mW dla przekroju wiązki fali 1 cm<sup>2</sup>, współczynnika wypełnienia impulsu  $t_{ii} \cdot f_{pi} = 0.001$ ,  $I_{TP}/I_{PA} = 2 \div 10$ ,  $I_{SP}/I_{SA} = 2 \div 6$  dla wiązki niezogniskowanej oraz  $I_{SP}/I_{SA} = 5 \div 50$  dla wiązki zogniskowanej.

Rodzaj natężenia	Wartość natężenia [W/cm <sup>2</sup> ] dla wiązki niezogniskowanej	Wartość natężenia [W/cm <sup>2</sup> ] dla wiązki zogniskowanej
$I_{SPTP}$	4 ÷ 60	10 ÷ 500
$I_{SPPA}$	2 ÷ 6	5 ÷ 50
$I_{SPTA}$	0.002 ÷ 0.006	0.005 ÷ 0.05
$I_{SATP}$	2 ÷ 10	2 ÷ 10
$I_{SAPA}$	1	1
$I_{SATA}$	0.001	0.001

## S26. Natężenia wytwarzane przez aparaty diagnostyczne USG

Rodzaj badania	Moc akustyczna $P_a$ [mW]	$I_{SPTP}$ [W/cm <sup>2</sup> ]	$I_{SPTA}$ [mW/cm <sup>2</sup> ]	$I_{SATA}$ [mW/cm <sup>2</sup> ]
prezentacja typu B i M	0.1 ÷ 20	0.4 ÷ 700	0.6 ÷ 200	0.01 ÷ 20
głowica sektorowa	3.5 ÷ 20	50 ÷ 250	45 ÷ 160	0.4 ÷ 20
głowica liniowa	0.1 ÷ 33	0.2 ÷ 120	0.1 ÷ 12	0.06 ÷ 10
DFI (kardiologia)	8 ÷ 24	3 ÷ 1400	50 ÷ 200	3 ÷ 32
DFI (naczyniowe)	6 ÷ 10	1 ÷ 12	350 ÷ 700	87 ÷ 175
DFI (położnictwo)	1 ÷ 18	*0.003 ÷ 0.4	0.6 ÷ 75	0.26 ÷ 25
DFC (naczyniowe)	6 ÷ 105	*0.6 ÷ 12.5	110 ÷ 2500	38 ÷ 840
DFC (położnictwo)	1 ÷ 37	*0.003 ÷ 0.4	0.6 ÷ 80	0.2 ÷ 20
okulistyczne	0.02 ÷ 0.06	*0.001 ÷ 0.003	0.2 ÷ 0.6	0.07 ÷ 0.2

DFI – badania dopplerowskie za pomocą fali impulsowej

DFC – badania dopplerowskie za pomocą fali ciągłej

\* przyjęto  $I_{SPTP} = 5 \cdot I_{SPTA}$

## S27. Ciepło w tkance

$$Q = 2\alpha \cdot I_{TA} \quad \frac{dT}{dt} = \frac{Q}{c_v} \quad \alpha_{tkanka\_mięka} = 0.5 \text{ dB/cm/MHz}; \alpha_{kości} = 15 \text{ dB/cm/MHz}$$

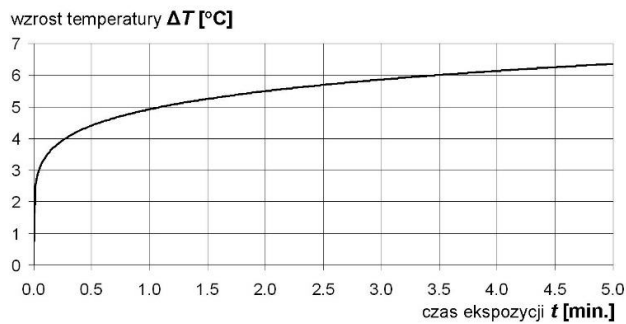
tkanka miękka:  $c_v = 3.8 \text{ J/cm}^3/\text{°C}$ ; kości:  $c_v = 3.8 \text{ J/cm}^3/\text{°C}$

dla  $I_{TA} = 100 \text{ mW/cm}^2$

tkanka miękka:  $dT/dt \approx 0.18 \text{ °C/min}$ .

kość:  $dT/dt \approx 8.28 \text{ °C/min}$ .

na każde 100 mW natężenia fali ultradźwiękowej  
i na każdy 1 MHz jej częstotliwości



## S28. Indeks termiczny

Estymata wyjściowej mocy akustycznej wywołującej maksymalny wzrost temperatury o 1 °C w dowolnym punkcie wiązki fali ultradźwiękowej wzdłuż jej kierunku propagacji:

$$\text{tkanka miękka: } P_{\text{deg}} = \frac{210[\text{mW} \cdot \text{MHz}]}{f[\text{MHz}]} ; \quad \text{kość: } P_{\text{deg}} = 40[\text{mW/cm}] \cdot K \cdot d \quad I_{\text{SATAdeg}} = \frac{P_{\text{deg}}}{S_T}$$

$$TI = \frac{P_{0.3}}{P_{\text{deg}}} \quad P_{0.3} = P_a \cdot 10^{-0.1 \cdot \alpha \cdot f \cdot z} \quad P_a = I_{\text{SPTA}} \cdot S_{\text{wiązki}} \quad p_{0.3} = p_a \cdot \sqrt{10^{-0.1 \cdot \alpha \cdot f \cdot z}}$$

## S29. 3 rodzaje indeksów termicznych

$$TIS = \frac{f \cdot P_0}{210 \text{mW} \cdot \text{MHz}}$$

$$TIB = \frac{\sqrt{P_{0.3} \cdot I_{\text{SPTA}_{0.3}}}}{50 \text{mW/cm}}$$

$$TIC = \frac{P_0}{(40 \text{mW/cm}) \cdot d}$$

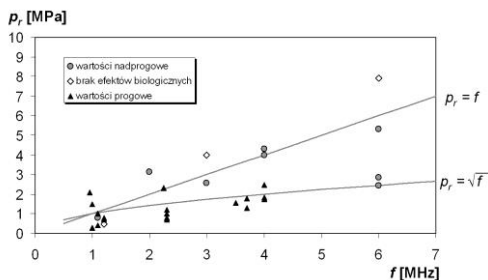
Przykładowe specyfikacje indeksów termicznych określone przez producentów trzech różnych głowic ultrasonograficznych

Rodzaj głowicy	TIB				TIC			
	zobr. typu B		Doppler kolorowy		zobr. typu B		Doppler kolorowy	
matryca liniowa	0.9	6.9 MHz 27 mW	0.87	7.2 MHz 25 mW	0.98	6.9 MHz 27 mW	1.8	7.2 MHz 25 mW
matryca krzywoliniowa	1.5	5.2 MHz 53 mW	0.91	5 MHz 32 mW	1.3	5.2 MHz 53 mW	1.0	5 MHz 32 mW
fazowa matryca liniowa	2.9	3.3 MHz 136 mW	2.1	2.7 MHz 127 mW	3.2	3.3 MHz 136 mW	2.8	2.7 MHz 127 mW

## S30-32. Indeks mechaniczny

$$MI = \frac{C \cdot p_{r,0.3}}{\sqrt{f}}$$

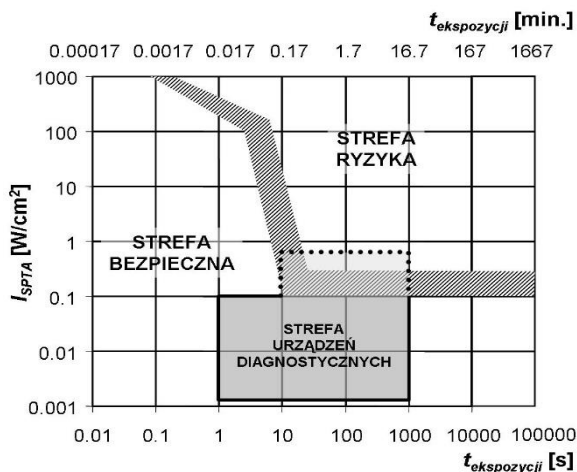
$$p_{r,0.3} = p_r \cdot e^{-\alpha \cdot z \cdot f}$$



Rodzaj głowicy	zobrazowanie typu B				Doppler kolorowy			
	$f$ [MHz]	$I_{\text{SPPA}}$ [W/cm <sup>2</sup> ]	$p_r$ [MPa]	MI	$f$ [MHz]	$I_{\text{SPPA}}$ [W/cm <sup>2</sup> ]	$p_r$ [MPa]	MI
matryca liniowa	6.9	123	1.7	0.63	7.2	288	2.3	0.85
matryca krzywoliniowa	5.2	223	2.4	1	5	196	2.1	0.92
fazowa matryca liniowa	3.3	251	2.2	1.2	2.7	210	2	1.2



### S33. Natężenie ultradźwięków - czas nadźwiękawiania



### S34. Wybrane regulacje, wytyczne, normy

Regulacje FDA dotyczące wyjściowych wartości natężenia akustycznego ultradźwiękowych urządzeń diagnostycznych (zgodnych ze standardem ODS) w powiązaniu z indeksem mechanicznym, wydane w 1997r.

Zastosowanie kliniczne	$I_{SPTA}$ [mW/cm <sup>2</sup> ]	$MI$
naczynia obwodowe	720	1.9
serce	720	1.9
zobrazowanie płodu, noworodków, zastosowania pediatryczne i inne podstawowe	720	1.9
oczy	50	0.23

Regulacje FDA dotyczące wyjściowych wartości natężenia akustycznego ultradźwiękowych urządzeń diagnostycznych (zgodnych ze standardem ODS) w powiązaniu z indeksem mechanicznym, wydane w 1997r.

Zastosowanie	$I_{SPTA_{0.3}}$ [mW/cm <sup>2</sup> ]	$I_{SPPA_{0.3}}$ [mW/cm <sup>2</sup> ]	$MI$
naczynia obwodowe	720	190	1.9
serce	430	190	1.9
zobr. płodu, noworodków, pediatria, zobr. śródoperacyjne, brzuch, małe organy (pierś, tarczyca, jądra, itp.), zobr. głowy	94	190	1.9
oczy	17	28	0.23