

4. Dopuszczalne natężenie fal ultradźwiękowych w tkance

Tarcie między cząsteczkowe i akumulacja energii przez cząsteczki może doprowadzić do podgrzania tkanki i uszkodzeń komórek. Zjawiska rezonansowe i interferencyjne w ośrodku niejednorodnym mogą spotęgować niekorzystne zjawiska oraz uwypuklić efekty mechaniczne oddziaływania fali z tkanką. Występująca za strefą kompresji strefa rozrzedzenia materii, czyli strefa obniżonego ciśnienia, może w płynach tkankowych generować pęcherzyki pary lub pęcherzyki gazów rozpuszczonych, tzw. pęcherzyki kawitacyjne. Gdy objętość pęcherzyków kawitacyjnych wzrośnie do poziomu, od którego zaczną na ich granicach występować efekty rezonansowe, to pęcherzyk już tylko rośnie lub pozostaje stabilny, a siły i przyspieszenia pojawiające się na granicy pęcherzyka mogą prowadzić do efektywnego niszczenia tkanek.

Ocena ryzyka, związanego z badaniem przy pomocy aparatu ultradźwiękowego nie jest jednak sprawą prostą. Wspomniane powyżej efekty mają miejsce przy dużych natężeniach fali ultradźwiękowej, kilkakrotnie wyższych, niż występujące w aparatach USG. W normalnych warunkach przy ocenie ryzyka bierze się pod uwagę kilka elementów, składających się na tę ocenę:

1. Metodyka pomiarowa, pozwalająca na precyzyjne określenie dawki ultradźwiękowej, pochłoniętej przez pacjenta podczas badania.
2. Wyodrębnienie i analiza mechanizmów oddziaływania ultradźwięków z materią ośrodka.
3. Badania in vitro oddziaływań ultradźwięków na istotne rodzaje tkanek i komórek.
4. Badania na zwierzętach przy natężeniach fali ultradźwiękowej porównywalnych z natężeniami stosowanymi w badaniach USG ludzi.
5. Badania epidemiologiczne populacji ludzkiej, poddanej badaniom ultradźwiękowym.

Aby zasygnalizować skalę problemów przy ocenie ryzyka, zatrzymajmy się przez chwilę przy punkcie pierwszym. Dawkę ultradźwiękową określa się, mierząc energię niesioną przez falę ultradźwiękową i wydzieloną w jednostkowej objętości tkanki. Energii fali jednakże bezpośrednio mierzyć nie potrafimy, mierzymy zatem ciśnienia, wytwarzane przez falę ultradźwiękową. Rozkład ciśnień, szczególnie w polu bliskim, jest silnie zróżnicowany, powinniśmy mieć więc możliwość przemieszczania czujnika ciśnienia. Jest to trudne w tkance, łatwe w środowisku wodnym. Zastosowanie środowiska wodnego eliminuje jednakże część zjawisk: odbicia na granicach tkanek i związane z tym fale stojące, interferencje, rozpraszanie fali i jej tłumienie. Wybierając zatem metodykę pomiarową musimy wybierać między jakością i dokładnością samego pomiaru a dokładnością odwzorowania tkanki i zachodzących w niej zjawisk.

Rozkład ciśnień w ośrodku podczas przechodzenia fali ultradźwiękowej jest silnie zróżnicowany, zarówno przestrzennie jak i czasowo. Zróżnicowanie przestrzenne bierze się pod uwagę w kierunku prostopadłym do kierunku propagacji fali i wzdłużnym, zróżnicowanie czasowe wyznaczane jest niezależnie.

Często operuje się wartościami średnimi, sposób wyznaczania średniej opisywany jest systemem indeksów:

- Uśrednianie w przestrzeni – spatial averaging,
- Uśrednianie w czasie – temporal averaging,

Stąd oznaczenia, spotykane w normach i opisach technicznych:

- I_{SPTP} albo I_0 spatial peak, temporal peak intensity, - najwyższe natężenie chwilowe
- I_m maximum intensity, - natężenie uśrednione w czasie $t_{1/2}$
- I_{SPPA} spatial peak, pulse averaged - szczytowa wartość przestrzenna, uśredniona za czas trwania impulsu.
- I_{SPTA} spatial peak, temporal averaged - szczytowa wartość przestrzenna, uśredniona w czasie.
- I_{SATP} spatial averaged, temporal peak – szczytowa wartość chwilowa, uśredniona przestrzennie.
- I_{SAPA} spatial averaged, pulse averaged – uśredniona wartość przestrzenna, uśredniona za czas trwania impulsu.
- I_{SATA} spatial averaged, temporal averaged – uśredniona wartość przestrzenna, uśredniona w czasie.

Normy FDA (USA) ograniczają natężenie ultradźwięków (wyznaczane przy powierzchni lub w ognisku, bierze się pod uwagę większą wartość) do poziomu uzależnionego od rodzaju badania.

Rodzaj badania	I_{SPPA} [W/cm ²]	I_{SPTA} [mW/cm ²]
Dorośli		
Kończyny i naczynia obwodowe	350	1500
Kardiologiczne	350	730
Brzuszne, neurologiczne	350	180
Oftalmologiczne	110	68
Dzieci i dzieci nienarodzone	350	180

Przy wyliczaniu zagrożeń FDA zaleca, aby przyjąć $\mu = 0,3 \text{ dB/cm/MHz}$

Natężenie promieniowania ultradźwiękowego można wyznaczyć na podstawie zmierzonego ciśnienia, posługując się zależnością:

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

Przykładowe wartości natężeń promieniowania akustycznego i wiążących się z tym ciśnień w ośrodku przedstawiono w poniższej tabeli:

Natężenie [W/cm ²]	Ciśnienie	
	[Mpa]	[atm]
0,001	0,004	0,04
0,01	0,0126	0,126
0,1	0,04	0,4
1	0,126	1,26
10	0,4	4
100	1,26	12,6

Typowe natężenia ultradźwięków, wytwarzane przez współczesne aparaty diagnostyczne przedstawiono poniżej.

Rodzaj badania	Moc akust [mW]	I _{SATA} [mW/cm ²]	I _{SPTA} [mW/cm ²]	I _{SPTP} [W/cm ²]	Ciśnienie [atm]
Prezentacja B i M	0,1 – 20	0,01 - 20	0,6 – 200	0,4 - 700	1,7 - 50
Głowica sektorowa	3,5 – 20	0,4 – 20	45 – 160	50 – 250	1,7 – 27
Głowica liniowa macierzowa	0,1 – 33	0,06 - 10	0,1 – 12	0,2 - 120	1,1 – 17
Doppler PW kardiologia	8 – 24	3 – 32	50 – 200	3 – 1400	
Doppler PW położnictwo	1 – 18	0,26 - 25	0,6 – 75		
Okulistyczne	0,02– 0,06	0,07 – 0,2	0,2 – 0,6		
Doppler CW naczyniowe	6 – 105	38 – 840	110-2500		
Doppler PW naczyniowe	6 – 10	87 – 175	350 – 700	1 – 12	
Doppler CW położnictwo	1 – 37	0,2 – 20	0,6 – 80		

Pewnym utrudnieniem w analizie szkodliwości ultradźwięków jest fakt, że niektóre ze zjawisk mają charakter progowy, poniżej pewnych natężeń fal ultradźwiękowych nie występują. Najmniejszą zależność od natężenia fali wykazują efekty termiczne, ilość generowanego ciepła jest w zasadzie proporcjonalna do natężenia fali.

Efekty cieplne

Efekty cieplne generowane ultradźwiękami zależą od gęstości wydzielonej w tkance mocy. By ją oszacować, należy wziąć pod uwagę zależność opisującą osłabianie ultradźwięków

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Pochodna tej zależności wyniesie

$$\frac{dI}{dx} = -\mu \cdot I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Przy powierzchni przetwornika, gdzie natężenia fali są największe, $x \rightarrow 0$ i wyrażenie to przyjmuje wartość

$$\frac{dI}{dx} = -\mu \cdot I_0$$

Traktując tę zależność przyrostowo i pamiętając definicję natężenia fali otrzymamy

$$\Delta P = -\mu I_0 \Delta x = -\mu I_0 \Delta v$$

Stąd gęstość mocy

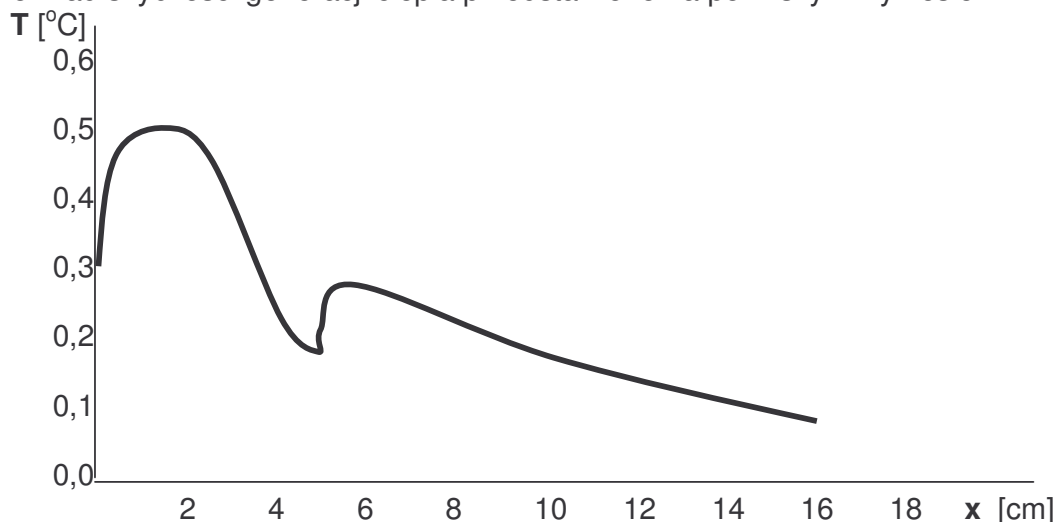
$$\frac{\Delta P}{\Delta v} = -\mu \cdot I_0$$

A zatem gęstość mocy przy natężeniu fali 1 W/cm^2 wyniesie około $0,1 \text{ W/cm}^3$. Przy tej gęstości mocy szybkość przyrostu temperatury tkanki miękkiej wyniesie $0,024^\circ\text{C/s}$, czyli $1,44^\circ\text{C/min}$ (nie uwzględniając odpływu ciepła).

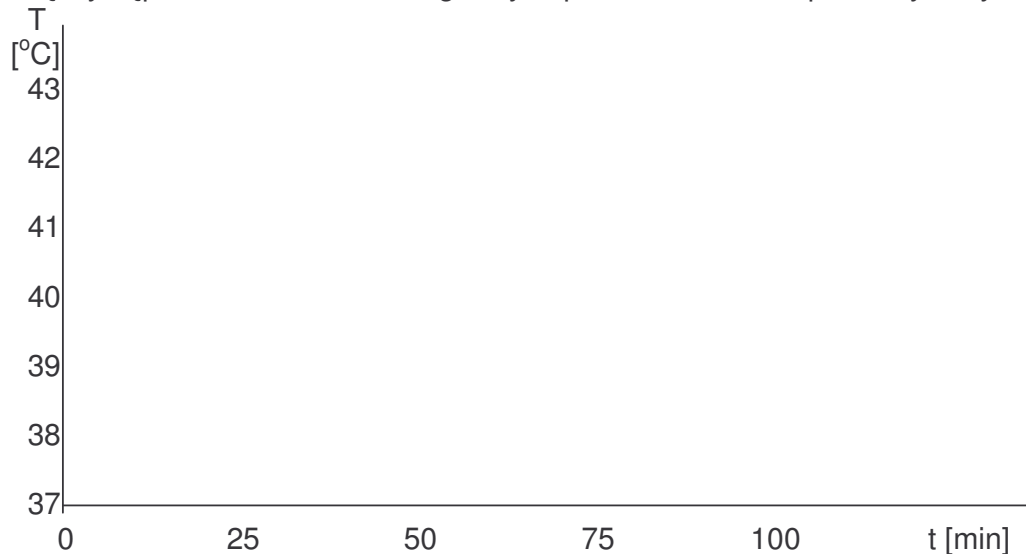
Dokładniejsze wartości dla natężenia fali 1 W/cm^2 podano w poniższej tabeli:

Rodzaj tkanki	Współczynnik osłabiania dla 3,5MHz dB/cm	Szybkość generacji ciepła J/cm³/s	Pojemność cieplna J/cm³/°C	Przyrost temperatury °C/s
Tkanka miękka	- 1,52	0,35	3,8	0,09
Kość	- 45,6	10,5	2,5	4,2

Przyrost temperatury wzdłuż osi wiązki jest niejednakowy i stanowi wypadkową natężenia fali (gęstości mocy) i współczynnika osłabiania. Typowy rozkład szybkości generacji ciepła przedstawiono na poniższym wykresie.



Efekty biologiczne oddziaływania termicznego zależą od czasu ekspozycji. Granicę występowania efektów biologicznych przedstawiono na poniższym wykresie.



Efekty termiczne znajdują zastosowanie w terapii, która prowadzona jest w zakresie częstotliwości poniżej i około 1MHz.

W aparatach diagnostycznych występowanie efektów termicznych stanowi jednakże element niepożądany. Stopień zagrożenia występowaniem efektów termicznych podawany jest za pośrednictwem tzw **Indeksu Termicznego**, wyznaczanego oddzielnie dla tkanki miękkiej – **TIS**, tkanki kostnej – **TIB**, i kości czaszki – **TIC**.

Indeks termiczny jest ilorazem mocy traconej ΔP do mocy odniesienia P_{deg} , podnoszącej temperaturę tkanki o $1^{\circ}C$.

$$TI = \frac{\Delta P}{P_{deg}}$$

W zależności od sytuacji jest kilka algorytmów obliczania indeksu termicznego. Różnią się one między sobą postacią równania empirycznego, używanego do wyznaczenia mocy odniesienia P_{deg} . W większości przypadków

$$P_{deg} = \frac{210}{f}$$

gdzie P_{deg} [mW] – moc odniesienia,
f [MHz] – częstotliwość.

Przy wyborze algorytmu należy się kierować parametrami wiązki ultradźwiękowej, to znaczy jej szerokością i zbieżnością, przestrzennym rozkładem mocy (obraz skanowany albo z jednego promienia), faktem czy obliczamy indeks w ognisku czy przy powierzchni głowicy a przy obliczaniu indeksów kostnych położeniem kości względem ogniska i powierzchni głowicy.

Algorytm	Rodzaj tkanki	Rodzaj obrazowania	Sytuacja.
1	Miękka	Pojedyncza wiązka.	Szeroka wiązka.
2	Miękka	Pojedyncza wiązka.	Wąska wiązka.
3	Miękka	Skanowany obraz.	Określany na powierzchni.
4	Miękka i kostna	Skanowany obraz.	Tkn miękka na powierzchni.
5	Miękka i kostna	Pojedyncza wiązka.	Kość w ognisku.
6	Miękka i kostna	Wiązka lub skanowanie.	Kość na powierzchni.

Algorytm 1.

Tkanka miękka, pojedyncza i szeroka wiązka.

Powierzchnia nadźwiękowania większa niż 1cm^2 . W pewnej odległości od przetwornika wiązka może być ogniskowana. Jeżeli przekrój wiązki jest mniejszy od 1cm^2 , do obliczeń bierzemy rozkład mocy. Jeżeli przekrój wiązki jest większy od 1cm^2 , w obliczeniach uwzględniamy natężenie strat, mnożone przez powierzchnię jednostkową 1cm^2 wiązki. Wyznaczamy zbiór par takich wielkości dla wszystkich odległości od przetwornika, poza ognisko wiązki. Z każdej pary wybieramy mniejszą z liczb, jako tę, która wiąże się z przyrostem temperatury. Z tego zbioru wybieramy największą i na jej podstawie wyznaczamy indeks termiczny.

$$TIS = \frac{[(P(x), I(x) \times 1\text{cm}^2)_{\min}]_{\max}}{\frac{210}{f}}$$

Przydługie wywody, dotyczące sposobu obliczania indeksu termicznego najlepiej zilustrować przykładem:

Moc akustyczna na powierzchni tkanki: 100mW,

Częstotliwość: 5MHz.

Przetwornik: Pojedynczy, dużej średnicy, ogniskujący.

Rozkład mocy i natężeń promieniowania:

X	P(x)	I(x) × 1cm ²	(P, I × 1cm ²) _{min}
[cm]	[mW]	[mW]	[mW]
1	70,8	40	40
2	50,1	45	45
3	35,5	40	35,5
4	25,1	60	25,1
5	17,8	150	17,8
6	12,6	125	12,6
7	8,9	60	8,9
8	6,3	6	6,9

Max = 45 mW

Stąd indeks termiczny:

$$TIS = \frac{45}{\frac{210}{5}} = 1,07$$

Algorytm 2.

Tkanka miękka, pojedyncza, wąska wiązka.

Powierzchnia nadźwiękowania mniejsza od 1cm^2 . Maksymalna gęstość mocy wystąpi przy powierzchni tkanki. Indeks termiczny wyznaczany jest z prostej zależności

$$TIS = \frac{\Delta P_0}{\frac{210}{f}}$$

Algorytm 3.

Tkanka miękka, obraz skanowany.

Maksimum temperatury pojawia się przy powierzchni. Jeżeli powierzchnia nadźwiękowania tkanki znacznie przekracza 1cm^2 , w obliczeniach wprowadza się modyfikacje podobne do tych w algorytmie 1, maksymalną gęstość mocy w funkcji głębokości oznaczamy P_x . Indeks termiczny oblicza się według wzoru

$$TIS = \frac{\Delta P_x}{\frac{210}{f}}$$

Algorytm 4.

Tkanka kostna w ognisku, obraz skanowany.

Wyznaczamy gęstość mocy P_x przy powierzchni kości. Indeks termiczny

$$TIS = \frac{\Delta P_x}{\frac{210}{f}}$$

Algorytm 5.

Tkanka miękka, kość w ognisku wiązki pojedynczej.

Średnica wiązki w ognisku może być obliczona z mocy i natężenia promieniowania w ognisku:

$$d = \sqrt{\frac{4 \cdot P(x)}{\pi \cdot I(x)}}$$

Moc odniesienia wyznaczamy z zależności

$$P_{\text{deg}} = 50 \sqrt{\frac{P(x)}{I(x)}}$$

Indeks termiczny

$$TIB = \frac{P(x)}{P_{\text{deg}}} = \frac{\sqrt{P(x) \cdot I(x)}}{50}$$

W przypadku wiązek o małej średnicy, gdy powierzchnia nadźwiękowania jest mniejsza niż 1cm^2 , indeks termiczny

$$TIB = 0,227 \cdot P(x)$$

Algorytm 6.

Tkanka kostna przy powierzchni, skaner lub pojedyncza wiązka.

Tłumienie fali w tkance miękkiej jest pomijalne, całe straty mocy występują w tkance kostnej. Sumując uśrednione w czasie natężenie po całej powierzchni nadźwiękowanej otrzymamy moc P_0 , równą praktycznie mocy strat ΔP_0 .

Indeks termiczny

$$TIC = \frac{\Delta P_0}{40 \cdot d}$$

gdzie d – średnica wiązki w cm.

Efekty mechaniczne

Źródłem efektów mechanicznych są generowane w ośrodku przez falę ultradźwiękową siły i ciśnienia. Towarzyszące propagacji fali fale ciśnienia wymagają przemieszczeń masy i związanych z tym naprężeń i mikroprzepływów.

Najefektywniejsze oddziaływanie mechaniczne, prowadzące do niszczenia struktur biologicznych, występuje w obecności pęcherzyków kawitacyjnych. Pęcherzyki kawitacyjne powstają w strefie obniżonego ciśnienia (ciśnienie ujemne) na skutek parowania cieczy lub wydzielania się gazów rozpuszczonych. Przy średnich natężeniach fali możemy mieć do czynienia z tzw **kawitacją trwałą**, w której pęcherzyki osiągają wymiary rezonansowe.

Żeby wystąpiły efekty rezonansowe, średnica pęcherzyka musi osiągnąć

3,6 μ m przy częstotliwości 1MHz,

0,95 μ m przy częstotliwości 5MHz i

0,56 μ m przy częstotliwości 10MHz.

Po osiągnięciu rozmiarów rezonansowych pęcherzyki kawitacyjne nie zanikają, a amplituda ich drgań oraz siły i ciśnienia na granicy pęcherzyka wzrastają Q-krotnie. Są one wówczas wystarczające do niszczenia błony komórkowej a nawet zrywania wiązań chemicznych dużych cząsteczek. Kawitacja trwała występuje już przy natężeniach fali CW SP rzędu 80mW/cm². Przy większych natężeniach fali pojawia się bardzo gwałtowna **kawitacja przejściowa**, której towarzyszą zjawiska nieliniowe, zachodzące wewnątrz i na granicach pęcherzyków. Podczas zapadania się pęcherzyka, na chwilę przed jego kolapsem, prędkość zapadania osiąga prędkość dźwięku, temperatura sprężanego gazu osiąga kilka tysięcy °C, a ciśnienie 10⁹Pa. Z chwilą kolapsu pęcherzyka powstaje fala uderzeniowa. W tych warunkach nawet trwałe cząsteczki wody dysocjują na H⁺ i OH⁻, inne cząsteczki tym bardziej. Powstają wolne rodniki, możliwość powstawania związków toksycznych i rozwoju nowotworów. Jeżeli w ośrodku są zarodniki pęcherzykowe o średnicy od ułamków do 1 μ m to kawitacja przejściowa może wystąpić już przy natężeniach progowych

1 – 2 W/cm² przy częstotliwości 1MHz i

20 – 40 W/cm² przy częstotliwości 10MHz.

Uszkodzenia DNA w roztworach pojawiają się przy natężeniach 25 – 72 W/cm².

Jeżeli w ośrodku nie ma zarodników pęcherzykowych, natężenie progowe, przy którym pojawia się kawitacja przejściowa, wynosi 1500 W/cm² (I_{SPTP}) lub wyżej.

Ryzyko związane z efektami mechanicznymi wyrażane jest poprzez wyznaczenie **indeksu mechanicznego**. Ryzyko wystąpienia kawitacji jest większe przy większych ciśnieniach i mniejszych częstotliwościach. W optymalnych dla efektów kawitacyjnych warunkach indeks mechaniczny definiowany jest jako

$$MI = \frac{p_m}{\sqrt{f}}$$

gdzie **p_m** - maksymalne rozrzedzenie, szczytowe ciśnienie ujemne, [Mpa].

f - częstotliwość fali [MHz].

Całe wyrażenie jest mnożone przez czynnik normalizujący $\sqrt{1MHz} / 1Mpa$. Indeks mechaniczny jest zatem wielkością bezwymiarową.

Indeks mechaniczny powinien osiągać większe wartości, gdy wiązka penetruje tkankę silnie nasyconą gazami i mniejsze, gdy to nasycenie jest mniejsze. Jednakże uproszczona definicja nie uwzględnia tego zróżnicowania. Nie jest ono możliwe do uwzględnienia także w algorytmach obliczeniowych indeksu mechanicznego,

stosowanych w aparatach USG. A zatem bierze się pod uwagę tylko najgorszy przypadek.

Aparaty USG, w których dowolny z indeksów może przekraczać wartość 1, powinny wyświetlać aktualną wartość wszystkich indeksów. Wartości indeksów nie muszą być wyświetlane, jeżeli nie przekraczają liczby 0,4.

Podsumowując zagadnienia bezpieczeństwa: uważa się, że natężenie fali ultradźwiękowej I_{SPTA} wnoszące do 100mW/cm^2 uznawane jest za całkowicie bezpieczne w każdych warunkach. Natężenie I_{SPTA} rzędu 1 W/cm^2 do tej pory uznawano za jeszcze bezpieczne, jednakże w ostatnich publikacjach są wzmianki o zaobserwowaniu efektów kawitacyjnych, należy się zatem spodziewać, że dopuszczalne natężenia fali ultradźwiękowej zostaną w najbliższym czasie obniżone.