



# Elektroniczna aparatura medyczna

SEMESTR V

*Człowiek- najlepsza inwestycja*



**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



*Projekt współfinansowany przez Unię Europejską  
w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego*



# Elektroniczna aparatura medyczna

## VI

**Litotrypsja i fale uderzeniowe**

**Niszczenie tkanek**

**Nagrzewanie tkanek**



**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY




 **PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

# Litotrypsja


 **KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI


**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY 

 **PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

# Litotrypsja

- Czym jest litotrypsja**
- Mechanizmy kruszenia**
- Źródło fali uderzeniowej**
- Lokalizacja/wizualizacja złogów**
- Sprzężenie z pacjentem**
- Zagrożenia – skutki uboczne**

 **KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY 

## Litotrypsja

Litotrypsja – kruszenie złogów (kamieni) powstających w drogach moczowych (głównie w nerkach) z wykorzystaniem fali uderzeniowej generowanej pozaustrojowo.

Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy – ESWL

Pierwsze zastosowanie kliniczne - 1980r, w Klinice Urologii Grosshadern, Monachium, prof. Christian Chaussy, litotrypter HM3 firmy Dornier. Przełomowy moment w urologii.

Firma Dornier – twórca pierwszej aparatury, która znalazła zastosowania praktyczne, jedna z wiodących firm na rynku.

## Litotrypsja

Podstawowa metoda leczenia przypadków kamicy nerek i moczowodów, stosowana do złogów o średnicach od 4mm do ok. 2cm. Stosuje się do ok. 100 uderów w ciągu minuty. Zabieg trwa około godziny.

W chwili obecnej ok. 75% zabiegów usuwania kamieni nerkowych wykonuje się metodą litotrypsji (ESWL).

Okazało się, że modyfikacja ESWL - ESWT- Extracorporeal Shock Wave Therapy może być z powodzeniem stosowana w przypadku pewnych urazów ortopedycznych.

ESWL stosuje się także do kruszenia złogów w drogach żółciowych.

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Litotrypsja

Metoda wymaga:

- zlokalizowania złożu – system obrazowania
- wygenerowania akustycznej fali uderzeniowej – źródło fali + zogniskowanie fali
- zapewnienia odpowiednich warunków propagacji fali (sprzężenie źródło- pacjent)
- skutki uboczne???



**złóg nerkowy**



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA WYŻSZA SZKOŁA PRACOWNI


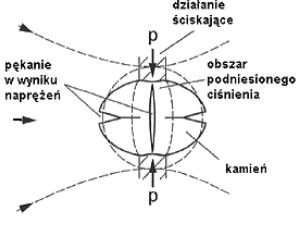
UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Litotrypsja

Mechanizmy kruszenia:

- naprężenia rozciągające i ścinające
- ściskanie
- zmęczenie dynamiczne
- kawitacja

ilustracje  
J. Rassweiler, G.Tailly, C.Chaussy Progress in Lithotripter Technology, EAU Update Series 3 (2005) 17–36

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA WYŻSZA SZKOŁA PRACOWNI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

## Litotrypsja

### Rezultat

Rezultaty litotrypsji dla różnych mocy pojedynczych fal uderzeniowych – 0.3mJ/SW oraz 5mJ/SW (SW – Shock Wave) - niszczenie fantomów żłogów. W obu przypadkach szczytowe dodatnie ciśnienie wynosiło 20MPa, liczba impulsów - 1000. Najistotniejszy czynnik niszczący żłogi - energia fali w ognisku. Istotne jest także przekroczenie pewnej wartości ciśnienia szczytowego - 10-30MPa.

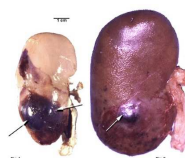
Skutki uboczne.....



ilustracje

J. Rassweiler, G.Tailly, C.Chaussy Progress in Lithotripter Technology, EAU Update Series 3 (2005) 17–36

Shockwave Lithotripsy Program Project



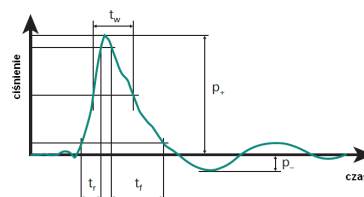
UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

## Litotrypsja

### Parametry fali uderzeniowej

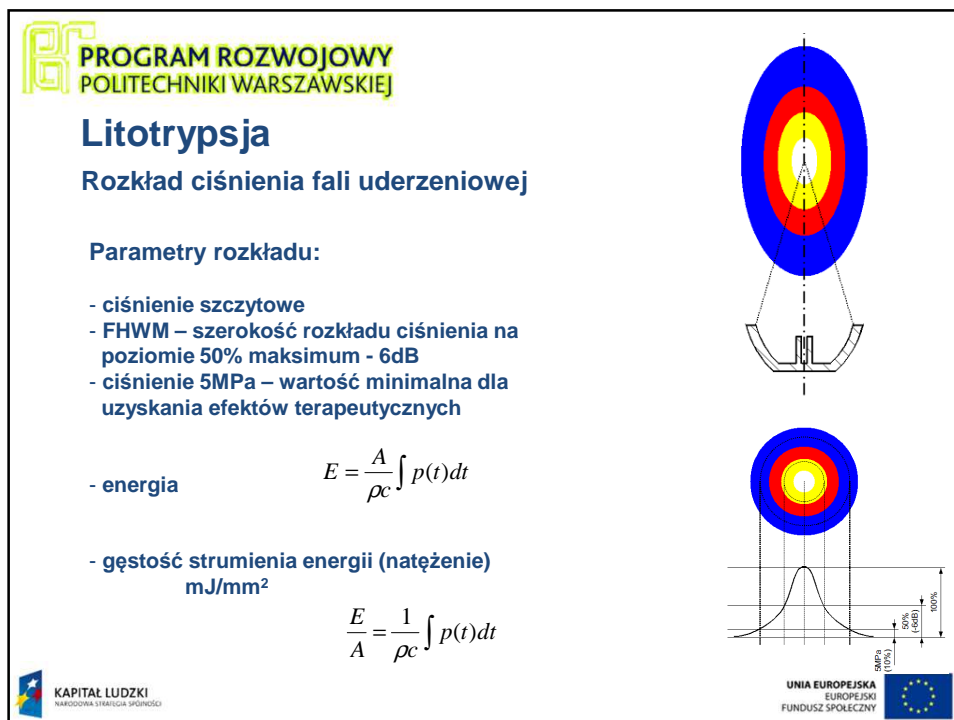
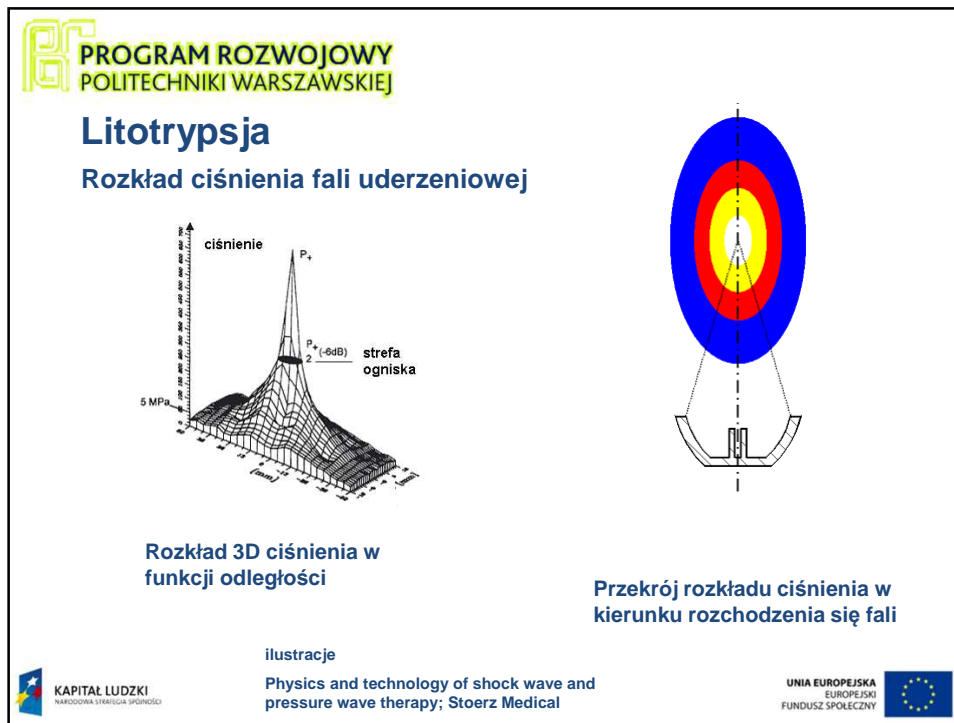
#### Parametry:

- ciśnienie szczytowe dodatnie  $p_+$  10-150MPa (ponad 100x ciśnienie atmosferyczne!!!) (zastosowania diagnostyczne w USG – setki kPa)
- maks. ciśnienie rozrzedzenia  $p_-$  (ok. 10%  $p_+$ )
- czas narastania  $t_r$  (pojedyncze ns)
- czas trwania impulsu  $t_w$  (300-500ns)
- gęstość energii
- energia w ognisku
- rozkład ciśnienia
- FWHM – szerokość rozkładu ciśnienia na poziomie 50% maksimum (- 6dB)



ilustracje

D.M. WILBER A comparative review of extracorporeal shock wave generation, BJU International (2002), 90, 507–511



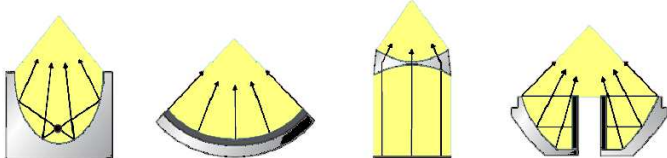
**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Litotrypsja

### Metody generacji fali uderzeniowej

- elektrohydrauliczna – fala uderzeniowa powstaje w wyniku wysokonapięciowego wyładowania iskrowego w cieczy
- piezoelektryczna – fala uderzeniowa powstaje w wyniku odpowiedniego pobudzenia zespołu przetworników piezoelektrycznych usytuowanych na powierzchni czaszy
- elektromagnetyczna - fala uderzeniowa powstaje w wyniku pobudzenia do ruchu membrany po podaniu na ułożoną równoległe do membrany cewkę indukcyjną impulsu napięcia

metoda elektrohydrauliczna elipsoidalne zwierciadło, 1980	metoda piezoelektryczna z zwierciadło sferyczne 1985	met. elektromagnetyczna cewka/soczewka 1986	met. elektromagnetyczna membrana cylindryczna z zwierciadłom paraboloid. 1989
---	--	---	--



ilustracje

D.M. WILBER A comparative review of extracorporeal shock wave generation, BJU International (2002), 90, 507–511

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

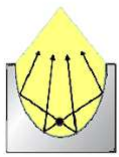
## Litotrypsja

### Metoda elektrohydrauliczna

Metoda wykorzystuje wysokonapięciowe wyładowanie w łuku elektrycznym – między dwiema elektrodami zanurzonymi w wodzie, usytuowanymi w pierwszym ognisku zwierciadła elipsoidalnego. Powstaje pęcherzyk gazu, który rozszerza się i zapada, powodując powstanie fali uderzeniowej.

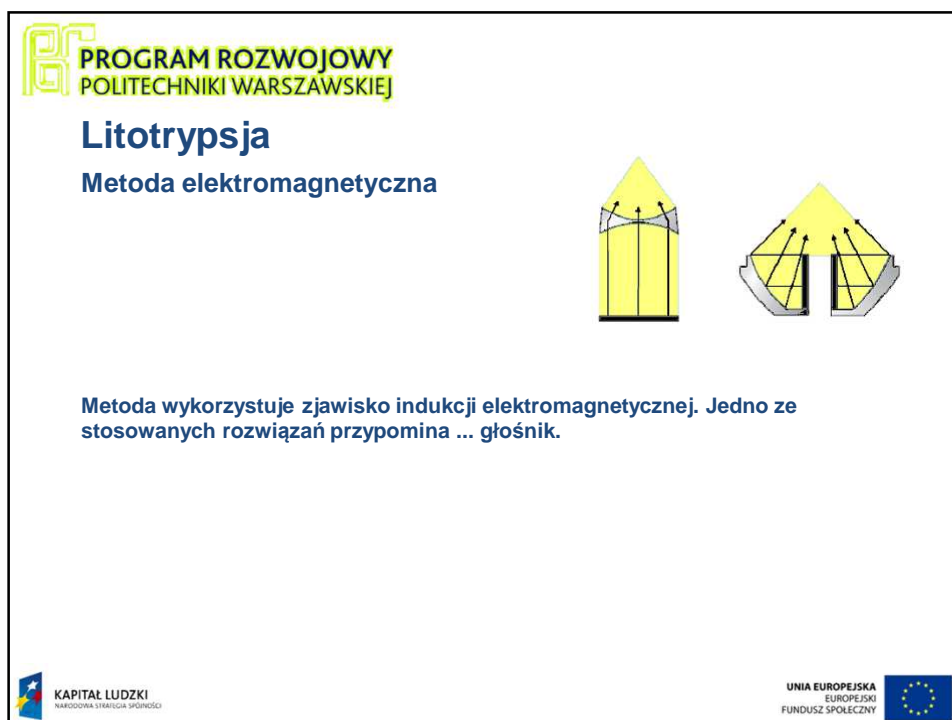
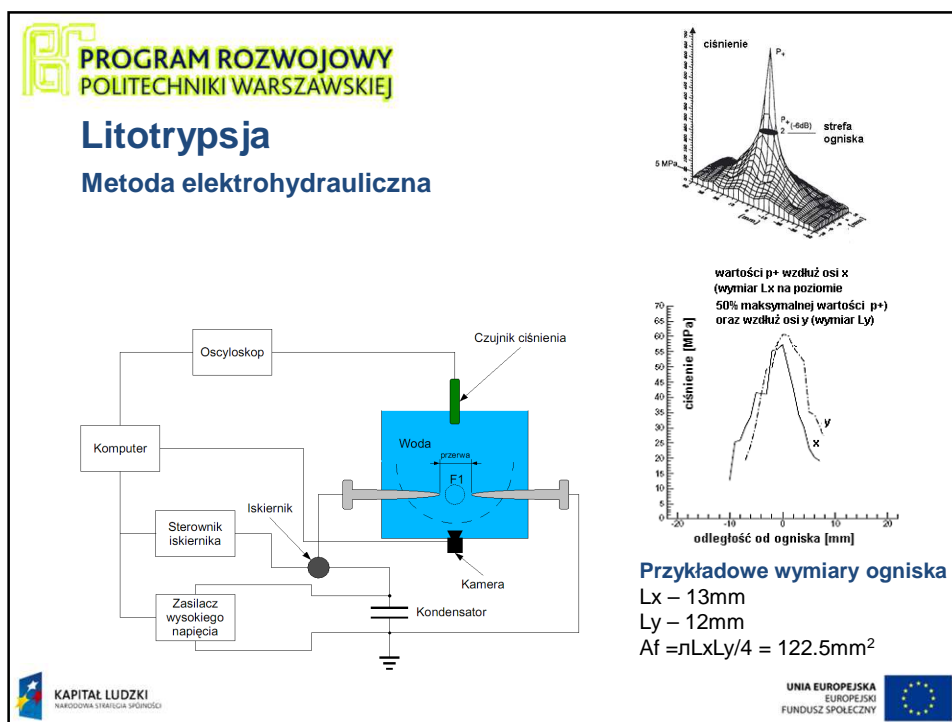
W drugim ognisku następuje zogniskowanie tej fali.

Wada – zużywanie się elektrod – trudność w kontrolowaniu odstępu między elektrodami i wobec tego trudność w aplikowaniu powtarzalnych kwantów energii.



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

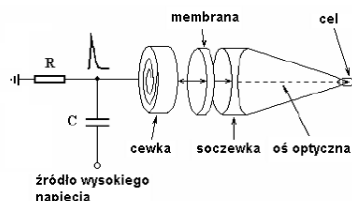
UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY





## Litotrypsja

### Metoda elektromagnetyczna



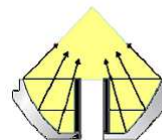
Na nieruchomioną cewkę indukcyjną podaje się krótkotrwały (kilka mikrosekund) impuls napięcia o odpowiedniej amplitudzie (kilka kV). Znajdująca się przed cewką membrana jest indukcyjnością (cewką) o pojedynczym zwoju, stanowi więc niskie obciążenie (prawie zwarcie). Sprawia to, że natężenie prądu płynącego przez cewkę szybko narasta, a jego wartość szczytowa sięga kilku kA. W membranie zostaje zaindukowana siła elektromagnetyczna i przepływający prąd powoduje powstanie pola magnetycznego o przeciwnej biegunowości do pola cewki, co powoduje odpychanie cewek, a więc ruch membrany. Gwałtowny ruch metalowej membrany oznacza powstanie impulsowej fali akustycznej. Płaska membrana generuje falę płaską, która jest następnie ogniskowana przez soczewkę akustyczną.

I. CHILIBON, M. WEVERS, J.-P. LAFAUT, L. BAERT  
Cavitation role in extracorporeal shock wave lithotripsy  
JOURNAL OF OPTOELECTRONICS AND ADVANCED  
MATERIALS Vol. 8, No. 1, February 2006, p. 235 – 237

## Litotrypsja

### Metoda elektromagnetyczna

Drugi wariant – wokół pustego cylindra nawinięta jest cewka, pokryta warstwą izolującą, za którą znajduje się membrana. Całość ułożona jest w zwierciadle paraboloidalnym. Udar elektryczny podany na cewkę powoduje ruch membrany (mechanizm jak poprzednio). Powstaje fala cylindryczna, która następnie jest odbijana przez odpowiednio ukształtowane paraboloidalne zwierciadło i przekształcana w zogniskowaną falę sferyczną.



Istnieją techniczne możliwości wykonania zwierciadła pozwalającego na uzyskanie dużej długości ogniska. Rozwiązanie to pozwala dodatkowo na ułożenie wewnątrz cylindra sondy ultradźwiękowej, służącej do obrazowania/lokalizowania złogów.

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Litotrypsja

### Metoda piezoelektryczna

**Budowa źródła fali uderzeniowej w przypadku metody piezoelektrycznej i sposób aplikacji.**

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ SPOŁECZNY

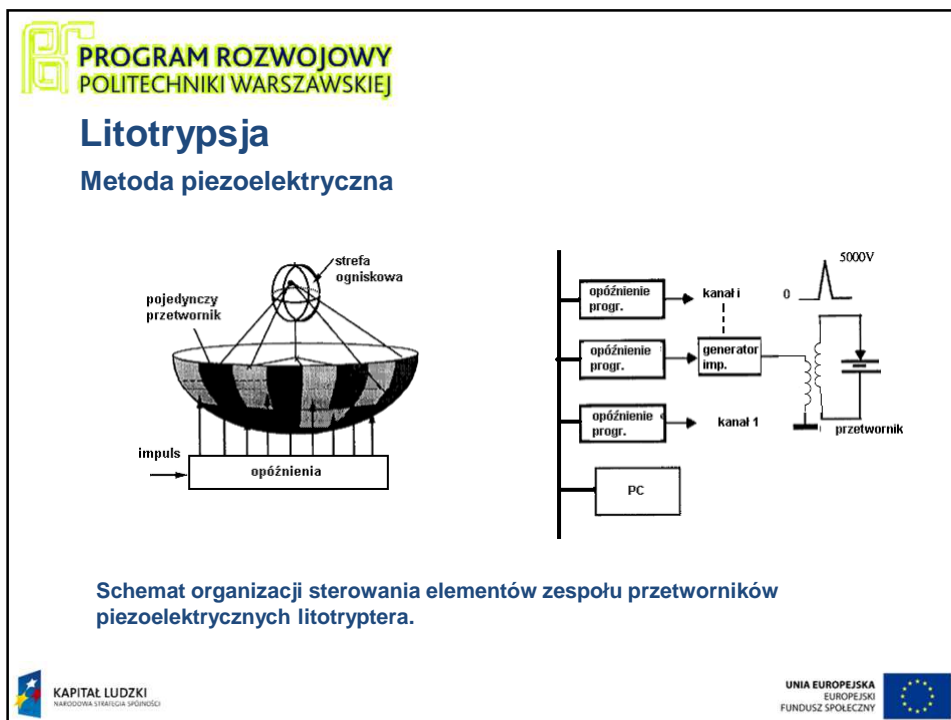
**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Sterowanie elektroniczne

Ogniskowanie i odchylenie - odpowiedni dobór opóźnień pobudeń poszczególnych elementów

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ SPOŁECZNY



## Litotrypsja

### Sprężenie z pacjentem

Ze względu na różnice impedancji akustycznej tkanka-powietrze niezbędne jest zapewnienie odpowiedniego sprzężenia między źródłem fali uderzeniowej a pacjentem. W pierwszych rozwiązaniach litotrypterów pacjenta umieszczano w kąpeli wodnej, obecnie używa się niewielkich poduszek wodnych w silikonowych pojemnikach oraz żelu do obrazowania ultradźwiękowego.

## Litotrypsja

### Lokalizacja złogów

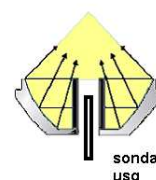
Fluoroscopia – obrazy można otrzymywać w trakcie terapii – obserwacja skutków, możliwość oceny wielkości produktów niszczenia, wada – jest to promieniowanie jonizujące, nie można wizualizować niektórych rodzajów kamieni. Wymaga podania kontrastu.

System rtg stanowi część litotryptera.

Fale ultradźwiękowe pozwalają na wizualizację wszystkich złogów nerkowych, bez konieczności stosowania kontrastu. Możliwość monitorowania procesu terapii. Nie używa się promieniowania jonizującego.

Trudność lokalizacji kamieni w cewce moczowej.

Ultrasonograf stanowi część litotryptera. W przypadku elektromagnetycznej metody generacji fali uderzeniowej w wersji z cylindrem sonda usg montowana jest wewnątrz cylindra – obrazowanie wzdłuż osi zwierciadła.



**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Litotrypsja

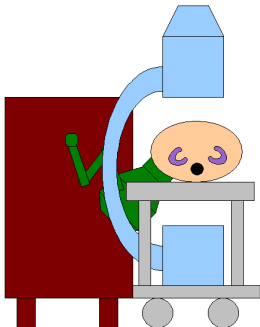
### Dornier Compact S

**Część rtg/us (lokalizacja złogów)**

- zasilanie 230 V +/- 10%, 50 Hz
- moc generatora rtg 3,3 kVA, dostępna moc: 1,0 kVA
- napięcie lampy rtg 40 ÷ 110 kV
- masa pacjenta maksymalnie 136 kg
- sonda USG 3,5 MHz TCLA 20 mm (tightly curved linear)

**Część litho**

- napięcie wyzwalające impuls +/- 2.5% - 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 lub 16 kV
- prąd cewki 6 ÷ 8 kA
- stopniowanie energii impulsu 9 stopni
- ciśnienie w ognisku in vitro 40 ÷ 116 MPa, zależnie od energii
- rozmiar ogniska in vitro długość 65÷88 mm, średnica 5,0÷8,8 mm (zależnie od energii)
- średnica wiązki wyjściowej 140 mm
- max odległość złogu od membrany ok. 130 mm



**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI


**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Nagrzewanie tkanek

**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

 **PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Nagrzewanie tkanek


**Diatermia – „przez” + „ciepło”**


**Szerokie stosowanie ciepła w terapii bez względu na jego źródło**


Energia drgań elektromagnetycznych wielkiej częstotliwości jest wykorzystywana do celów leczniczych (nagrzewania tkanek) w różny sposób.

Energia drgań mechanicznych (fal ultradźwiękowych) może być wykorzystana do terapii polegającej na podnoszeniu temperatury tkanek dzięki zjawisku tłumienia fal ultradźwiękowych przez tkanki w funkcji drogi propagacji (i częstotliwości).

Istnieje możliwość kontrolowanego dostarczania energii do wybranych obszarów tkanki.

 **KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

 **UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

 **PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Nagrzewanie tkanek


**Bilans cieplny w nagrzewanej tkance I**


Równanie przedstawiające zmiany temperatury w jednostce czasu jednostkowej objętości tkanki ma postać:

$$\frac{d(\Delta T)}{dt} = \frac{2.39 \cdot 10^{-5}}{c} [W_a + W_m - W_c - W_b]$$

gdzie:

- $W_a$  – energia dostarczona przez urządzenie do nagrzewania
- $W_m$  – energia doprowadzona w ramach metabolizmu,
- $W_c$  – energia odprowadzona konwekcyjnie,
- $W_b$  – energia odprowadzona w wyniku przepływu krwi.

 **KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

 **UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ

## Nagrzewanie tkanek

### Bilans cieplny w nagrzewanej tkance II

$W_m$

gdzie  $W_0$  – wyjściowa szybkość przemiany metabolicznej,  $\Delta T$  zmiana temp.

$$W_m = W_0(1.1)^{\Delta T}$$

$W_c$

gdzie  $k_c$  - przewodność cieplna tkanki,  $\rho$  – gęstość tkanki,  
 $\nabla^2 T$  - laplasjan temperatury

$$W_c = \frac{k_c}{\rho} \nabla^2 T$$

$W_b$

gdzie  $k_2=0.698$ ,  $c_b$  – ciepło właściwe krwi,  $m$  – prędkość objętościowa przepływu krwi na 100g tkanki i 1 min,  
 $\Delta T=T-T_a$ , gdzie  $T_a$  jest temperaturą krwi wpływającej do segmentu tkanki,  $T$  – wpływającej z tego segmentu.

$$W_b = \frac{k_2 m c_b}{\rho_b} \Delta T$$



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ

## Nagrzewanie tkanek

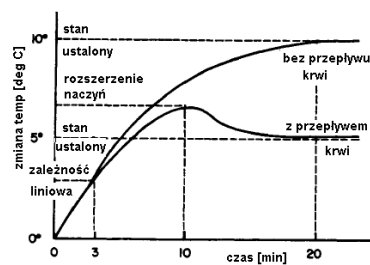
### Bilans cieplny w nagrzewanej tkance III

W stanie poprzedzającym aplikację energii RF panuje równowaga:

$$W_m - W_c - W_b = 0$$

dla mięśnia w warunkach spoczynku wartości tych wielkości są rzędu 1W/kg.

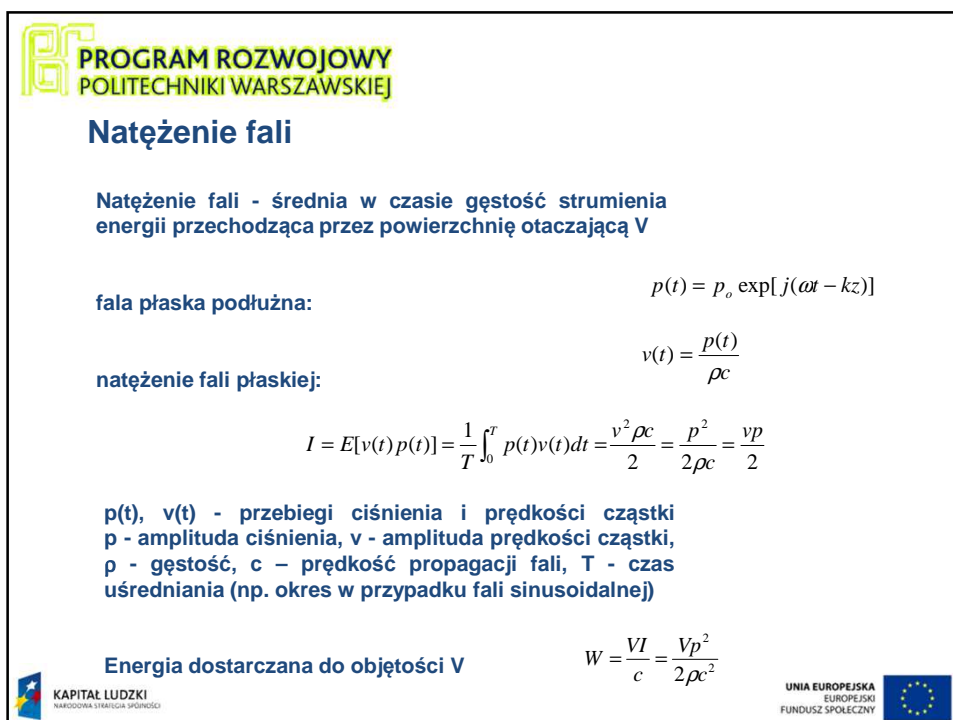
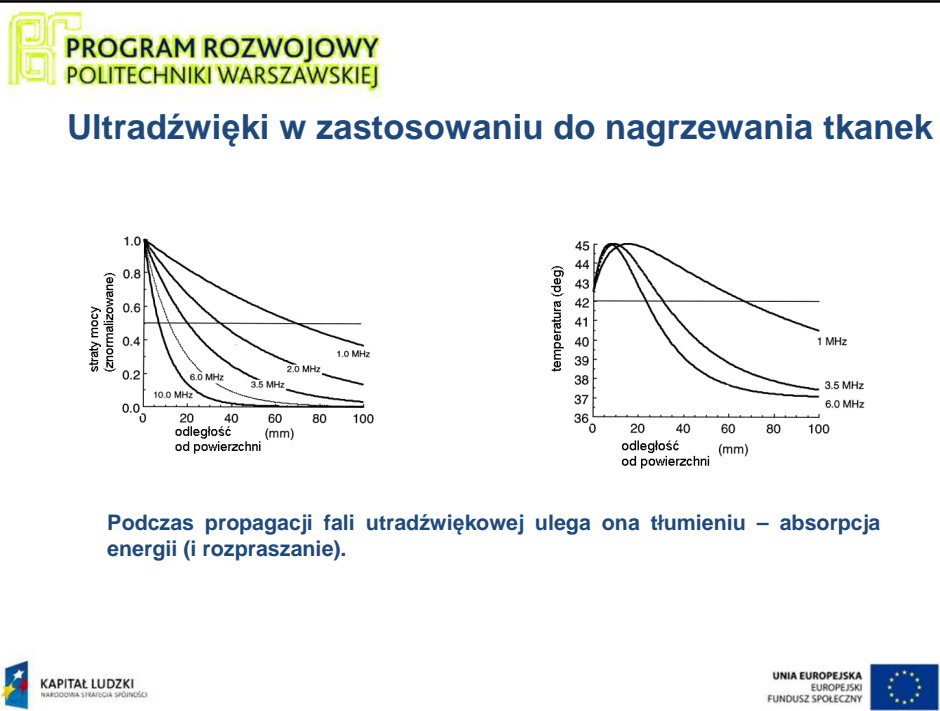
Dostarczenie energii w dawce 50-170W/kg spowoduje liniowy wzrost temperatury, po dalszym dostarczaniu energii nastąpi rozszerzenie się naczyń krwionośnych (wasodylatacja), powodujące zwiększenie odprowadzania ciepła przez krew i ustalenie się temperatury na niższym poziomie. Jeśli tkanka nie jest ukrwiona – stan ustalony dla wyższej temperatury.



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY





**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Ultradźwięki w zastosowaniu do nagrzewania tkanek

Przetworniki do zastosowań endokawitarnych – zespół przetworników liniowych z wzdłużną i kątową regulacją (rys. lewy), zespół przetworników sterowanych fazowo (rys. prawy).

Przetworniki do zastosowań śródtkankowych – z falowodem akustycznym

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Ultradźwięki w zastosowaniu do ablacji i nagrzewania tkanek

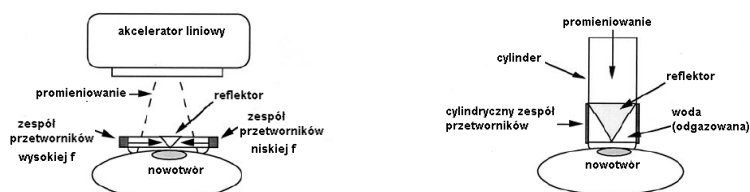
System do ultradźwiękowej ablacji nowotworów z obrazowaniem MRI. MRI – obrazowanie celu i zmian temperatury.

System do ultradźwiękowego nagrzewania tkanek z mechanicznym skanowaniem i obrazowaniem US; 1-6MHz, 20\*20cm, 3-4cm głębokości.

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

## Ultradźwięki w zastosowaniu do wspomagania radioterapii



Zastosowanie większych zeszów mniejszych (oddzielnie sterowanych) przetworników pozwala osiągnąć lepszą kontrolę nad sposobem lokowania energii fali. Inne rozwiązanie stanowią przetworniki sterowane fazowo.

## Nagrzewanie tkanek falami elektromagnetycznymi

Energia drgań elektromagnetycznych wielkiej częstotliwości może oddziaływać na tkanki jako:

- prąd wielkiej częstotliwości, płynący przez tkanki w wypadku ich bezpośredniego włączenia w obwód układu wytwarzającego prąd (chronologicznie pierwsza metoda, niedoskonała ze względu na możliwość powstania wysokich gęstości prądu, jeśli nie zostaną zapewnione właściwe kontakty elektrodowe - ew. poparzenia, rozwiązanie wykorzystywane w diatermii chirurgicznej).
- pole elektryczne wielkiej częstotliwości, powstające między dwiema okładkami kondensatora połączonego z układem wytwarzającym drgania elektryczne (prąd przesunięcia).
- pole magnetyczne wielkiej częstotliwości, oddziaływujące na tkanki umieszczone wewnątrz indukcji włączonej w obwód układu wytwarzającego drgania elektromagnetyczne wielkiej częstotliwości.
- pole elektromagnetyczne, którego źródłem jest układ wytwarzający drgania bardzo wysokich częstotliwości (mikrofale).

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia krótkofalowa i mikrofalowa

Ciało ludzkie zbudowane jest z tkanek zawierających elektrolity oraz z tkanek nieprzewodzących (dielektryków). Pod wpływem pola elektrycznego wielkiej częstotliwości w tkankach zachodzą dwa procesy:

- przepływ ładunków elektrycznych,
- zmiana orientacji przestrzennej cząsteczek dipolowych.

W obu przypadkach występują straty energii (zamiana na ciepło). Straty występujące w pierwszym procesie nazywa się *stratami przewodnictwa*, a straty występujące w drugim — *stratami dielektrycznymi*.

Wielkość strat zależy od przewodności właściwej i stałej dielektrycznej tkanek oraz od częstotliwości zmian pola elektrycznego.

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia

### Właściwości elektryczne tkanki

Gęstość energii tracona w jednostce objętości tkanki traktowanej jako dielektryk stratny  $L = JE$

w dielektryku - prąd przesunięcia;  
gęstość tego prądu (D – indukcja elektryczna)

$$J(\omega) = \frac{dD(t)}{dt} = \epsilon_0 \epsilon(\omega) \frac{dE(t)}{dt} = \epsilon_0 \epsilon(\omega) \frac{d(E_0 \exp(j\omega t))}{dt} = j\omega \epsilon_0 \epsilon(\omega) E(\omega)$$

ale przenikalność dielektryczna ma dwie składowe - jedną wynikającą z obecności "idealnego" kondensatora, drugą - wynikającą z obecności strat;

$$\epsilon(\omega) = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega)$$

po podstawieniu gęstość prądu:

$$J(\omega) = \omega \epsilon_0 \epsilon''(\omega) E(\omega) + j\omega \epsilon_0 \epsilon'(\omega) E(\omega)$$

KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

**Właściwości elektryczne tkanki**

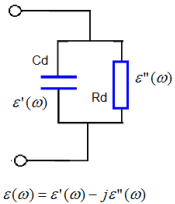
Z przepływem prądu przez dielektryk związane są:

**moc czynna (straty ciepłne)**  $L_A = \omega | \epsilon_0 \epsilon''(\omega) || E(\omega) |^2$

**moc bierna**  $L_B = \omega | \epsilon_0 \epsilon'(\omega) || E(\omega) |^2$

**tangens kąta stratności**  $\frac{L_A}{L_B} \equiv \text{tg } \delta = \frac{\epsilon''}{\epsilon'}$

straty dielektryczne w materiale są określone przez część zespoloną przenikalności dielektrycznej, można je też opisać przewodnością określoną wyrażeniem:

$$\sigma_{DK}(\omega) = \omega \epsilon_0 \epsilon''(\omega)$$


**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA AGENCJA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

**Właściwości elektryczne tkanki**

Ponieważ tkanki wykazują straty omowe obok strat dielektrycznych, wypadkową przewodność można zapisać w postaci:

oraz wprowadzić nową postać urojonej części stałej dielektrycznej reprezentującej straty:

tangens kąta stratności wynosi:

tracona moc czynna:

$$\sigma_{tot}(\omega) = \sigma_{DK}(\omega) + \sigma_0$$

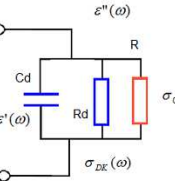
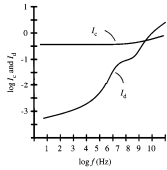
$$\epsilon_0 \epsilon''(\omega) = \frac{\sigma_{tot}(\omega)}{\omega} = \frac{\sigma_0 + \sigma_{DK}(\omega)}{\omega}$$

$$\text{tg } \delta = \frac{\sigma_0 + \sigma_{DK}(\omega)}{\omega \epsilon_0 \epsilon'}$$

$$L_A = \omega | \epsilon''(\omega) || E(\omega) |^2 = \omega | \epsilon'(\omega) || E(\omega) |^2 \text{tg } \delta$$

Niskie częstotliwości - tkanki stanowią przewodnik omowy - prąd strat

Wysokie częstotliwości - tkanki wykazują właściwości także stratnego dielektryka - prąd przesunięcia i straty w dielektryku (polaryzacje)


**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA AGENCJA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia krótkofalowa

### Diatermia pojemnościowa



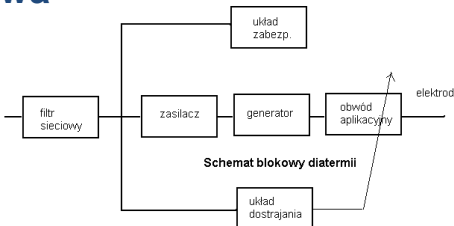
Tkanki znajdują się między okładkami kondensatora (nie dotykają okładek).  
Zależnie od częstotliwości tkanka stanowi ośrodek, w którym dominują straty związane z przepływem prądu bądź straty dielektryk.

**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia pojemnościowa



**Schemat blokowy diatermii**

**Moc do 350W!**

Urządzenie składa się z następujących bloków funkcjonalnych:

- filtr przeciwzakłóceniami (sieciowy), który uniemożliwia przedostanie się do sieci zakłóceń powstałych w czasie pracy aparatu;
- zasilacz stanowiący źródło zasilania układu wytwarzającego drgania elektromagnetyczne wielkiej częstotliwości;
- generator mocy wielkiej częstotliwości;

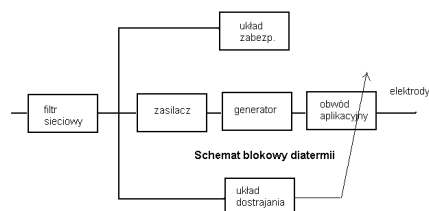
**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

**UNIA EUROPEJSKA**  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ

## Diatermia pojemnościowa



- obwód aplikacyjny; spełnia rolę układu filtrującego drgania wytwarzane przez generator oraz dopasowuje obwód aplikacyjny do generatora; przekazywanie energii drgań z generatora do tego obwodu zapewnia sprzężenie indukcyjne; w skład obwodu aplikacyjnego wchodzi elektrody i kondensator dostrajający;
- regulator dostrajania obwodu aplikacyjnego;
- układ zabezpieczający chroniący układ prostowniczy przed przeciążeniami.



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

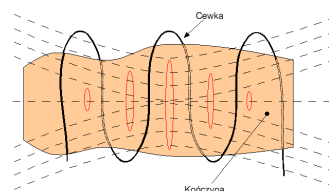
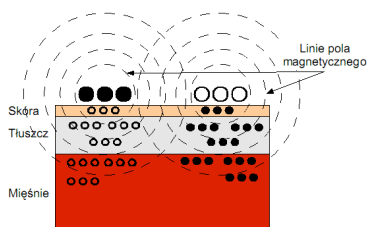
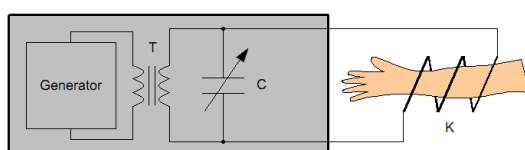


UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ

## Diatermia indukcyjna



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia indukcyjna

Jeśli wewnątrz cewki umieścić tkanki, a następnie połączyć cewkę z układem wytwarzającym drgania elektromagnetyczne wielkiej częstotliwości, w wyniku przepływu przez cewkę prądu RF powstanie zmienne pole magnetyczne wielkiej częstotliwości. Zmiany pola magnetycznego powodują występowanie w tkankach zmiennego pola elektrycznego i napięcia. Zmiany napięcia wywołują w tkankach przepływ prądów indukowanych, tzw. prądów wirowych. Prądy te powodują w przewodzących tkankach oscylacje jonów wokół ich położeń i wydzielanie ciepła.

Gęstość mocy traconej w wyniku przepływu prądów wirowych (a więc ilość ciepła  $Q$ ) jest wprost proporcjonalna do kwadratu częstotliwości zmian pola magnetycznego  $f$ , kwadratu pola indukcji  $B$  (oraz właściwości materiałowych i rozmiarów tkanki):

$$P \equiv f^2 B^2$$



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia mikrofalowa

Źródło drgań – magnetron lub układy scalone

Mikrofale mogą ulegać odbiciu, rozproszeniu, załamaniu i dyfrakcji na różnych strukturach tkankowych. Padająca na skórę wiązka mikrofal zostaje w przybliżeniu w 50% odbita od jej powierzchni, pozostała zaś część zostaje pochłonięta przez tkanki na niewielkiej głębokości, ok. 6-8 cm. Wnikając w głąb tkanek mikrofałe wywołują oscylację jonów w elektrolitach oraz drobin w spolaryzowanych dielektrykach. Oscylacje te powoduje wytwarzanie ciepła. Ponieważ przy tak wielkich częstotliwościach dużą rolę odgrywają dielektryczne właściwości wody zawartej w płynach tkankowych, największemu przegrzaniu ulegają pod wpływem mikrofal tkanki zawierające dużo wody, tzn. krew i mięśnie. Tkanka tłuszczowa, która zawiera mało wody, nagrzewa się mniej.



KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Nagrzewanie tkanek

### Diatermie - parametry

#### Częstotliwości stosowane w diatermii krótkofalowej:

- o częstotliwości 13,56 MHz i długości fali 22,12 m,
- o częstotliwości 27,12 MHz i długości fali 11,05 m,
- o częstotliwości 40,68 MHz i długości fali 7,38 m,

#### Moce stosowane w diatermii krótkofalowej:

- o <40 W – pacjent nie odczuwa nagrzewania,
- o (~80 W)- odczucie łagodnego nagrzewania,
- o (80-300 W) – łagodne/umiarkowane nagrzewanie,
- o (>300 W) – nagrzewanie na krawędzi bólu



**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Nagrzewanie tkanek

### Diatermie - parametry

#### Częstotliwości stosowane w diatermii mikrofalowej:

- 433,92 MHz i długości fali 69,00 cm.
- 915,00 MHz i długości fali 32,80 cm,
- 2375,00 MHz i długości fali 12,62 cm,
- 2425,00 MHz i długości fali 12,4 cm.





**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Nagrzewanie tkanek

Porównanie rozkładów nagrzewania uzyskiwanych w wyniku stosowania różnych rodzajów diatermii

The diagram illustrates the heating profiles for four types of diathermy across three tissue layers: Tłuszcza (Fat), Mięsień (Muscle), and Kość (Bone). The methods shown are:

- Diatermia SW metoda kondensatorowa**: Shows a high, localized heating peak in the fat layer.
- Diatermia SW metoda indukcyjna**: Shows a heating profile that is more uniform across the muscle and fat layers.
- Diatermia mikrofalowa**: Shows a heating profile that is relatively uniform across all three layers.
- Diatermia ultradźwiękowa**: Shows a heating profile that is concentrated in the muscle layer.

**KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI**

**UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY**

**PROGRAM ROZWOJOWY  
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

## Diatermia chirurgiczna

Diatermia chirurgiczna – (300-700kHz) – termiczna destrukcja tkanek w wyniku lokalnego wydzielania się ciepła spowodowanego przepływem prądu o dużej gęstości

The diagram shows a patient lying on a table. A box labeled "generator" is connected to two electrodes that are positioned on the patient's body to perform surgical diathermy.

**Diatermia chirurgiczna bipolarna**

**KAPITAŁ LUDZKI  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI**

**UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY**