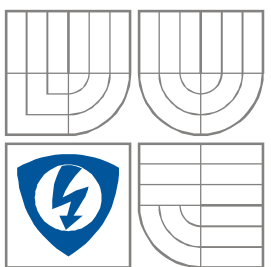


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYSOKOFREKVENČNÍ OHŘEV TKÁNÍ

SHORTWAVE DIATHERMY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

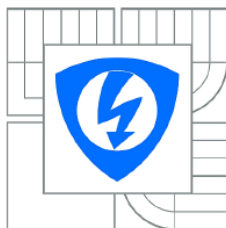
Květoslava Faltýnková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO, 2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Květoslava Faltýnková
Ročník: 3

ID: 116259
Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Vysokofrekvenční ohřev tkání

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem vysokofrekvenčního ohřevu tkání a uveďte vliv neionizujícího elektromagnetického pole na živou tkáň. 2) Prostudujte princip kapacitní a indukční metody. Srovnajte ohřev tkání pomocí obou metod výpočtem. 3) Pro danou úlohu navrhnete programovou aplikaci v programovém prostředí Matlab. 4) Realizujte navrženou programovou aplikaci. Vhodným způsobem dosažené výsledky prezentujte. 5) Vytvořte návod pro laboratorní úlohu: Vysokofrekvenční ohřev tkání.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] NAVRÁTIL L., ROSINA J. Medicínská biofyzika, Grada, Praha, 2005.
[2] ROZMAN J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha, 2006.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 29.5.2015

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá problematikou vysokofrekvenčního ohřevu tkání a vlivem elektromagnetického pole na živou tkáň. Popisuje kapacitní a indukční metodu, které jsou srovnány výpočtem. Cílem práce je vytvořit aplikaci pro simulaci vysokofrekvenčního ohřevu tkání v programu MATLAB. Aplikace obsahuje čtyři modely. Výstupem práce jsou nasimulované průběhy intenzit a ohřevů tkání.

ABSTRAKT

Bachelor thesis deals with high-frequency heating of tissues and the influence of electromagnetic fields on living tissue. Describes the capacitive and inductive method, which are compared by calculating. The goal is to create an application for simulation of vysokofrekvenčního heating of tissues in MATLAB. The application includes four models. The output of the work are simulated waveforms of the intensities and heats the tissues.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektromagnetické pole, vysokofrekvenční ohřev (krátkovlnná diatermie), kapacitní a indukční metoda, MATLAB

KEYWORDS

Electromagnetic fields, high-frequency heating (shortwave diathermy), capacitive and inductive method, MATLAB

Bibliografická citace mé práce:

FALTÝNKOVÁ, K. *Vysokofrekvenční ohřev tkání*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 50 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Vysokofrekvenční ohřev tkání jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 29. května 2015

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 29. května 2015

.....
podpis autora

Obsah

Seznam tabulek.....	7
Seznam obrázků.....	7
Úvod	8
1 Elektromagnetické pole	9
1.1 Elektromagnetické pole a tkáň	11
1.2 Fyziologické účinky elektromagnetického pole	12
1.2.1 Tepelné	13
1.2.2 Netepelné	13
2 Vysokofrekvenční ohřev tkání	14
2.1 Princip	14
2.2 Kapacitní metoda	15
2.2.1 Kontraplanární uspořádání elektrod.....	17
2.2.2 Koplanární uspořádání elektrod.....	18
2.2.3 Minimalizace ohřevu povrchových tkání.....	19
2.3 Indukční metoda.....	19
2.3.1 Solenoid	19
2.3.2 Monoda	20
2.3.3 Minimalizace ohřevu povrchových tkání.....	21
2.4 Fyziologické účinky diatermie	21
2.5 Užití diatermie.....	21
3 Výpočet.....	23
3.1 Kapacitní metoda	23
3.1.1 Pomocí poměrů veličin	23
3.1.2 Transregionální uspořádání.....	24
3.2 Indukční metoda.....	25
3.2.1 Pomocí poměrů veličin	25
3.2.2 Monoda	26
4 Aplikace	27
4.1 Modely	27
4.1.1 Ruka	27
4.1.2 Kloub	28
4.1.3 Plíce	29
4.1.4 Ledviny	30
4.2 GUI	31
4.3 Výstupy	32
4.3.1 Kapacitní metoda	33
4.3.2 Indukční metoda	39
5 Návod pro laboratorní úlohu	45
Závěr.....	48
Seznam použitých zkratk a symbolů.....	49
Seznam použité literatury	50

Seznam tabulek

Tab. 1 Elektrické vlastnosti u různého druhu tkáně (převzato z [4]).....	11
Tab. 2 Používané frekvence a vlnové délky u různých druhů diatermie (převzato z [8])	14
Tab. 3 Aplikované výkony v kv a vkv (převzato [7]).....	22

Seznam obrázků

Obr. 1 Reakce dipólu na vnější elektrické pole (převzato z [4])	12
Obr. 2 Oteplení tkání v závislosti na expozici, převzato z [7]	13
Obr. 3 Kapacitní metoda, druhy proudu pro model paže či nohy.....	15
Obr. 4 Vrstvy v dielektriku rovnoběžné s elektrodami kondenzátoru	16
Obr. 5 Vrstvy v dielektriku kolmé na elektrody kondenzátoru	17
Obr. 6 Kontraplanární uspořádání, vliv vzdálenosti elektrod na homogenitu pole (převzato z [5])...	18
Obr. 7 Koplanární uspořádání elektrod (převzato z [5]).....	18
Obr. 8 (a) Solenoid, (b) reálný a zdánlivý proud (převzato z [5])	20
Obr. 9 Monoda.....	20
Obr. 10 Sériové zapojení odporů koplanárního a kontraplanárního uspořádání (převzato z [5]).....	23
Obr. 11 Model RUKA, kapacitní metoda	28
Obr. 12 Model RUKA, indukční metoda.....	28
Obr. 13 Model KLOUB, kapacitní metoda.....	28
Obr. 14 Model KLOUB, indukční metoda	29
Obr. 15 Model PLÍCE, kapacitní metoda	29
Obr. 16 Model PLÍCE, indukční metoda.....	30
Obr. 17 Model LEDVINY, kapacitní metoda.....	30
Obr. 18 Model LEDVINY, indukční metoda	31
Obr. 19 Aplikace.....	31
Obr. 20 Simulace E , kapacitní metoda, model RUKA	33
Obr. 21 Simulace P , kapacitní metoda, model RUKA	34
Obr. 22 Simulace E , kapacitní metoda, model KLOUB.....	35
Obr. 23 Simulace P , kapacitní metoda, model KLOUB.....	35
Obr. 24 Simulace E , kapacitní metoda, model PLÍCE	36
Obr. 25 Simulace P , kapacitní metoda, model PLÍCE	37
Obr. 26 Simulace E , kapacitní metoda, model LEDVINY.....	38
Obr. 27 Simulace P , kapacitní metoda, model LEDVINY.....	38
Obr. 28 Simulace E , indukční metoda, model RUKA.....	40
Obr. 29 Simulace P , indukční metoda, model RUKA.....	40
Obr. 30 Simulace E , indukční metoda, model KLOUB	41
Obr. 31 Simulace P , indukční metoda, model KLOUB	41
Obr. 32 Simulace E , indukční metoda, model PLÍCE	42
Obr. 33 Simulace P , indukční metoda, model PLÍCE	43
Obr. 34 Simulace E , indukční metoda, model LEDVINY	43
Obr. 35 Simulace P , indukční metoda, model LEDVINY	44

Úvod

Cílem mé bakalářské práce bylo seznámit se s problematikou vysokofrekvenčního ohřevu tkání .

Práce je rozdělena na dvě části, na teoretickou a praktickou. V teoretické části je popsán vliv elektromagnetického pole na živou tkáň a princip vysokofrekvenčního ohřevu tkání. V praktické části je vytvořena aplikace v programu MATLAB pomocí grafického uživatelského rozhraní GUI, která simuluje vysokofrekvenční ohřev tkání, a návod pro laboratorní úlohu této tematiky.

Práce se dělí na pět kapitol.

V první kapitole je uvedena stručná teorie elektromagnetického pole. Veličiny, které popisují elektromagnetické pole jsou definovány pomocí příslušných vztahů. Dále je uveden vliv elektromagnetického pole na živou tkáň a fyziologické účinky tohoto pole.

Kapitola dvě se zabývá teorií vysokofrekvenčního ohřevu tkání a popisem kapacitní a indukční metody. Dále jsou v kapitole uvedeny fyziologické účinky diatermie a její užití v medicíně.

V kapitole tři je uveden výpočet ohřevu tkání u kapacitní a indukční metody. Z výpočtů jsou patrné rozdíly mezi metodami.

Čtvrtá kapitola se zabývá vytvořenou aplikací v programu MATLAB. Jsou zde popsány jednotlivé modely, pomocí kterých je simulován vysokofrekvenční ohřev tkání, a nasimulované výstupy u kapacitní a indukční metody.

V poslední kapitole je vytvořen návod pro laboratorní úlohu. Laboratorní úloha obsahuje hlavičku, zadání, stručný teoretický úvod a tipy pro řešení.

1 Elektromagnetické pole

Elektromagnetické pole je definováno jako forma existence hmoty, která je schopna šířit se ve vakuu rychlostí světla a vykazuje silové účinky na částice s nábojem.

Jestliže se jedná o dvě částice se stejným nábojem (+ a +, nebo – a –), pak se tyto částice odpuzují. Pokud však jde o částice s rozdílným nábojem (+ a –), částice se navzájem přitahují.

Elektromagnetické pole má tyto vlastnosti:

- ve vakuu se šíří rychlostí $3 \cdot 10^8$ m/s
- je formou hmoty
- může se nacházet kromě vakuu i v pevném, kapalném či plynném prostředí
- je nositelem energie a platí pro něj zákon zachování energie, zákon zachování hmotnosti, hybnosti, atd. [1]

Elektromagnetické pole, podle účinků na částici s nábojem, se dělí na elektrické pole a na magnetické pole. Uvedená pole jsou nerozlučně spojená. Dělení je jen pro zjednodušení výpočtů.

Elektromagnetické pole se vyskytuje ve více formách (světelné, tepelné záření a vlnění). Elektromagnetické záření se vyznačuje tzv. korpuskulárně vlnovým dualismem, to znamená, že elektromagnetické záření má vlnové i korpuskulární (proud částic) vlastnosti. Elektromagnetické pole se při vyšší frekvenci chová jako částice a při nižší frekvenci jako pole. Max Planck objevil, že k výměně elektromagnetické zářivé energie dochází pouze po celočíselných násobcích minimálního množství energie, nebo-li kvanta. Toto minimální kvantum bylo označeno jako foton. Energie fotonu je přímoúměrná jeho frekvenci

$$W = h \cdot f, \quad (1)$$

W je energie, h je Planckova konstanta $h = 6,625 \cdot 10^{-34}$ Js a f je frekvence.

V oblasti viditelného světla jsou fotony s různou energií rozlišovány různou barvou. [1]

Pole je buď homogenní nebo nehomogenní. Za homogenní se považuje takové pole, jehož siločáry či magnetické indukční čáry jsou rovnoběžné přímky. Intenzita i indukce takového pole je ve všech bodech stejná. U nehomogenního pole siločáry a indukční čáry nejsou rovnoběžné, zakřivují se. [1][2]

Jak již bylo řečeno, elektromagnetické pole je charakterizováno svými silovými účinky na náboj. Vztah mezi touto silou a nábojem Q je úměrný s intenzitou elektrického pole E .

$$F_E = E \cdot Q \quad (2)$$

Intenzitu elektrického pole je tedy možno definovat jako sílu, působící na jednotkový kladný náboj. Síla F_E a intenzita elektrického pole E jsou vektorové veličiny, jejichž směr je stejný.

Intenzita homogenního elektrického pole E je určena vztahem

$$E = \frac{U}{d}, \quad (3)$$

kde U je elektrické napětí ve voltech a d je vzdálenost dvou bodů v metrech, mezi kterými je dané elektrické napětí. Jednotkou intenzity elektrického pole je tedy $V \cdot m^{-1}$. [2]

Síločáry, pomocí kterých zobrazujeme elektrické pole jsou myšlené čáry, které mají tyto vlastnosti:

- každá síločára je orientována, začíná na + náboji a končí na – náboji.
- síločáry se nesmí křížovat, každým bodem prochází jen jedna síločára
- platí čím více síločar, tím větší je intenzita elektrického pole [1]

Magnetické pole je popsáno působící silou jenom na pohybující se náboj. Síla je přímo úměrná velikosti náboje a jeho rychlosti:

$$F_M = B \cdot Q \cdot v \cdot \sin \alpha, \quad (4)$$

kde B je magnetická indukce, α je úhel, který svírá okamžitá rychlost náboje v se směrem magnetických indukčních čar.

Magnetická indukce je tedy určena vztahem

$$B = \frac{F_M}{Q \cdot v \cdot \sin \alpha}, \quad (5)$$

Jejíž jednotkou je tesla, T. [2]

Míru sílového působení magnetického pole popisuje však intenzita magnetického pole H . Vztah pro intenzitu magnetického pole je

$$H = \frac{I}{l}, \quad (6)$$

I je protékající proud vodičem a l je délka síločáry. Jednotkou intenzity magnetického pole je $A \cdot m^{-1}$.

Síločáry magnetického pole kolem přímého vodiče mají tvar kružnice. Délka síločáry l ve vzdálenosti a od vodiče je [1]

$$l = 2 \cdot \pi \cdot a. \quad (7)$$

Mezi intenzitou magnetického pole H a magnetickou indukcí B platí vztah

$$B = \mu \cdot H, \quad (8)$$

kde μ je permeabilita prostředí, která charakterizuje prostředí, ve kterém se magnetické pole nachází. [1][2][3]

Jevy, které vznikají při změnách elektrického a magnetického pole, jsou symetrické. Mění se magnetické pole vytváří pole elektrické a naopak. Vektory E a H jsou na sebe kolmé.

Tyto jevy jsou popsány pomocí Maxwellových rovnic:

$$\oint_{(c)} E \cdot dl = -\frac{d\Phi_B}{dt}, \text{rot } E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (9)$$

Rovnice (9) popisuje Faradayův zákon elektromagnetické indukce. Mění se magnetické pole vytváří pole elektrické. Časová změna toku magnetického pole Φ_B je na pravé straně a cirkulace intenzity elektrického pole E je na levé straně rovnice.

$$\oint_{(c)} H \cdot dl = I_c + \frac{d\Phi_D}{dt}, \text{rot } H = J + \frac{\partial D}{\partial t} \quad (10)$$

Rovnice (10) uvádí Ampérův-Maxwellův zákon, který je složen z Ampérova zákonu celkového proudu a Maxwellova zákonu magnetoelektrické indukce D . Mění se elektrické pole, stejně jako elektrický proud, jsou zdrojem pole magnetického. Časová změna toku elektrické intenzity Φ_D a elektrický proud I_c jsou na pravé straně, a cirkulace indukovaného magnetického pole na levé. [4]

1.1 Elektromagnetické pole a tkáň

Biologické tkáně mají permeabilitu μ rovnu téměř 1. Magnetické pole není tedy ovlivněno. Avšak elektrické pole ovlivňují odlišné elektrické vlastnosti tkání (měrný odpor, permitivita, vodivost) viz tab. 1. [2][5]

Tab. 1 Elektrické vlastnosti u různého druhu tkáně (převzato z [4])

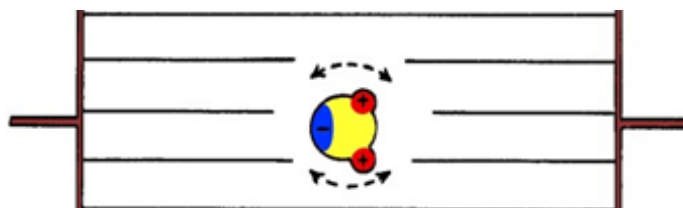
Tkáň	Měrný odpor ρ [Ωm]	Vodivost σ [S/m]	Permitivita ε [-]
Svalová tkáň	3	0,7-0,9	85-100
Parenchymatózní orgány	4-5	0,7-1,1	120-140
Tuková tkáň	10-15	0,04-0,06	11-13
Kostní tkáň	30	0,02-0,04	7-8

Vztah mezi měrným odporem ρ a vodivostí σ je

$$\rho = \frac{1}{\sigma}. \quad (11)$$

Elektrická vodivost živé tkáně je dána počtem volných iontů v tkáňové tekutině. Zde vidíme podobnost vedení elektrického pole v kovech, které je dáno pohybem volných elektronů. Avšak v tkáni jsou nosiče náboje ionty, jejichž hmotnost je řádově 10^4 větší než u elektronů. [5]

Elektrické ionty ve tkáních nejsou však vždy volné, často jsou vázány na makromolekuly, které jsou součástí buněčných struktur. Pohyblivost je omezena. Makromolekuly se chovají jako elektrické dipóly. Elektrické dipóly se orientují podle směru vnějšího elektrického pole, pokud je přítomno, a dochází k polarizaci. Tím vzniká vnitřní elektrické pole s opačnou polaritou a intenzita vnějšího elektrického pole se snižuje. Toto natáčení polárních molekul, které je zobrazeno na obr.1, vede ke vzniku tzv. posuvného proudu. Mírou schopnosti vytvářet tento proud je permitivita ϵ . [2][5][6]



Obr. 1 Reakce dipólu na vnější elektrické pole (převzato z [4])

Mechanismus účinku těchto proudů je založen na přeměně absorbované elektrické energie v teplo Q dle Jouleova zákona:

$$Q = U \cdot I \cdot t, \quad (12)$$

kde U je napětí, t je doba průchodu proudu I .

Jedná se o tzv. reálný proud, který je právě spojený s natáčením molekul.

Rozlišuje se ještě tzv. zdánlivý proud, který je spojený s průchodem stejnosměrného proudu, u něhož jsou tepelné účinky zanedbatelné.

Podíl reálného proudu u tukové tkáně a kosti je 50% a zdánlivého proudu také 50% .

Podíl reálného proudu u svalů a tkání s vysokým obsahem vody (slezina, ledviny, atd.) je 80% a zdánlivého proudu 20% . [2][5]

1.2 Fyziologické účinky elektromagnetického pole

Fyziologické účinky elektromagnetických polí nejsou dosud plně objasněny. Závisí na mnoha faktorech. Mezi hlavní faktory patří:

- pracovní frekvence
- velikost elektrických intenzit
- doba aplikace
- charakter pole
- velikost organismu
- tloušťka ozařované vrstvy

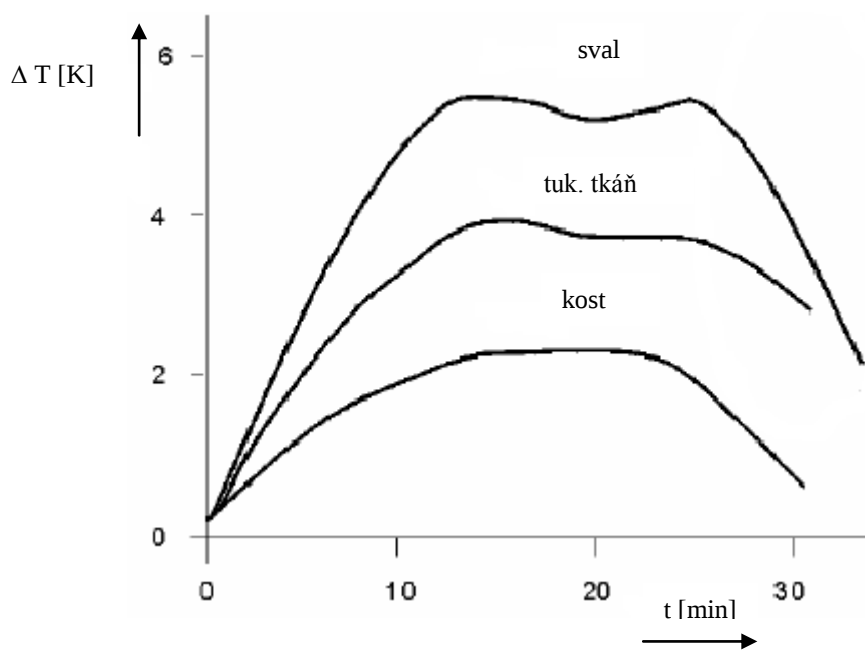
Mechanismy účinků jako reakce a odezva tkání organismu na působení elektromagnetických polí vychází z fyzikálních jevů absorpce a indukce. Výsledným projevem jsou tepelné a netepelné projevy. [7]

1.2.1 Tepelné

Tepelné účinky se projevují zvýšením teploty ozařovaných tkání. Závisí na velikosti pohlcené energie a na hloubce, ve které se záření absorbuje. Mezi pracovní frekvencí a hloubkou vniku je nepřímá úměra. Platí tedy, čím vyšší pracovní frekvence, tím menší hloubka vniku do tkáně. Výsledný tepelný efekt závisí na tvaru a rozměrech biologických struktur. Velký význam má schopnost organismu regulovat teplotu, ochlazování protékající krví (perfuze) či odvod tepla z povrchu těla (evaporace). Změny teploty u typických tkání při působení elektromagnetického pole jsou zobrazeny na obr. 2. [7]

Z fyziologického hlediska rozlišujeme konstituční typy:

- tepelně sytý typ – organismus na teplo reaguje rychle, ale špatně ho snáší
- tepelně hladový typ – organismus na teplo hůře reaguje, ale lépe ho snáší



Obr. 2 Oteplení tkání v závislosti na expozici, převzato z [7]

1.2.2 Netepelné

Netepelné účinky jsou dány indukcí, kterou vznikají v ozařovaných tkáních iontové proudy. Vlivem těchto proudů se mění biologické vlastnosti buněčných membrán – permeabilita a dráždivost. Indukční jevy se uplatňují na vodivých částech organismu: centrálním a autonomním nervovém systému, kardiovaskulárním systému, sekretorickém (vyměšujícím) aparátu a endokrinní soustavě. [7]

Dlouhodobé ozařování elektromagnetickým polem o malých hustotách výkonu se projevuje především na stavu CNS. Projevuje se vyčerpaností, únavou, poklesem koncentrace pozornosti, poruchami spánku, bolestí hlavy, lámavostí nehtů, zvýšenou potivostí, padáním vlasů apod [7].

2 Vysokofrekvenční ohřev tkání

2.1 Princip

Vysokofrekvenční ohřev tkání (diatermie) využívá elektromagnetické pole o nízkém napětí a vysoké intenzitě k bezkontaktnímu prohřívání hlouběji ležících tkání.

Vysokofrekvenční je nazýván proto, že se používají frekvence nad 100 kHz, při kterých zcela převládají tepelné účinky a nedochází ke stimulaci (podráždění) živé tkáně (souvisejí s Hoorvegovou-Weissovou křivkou). Teplo vzniká přímo ve tkáních dielektrickým ohřevem, působením vířivých proudů nebo v důsledku absorpce elektromagnetické energie. [7] [8]

Rozlišují se tři druhy diatermie, krátkovlnná (KV), velmíkrátkovlnná (VKV) a mikrovlnná (tab.2).

Tab. 2 Používané frekvence a vlnové délky u různých druhů diatermie (převzato z [8])

Oblast diatermie	Frekvenční rozsah	Vlnová délka
KV(krátkovlnná)	13,56 MHz	22,11 m
	27,13 MHz	11,05 m
	40,63 MHz	7,38 m
VKV(velmíkrátkovlnná)	433,92 MHz	69 cm
	915 MHz	32,79 cm
mikrovlnná	2450 MHz	12,5 cm

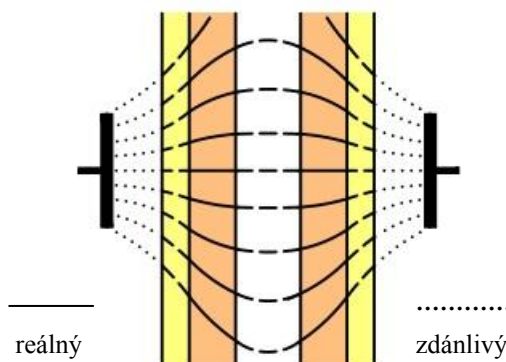
V Evropě se ke krátkovlnné diatermii používá vlnová délka 11,05 m. Vysokofrekvenční pole je nedráždivé, nemá elektrolytické účinky, dobře prochází i špatnými vodiči a ve tkáních dochází k přeměně energie elektromagnetického pole na energii tepelnou. Tkáň, ve které dochází k největšímu ohřevu, lze ovlivnit metodou – kapacitní nebo indukční, velikostí a vzdáleností elektrody od povrchu. [8]

2.2 Kapacitní metoda

Kapacitní metoda používá dvě elektrody, které představují desky kondenzátoru. Mezi elektrody je umístěna léčená část těla pacienta, tkáň představuje dielektrikum kondenzátoru (obr.3). V dielektriku vznikají proudy, jejichž hustoty je možno popsat vztahem

$$J = \sigma \cdot E, \quad (13)$$

kde σ je vodivost příslušné tkáně a E je intenzita elektrického pole.



Obr. 3 Kapacitní metoda, druhy proudů pro model paže či nohy

V kondenzátoru s dielektrikem, které má permitivitu shodnou s okolím např. $\epsilon_r = 1$, by pole bylo značně nehomogenní. Relativní permitivity tkání jsou však značně větší než permitivita okolí a proto se pole soustřeďuje do dielektrika a je tedy možno ho pro zjednodušení považovat za homogenní. [5][9]

Intenzita homogenního elektrického pole je tedy dána vztahem (3), tedy $E = \frac{U}{d}$, kde U je napětí mezi deskami kondenzátoru a d je vzdálenost desek od sebe.

Hustota výkonu je dána vztahem

$$p = \sigma \cdot E^2, \quad (14)$$

σ je vodivost tkáně a E je elektrická intenzita.

Výkon převedený na teplo je

$$P = \sigma \cdot \frac{U^2 \cdot S}{d} = p \cdot V, \quad (15)$$

kde V je objem tkáně.

Je potřeba uvažovat situaci, kdy dielektrikum je složeno z více vrstev (tkání), které mají rozdílnou hodnotu permitivity viz tab. 1.

Jestliže je rozhraní vrstev tkání v dielektriku rovnoběžné s elektrodami kondenzátoru, pak musí být zachována rovnost indukcí elektromagnetického pole. Musí tedy platit vztah, uvažujeme-li dvě rozhraní, viz obr.4.

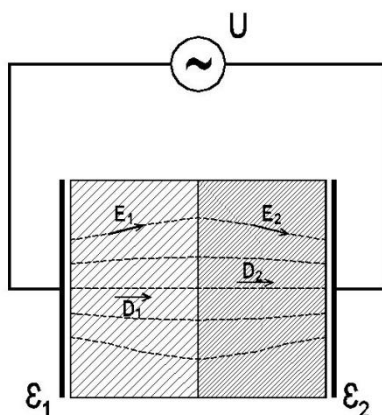
$$D_1 = D_2 \quad (16)$$

dále tedy musí platit

$$\varepsilon_1 \cdot E_1 = \varepsilon_2 \cdot E_2. \quad (17)$$

Zde je vyjádřeno E_1 ze vztahu (17)

$$E_1 = \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} \cdot E_2 \quad (18)$$



Obr. 4 Vrstvy v dielektriku rovnoběžné s elektrodami kondenzátoru

Pro celkový výkon mezi elektrodami platí

$$P = V_1 \cdot \sigma_1 \cdot E_1^2 + V_2 \cdot \sigma_2 \cdot E_2^2 \quad (19)$$

Pro poměr výkonů jednotlivých vrstev dielektrika v jednotkovém objemu při dosazení (18)

platí

$$\frac{P_1}{P_2} = \frac{\sigma_1 \cdot \left(\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} \cdot E_2\right)^2}{\sigma_2 \cdot E_2^2} = \frac{\sigma_1 \cdot \varepsilon_2^2 \cdot E_2^2}{\sigma_2 \cdot \varepsilon_1^2 \cdot E_2^2} = \frac{\sigma_1 \cdot \varepsilon_2^2}{\sigma_2 \cdot \varepsilon_1^2}. \quad (20)$$

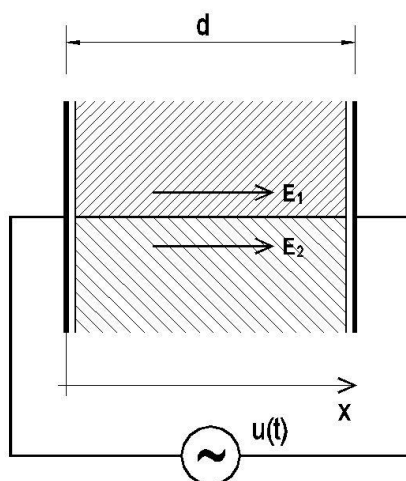
Ze vztahu (20) je možno vidět, že vodivější tkáň se ohřívají méně, než tkáň s menší vodivostí. To je způsobeno převráceným poměrem permitivit, které jsou v kvadrátu. [9]

Ohřev tkáně je u tukové tkáně větší než u svalů, v poměru asi 10:1. Tuková tkáň má složitou nehomogenní strukturu, která obsahuje prvky s vysokou vodivostí a dielektrickou konstantou – lymfatické a krevní cévy. [8]

Vysoká vodivost a dielektrická konstanta v cévách způsobí, že siločáry budou soustředěny do oblasti s vysokou výslednou intenzitou a tím dojde ke zvýšení teploty jednotlivých cév a ne tukové tkáně jako celku. Pacient má intenzivnější pocit tepla. Vyšší pocit tepla by se snížil, pokud by byla tkáňová vrstva homogenní. [5] [8]

Druhá možnost je, že jednotlivé vrstvy tkání budou kolmé na elektrody kondenzátoru (obr.5), v tomto případě platí jiná podmínka a to

$$E_1 = E_2, \quad (21)$$



Obr. 5 Vrstvy v dielektriku kolmé na elektrody kondenzátoru

pro poměr výkonů tedy platí

$$\frac{p_1}{p_2} = \frac{\sigma_1 \cdot E_1^2}{\sigma_2 \cdot E_2^2} = \frac{\sigma_1}{\sigma_2}. \quad (22)$$

Z těchto poměrů jde vidět, že při tomto rozložení se bude více prohřívat tkáň s větší vodivostí než tkáň s menší. [9]

2.2.1 Kontraplanární uspořádání elektrod

Kontraplanární uspořádání elektrod je takové uspořádání, u kterého je léčené místo (tkáň) umístěno mezi dvě elektrody (obr.3). [5]

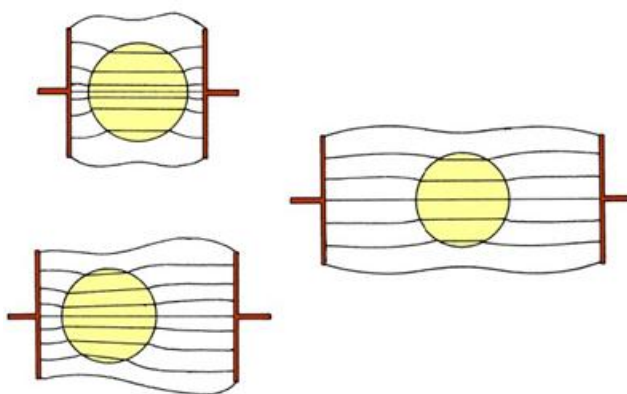
Kontraplanární uspořádání je buď transregionální nebo longitudinální.

U transregionální polohy elektrod jsou jednotlivé tkáně v sérii. Více se prohřívají tukové tkáně než svaly.

U longitudinálního rozložení elektrod jsou vrstvy tkání přibližně paralelně vzhledem k průběhu siločar. Proud prochází nejvíce svaly a tkáněmi bohatými na vodu a ionty. [8]

Velikostí elektrod, jejich náklonem a vzdáleností od kůže je možno homogenizovat pole, které prostupuje do tkání, a tvarovat jej. Co do velikosti elektrod, je vhodnější použít větší elektrody, než je léčené místo. Průměry elektrod bývají: 40, 85, 130 nebo 170 mm. Použití malých elektrod má za následek nežádoucí zvýšení intenzity povrchových tkání. Rozdílné velikosti elektrod umožňují zahřívat tkáň blíže k jedné straně končetiny. [7]

Vzdálenost elektrod by měla být co největší, jsou tak minimalizovány problémy s homogenitou pole (obr.6). Pole je více homogenní a méně kolísá při pohybu pacienta. Čím dále jsou elektrody od sebe, tím menší je kapacita. Navíc se sníží intenzita pole a tedy i míra ohřevu. [5]

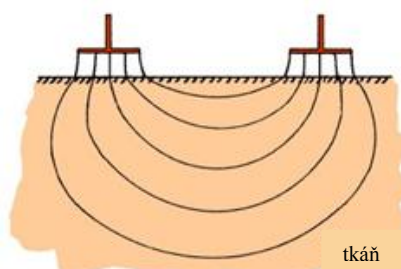


Obr. 6 Kontraplanární uspořádání, vliv vzdálenosti elektrod na homogenitu pole (převzato z [5])

Elektrody jsou buď diskové, nebo speciálně tvarované (vaginální, rektální) či tak zvané polštářkové, které jsou umístěny v pryžovém pouzdře. [7]

2.2.2 Koplanární uspořádání elektrod

V tomto uspořádání (obr.7) jsou elektrody na stejné straně trupu či končetiny. Vzdálenost mezi elektrodami musí být dvakrát větší než vzdálenost mezi kůží pacienta a elektrodou. Siločáry prochází tkáněmi a neprochází vzduchem. Toto uspořádání je vhodnější pro léčení rozsáhlejšího místa, například páteře. Bohužel u tohoto uspořádání dochází k výraznému zatížení povrchových tkání. [5] [8]



Obr. 7 Koplanární uspořádání elektrod (převzato z [5])

2.2.3 Minimalizace ohřevu povrchových tkání

K minimalizaci ohřevu povrchových tkání se používá tzv. Cross-fire technika, nebo-li metoda „křížového ohně“ .

Cross-fire technika rozděluje působení pole na dvě poloviny. V první polovině jsou elektrody v jedné poloze. V druhé polovině jsou elektrody umístěny kolmo na předešlou polohu elektrod.

Díky této metodě dochází k prohrátí hlouběji uložených tkání. Nejčastěji se využívá při chronických gynekologických afekcích. [5] [8]

2.3 Indukční metoda

Indukční metoda využívá cívkového aplikátoru nebo indukčního kabelu k vyvolání vířivých proudů ve tkáních, prostřednictvím elektromagnetické indukce, a následný ohřev tkáně prostřednictvím těchto vířivých proudů. Při použití vysokofrekvenčního střídavého proudu vzniká vysokofrekvenční nestacionární magnetické pole, jehož frekvence je shodná s frekvencí proudu procházejícího cívkou. [5] [9] [10]

Takto vzniklé nestacionární magnetické pole působí na vodiče, které se v něm nacházejí. Podle Lentova zákona působí indukovaný proud proti změně, která jej vyvolala. Výsledný indukovaný elektrický proud je tedy orientován opačně než původní elektrický proud, jenž indukoval magnetické pole, u vysokých frekvencí to nemá klinický význam. [8]

Indukované proudy, které protékají každou vrstvou tkáně, jsou navzájem nezávislé.

Celkový výkon pro indukční metodu, pokud uvažujeme dvě vrstvy tkáně, je

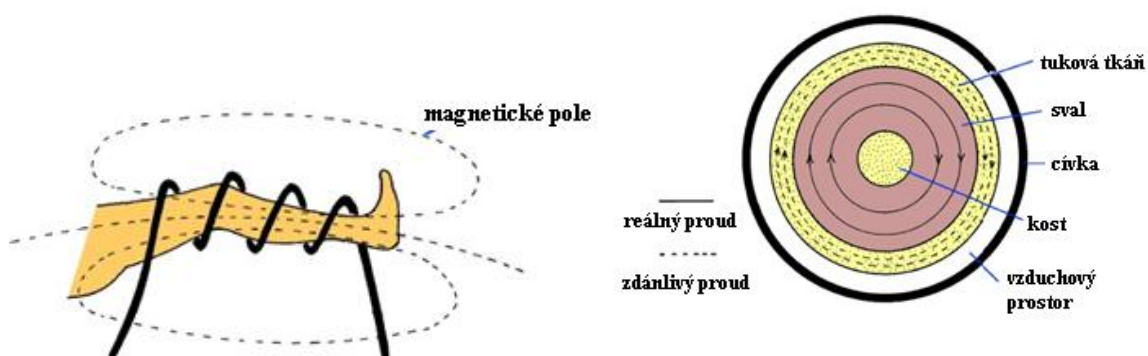
$$P = V_1 \cdot \sigma_1 \cdot H_1^2 + V_2 \cdot \sigma_2 \cdot H_2^2. \quad (23)$$

Tento vztah je obdobný vztahu (19) pro celkový výkon u kapacitní metody, avšak počítá se zde s magnetickou intenzitou, která klesá se vzdáleností od aplikátoru, za předpokladu, že změna magnetické intenzity je přímo úměrná změně elektrické intenzity . [9]

2.3.1 Solenoid

Na Obr.8 (a) je možno vidět obtočený kabel kolem léčené části pacienta, který vytváří model cívky ve tvaru solenoidu. Střídavé magnetické pole je vyvoláno indukovaným elektromagnetickým polem v tkáni pacienta. V tomto případě proud bude následovat kruhové cesty magnetického pole, které prochází paralelně k závitům cívky. Nejsilnější proudy vznikají v nejvíce vodivých tkáních. [5] [10]

Obr.8 (b) zobrazuje reálný a zdánlivý proud procházející končetinou.



Obr. 8 (a) Solenoid, (b) reálný a zdánlivý proud (převzato z [5])

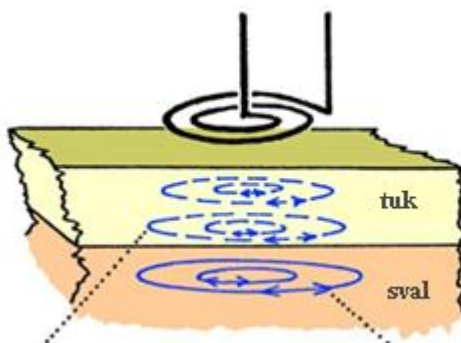
Má-li cívka velký počet natěsněných závitů a průměr cívky je malý vůči délce, dochází ke vzniku konstantního magnetického pole a indukce je stejná v celém objemu tkáně. Množství procházející proudu bude tedy záviset jen na impedanci tkáni, která je určena dielektrickou konstantou a vodivostí. [5]

Problémem je nerovnoměrné magnetické pole uvnitř indukční cívky, které vzniká u cívky s více široce rozloženými závitů a poměrně velkým průměrem. Pokud je magnetické pole nerovnoměrné, dochází k většímu ohřevu povrchových tkání, kde je nejvyšší intenzita pole. [5] [9]

2.3.2 Monoda

Monoda (obr.9, převzato z [5]) je elektroda tvořena několika cívkami či závitů vodiče, které jsou uloženy v plastovém pouzdře. Tento aplikátor se přikládá těsně nad kůži či na oděv. Plocha této cívky je rovnoběžná s kůží pacienta. Indukované proudy, které tečou v kruhových cestách, jsou také rovnoběžné s kůží pacienta. [5] [10]

Kabel, který je dodáváný k přístroji, lze stočit do spirály a tím je možno získat podobné rozložení indukovaného proudu. Avšak tahle vinutá spirála více ohřívá povrchové tkáně, než monoda. To je způsobeno tím, že intenzita magnetického pole rychle klesá se vzdáleností od cívky, dochází k odchýlení siločar a rozvinutí kabelu od sebe, což způsobuje slabší magnetické pole.[5]



50% reálný a 50% zdánlivý proud Obr. 9 Monoda 80% reálný proud

2.3.3 Minimalizace ohřevu povrchových tkání

Minimalizovat ohřev povrchových tkání je možné několika způsoby:

- Vinutí závitů cívky blízko u sebe
- Kabel oddělený od pacienta pomocí distančního froté nebo gum a elektrického štítu
- Uzemněný kovový válec mezi cívkou a léčeným místem pacienta
- U monody přidaná plochá kovová deska

Kov je dobrý vodič, proto magnetické pole končí na povrchu desky. Elektrické pole je proto téměř nulové, avšak magnetické pole je beze změny. [5]

2.4 Fyziologické účinky diatermie

- **Zvýšení rychlosti biochemických reakcí** – zrychlení buněčného metabolismu (zvýšená potřeba kyslíku a živin, zvýšená produkce odpadních látek).
- **Lepší prokrvení** – zvýšená produkce odpadních látek spustí dilataci (rozšíření) kapilár a arteriol. K dilataci dochází především v povrchových tkání, kde dochází k největšímu ohřevu.
- **Uvolnění svalu**
- **Sedativní účinek** – mírný ohřev tkáně brání přenosu smyslových impulsů prostřednictvím nervových vláken. Dochází k úlevě od bolesti, která může být výsledkem zánětu tkáně.
- **Protizánětlivý účinek** – vyšší migrace leukocytů, zvýšená fagocytóza (pohlcování a zničení cizorodých částic) a výrazný baktericidní efekt.
- **Destrukce nádorových tkání** – některé nádorové tkáně jsou na teplo citlivější než tkáně zdravé. [5] [8]

2.5 Užití diatermie

Při akutních stavech jsou doporučovány nízké dávky krátkovlnné diatermie, avšak někteří lékaři ji při těchto stavech nedoporučují.

Při chronických stavech se aplikují střední dávky kontinuální (dány teplem, krevní oběh nestačí odvést teplo, tak dochází k lokálnímu ohřátí) nebo vyšší dávky pulzní diatermie (vysokofrekvenční pole je aplikováno v krátkých impulzech o různé frekvenci) uvedené ve stupních. [9]

Dávka je dána součinem výkonu a dobou ozařování

Doba aplikace je většinou od 2 do 15 minut, avšak závisí na druhu a stádiu onemocnění.

Důležitým faktorem je také subjektivní pocit pacienta, který je uveden v tab. [7]

Stupeň	Pocit	kv [W]	vk _v [W]
I.	Bez pocitu tepla	20 – 40	10 – 20
II.	Mírného tepla	40 – 60	30 – 40
III.	Příjemného tepla	60 – 120	50 – 90
IV.	Snesitelného tepla	120 – 220	100 – 200

Tab. 3 Aplikované výkony v kv a vk_v (převzato [7])

Diatermie se využívá při:

- gynekologických afekcí (především chronické záněty v malé pánvi)
- onkologických stavech
- starší poúrazových stavech (zhmoždění, podvrtnutí, zlomeniny,...)
- pooperačních stavech (čelisti, kyčle, nohy,...)
- ORL (astma, záněty dutin, ...)
- zánětech a onemocnění kloubů
- neurologických onemocnění (migréna, pásový opar, Meniérův syndrom,...)
- poruchách prokrvení [10] [11]

Kontraindikace:

- gravidita
- varlata (pokles životnosti spermií)
- nebezpečí krvácení (hemeroidy, peptické vředy, břicho při menzes,...)
- kardiostimulátory
- tuberkulóza (především aktivní) [10] [11]

3 Výpočet

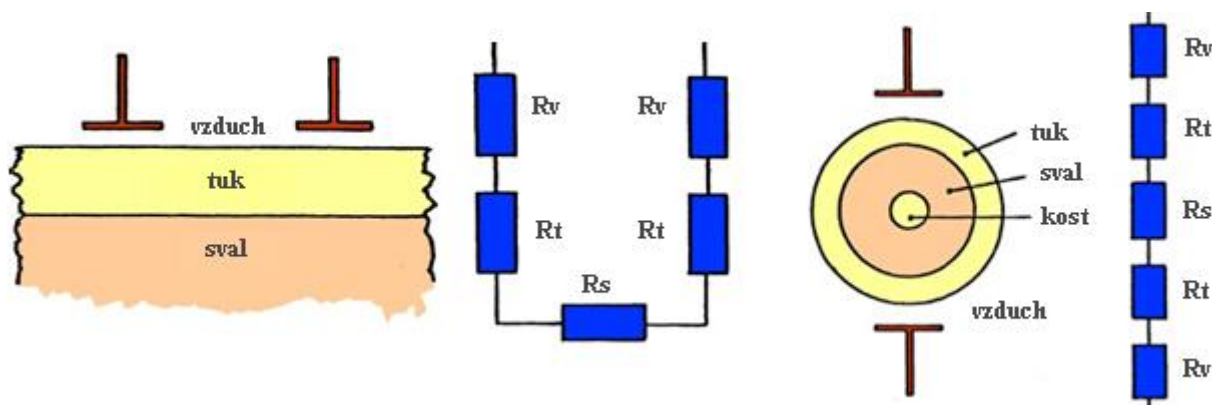
3.1 Kapacitní metoda

3.1.1 Pomocí poměrů veličin

Pro ohřívání jen určité části tkáně platí obecný vztah

$$P_V = E \cdot i_r \quad (24)$$

P_V je výkon (síla) rozptýlený na jednotku objemu tkáně (W/m^3), neboli rychlost ohřevu tkáně. E je intenzita pole (V/m) a i_r je reálná část hustoty proudu (A/m^2). [5] [9]



Obr. 10 Sériové zapojení odporů koplanárního a kontraplanárního uspořádání (převzato z [5])

Zdánlivý proud ve vzduchu = zdánlivý + reálný proud v tuku = zdánlivý + reálný proud ve svalu.

Srovnání ohřevu tukové a svalové tkáně

Reálný proud v tukové tkáni: $i_r(\text{tuk.tk}) = 50\%$

Reálný proud ve svalové tkáni: $i_r(\text{sval}) = 80\%$

$$\frac{i_r(\text{sval})}{i_r(\text{tuk.tk})} = \frac{80\%}{50\%} = 1,6 \quad \frac{i_r(\text{tuk.tk})}{i_r(\text{sval})} = \frac{50\%}{80\%} = 0,625$$

i_r svalu je 1,6x větší než tukové tkáně. Intenzita elektrického pole E je asi 10x větší u tukové tkáně než u svalu. Tento poměr intenzit vychází z poměru permitivit, viz (18). [5]

$$P_V = E \cdot i_r$$

$$P_V = 10 \cdot 0,625 = 6,25$$

Ohřev tukové tkáně je tedy asi 6x větší než u svalu.

Pokud uspořádání elektrod umožní šíření proudu přes tukovou tkáň do svalu, i_r se sníží a tím i rychlost ohřevu svalu se sníží.

Pokud dochází v oblasti svalu ke sbíhání elektrických siločar, i_r se zvýší a tím se zvýší i rychlost ohřevu svalu. [5]

3.1.2 Transregionální uspořádání

Rozhraní vrstev v dielektriku je rovnoběžné s elektrodami kondenzátoru (obr. 4). Počítáme ohřev pomocí vztahu

$$P_1 = \sigma_1 \cdot \left(\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} \cdot E_2 \right)^2 \quad (25)$$

Jde o sériové zapojení, jak je možno vidět na obr. 10.

Sériovým zapojením protéká konstantní proud. Napětí se však s každou tkání mění. Celkové napětí je dáno součtem jednotlivých úbytků napětí.

$$U = U_{Rt} + U_{Rs} \quad (26)$$

Jednotlivé úbytky napětí lze vypočítat pomocí Ohmova zákona, kdy

$$U = R \cdot I \quad (27)$$

Odpor pro jednotlivé tkáně lze vypočítat pomocí vztahu

$$R = \frac{\rho \cdot l}{S} \quad (28)$$

kde ρ je měrný odpor, l je tloušťka tkáně a S je obsah tkáně.

V modelech je obsah tkáně uvažován pro zjednodušení a homogennitu pole jako kruhový výřez, dán poloměrem r použité elektrody (kruhová). Obsah je tedy u jednotlivých tkání konstantní.

konstantní proud $I = 15 \text{ mA} = 0,15 \text{ A}$

poloměr elektrody $r = 2 \text{ cm}$

tloušťka tukové tkáně $l_t = 0,1 \text{ cm}$

tloušťka svalové tkáně $l_s = 0,3 \text{ cm}$

vzdálenost elektrod od povrchu $d_v = 0,5 \text{ cm}$

vzdálenost elektrod $d = (2 \cdot d_v) + (2 \cdot l_t) + l_s \quad d = 1,5 \text{ cm}$

obsah tkání $S = \pi \cdot r^2 \quad S = \pi \cdot 1,5^2 \text{ cm}^2 = 7,069 \text{ cm}^2$

odpor tukové tkáně $R_t = \frac{\rho_t \cdot l_t}{S} \quad R_{tuk} = \frac{1250 \text{ } \Omega \cdot \text{cm} \cdot 0,1 \text{ cm}}{7,069 \text{ cm}^2} = 17,7 \text{ } \Omega$

odpor svalové tkáně	$R_s = \frac{\rho_s \cdot l_s}{S}$	$R_{sval} = \frac{300 \cdot \Omega \cdot cm \cdot 0,3 \text{ cm}}{7,069 cm^2} = 12,7 \Omega$
úbytek napětí na tuk.tkáni	$U_t = R_t \cdot I$	$U_t = 17,7 \Omega \cdot 0,15 A = 2,7 V$
úbytek napětí na svalu	$U_s = R_s \cdot I$	$U_s = 12,7 \Omega \cdot 0,15 A = 1,9 V$
celkové napětí	$U = U_t + U_s$	$U = 2,7 V + 1,9 V = 4,6 V$
intenzita tukové tkáně	$E_t = \frac{\epsilon_s}{\epsilon_t} \cdot E_s$	$E_t = \frac{92,5}{12} \cdot 3,07 = 23,6 V/cm$
intenzita svalové tkáně	$E_s = \frac{U}{d}$	$E_s = \frac{4,6 V}{1,5 cm} = 3,07 V/cm$
ohřev tukové tkáně	$P_t = \sigma_t \cdot E_t^2$	$P_t = 0,0005 \cdot (23,6)^2 = 0,27 W/cm^2$
ohřev svalové tkáně	$P_s = \sigma_s \cdot E_s^2$	$P_s = 0,008 \cdot (3,07)^2 = 0,075 W/cm^2$

Z výpočtů jde vidět, že intenzita elektrického pole v tukové tkáni je opravdu větší než intenzita elektrického pole ve svalové tkáni. Proto také ohřev tukové tkáně je větší než ohřev svalové.

3.2 Indukční metoda

3.2.1 Pomocí poměrů veličin

Indukované proudy v každé vrstvě tkáně jsou navzájem nezávislé.

Reálná část proudové hustoty je dána vztahem

$$i_r = \sigma \cdot E \quad (29)$$

σ je vodivost dané tkáně ($S \cdot m^{-1}$) a E je elektrická intenzita.

Po dosazení reálné části proudové hustoty do rovnice, ohřev tkáně je

$$P_V = \sigma \cdot E^2. \quad (30)$$

Srovnání ohřevu tukové a svalové tkáně.

Vodivost tukové tkáně: $\sigma(tuk.tk) = 0,05 S \cdot m^{-1}$

Vodivost svalové tkáně: $\sigma(sval) = 0,8 S \cdot m^{-1}$

Poměr vodivostí tukové a svalové tkáně: $\frac{\sigma(sval)}{\sigma(tuk.tk)} = \frac{0,8}{0,05} = 16$

Vodivost svalu je asi 16x větší než vodivost tukové tkáně, proto je také ohřev u svalu větší než u tukové tkáně. V praxi je však složité vypočítat míru zahřátí, protože sval je pod tukovou tkání, tudíž je dál od cívky, magnetické pole a intenzita elektrického pole slábne. [5] [9]

3.2.2 Monoda

U indukční metody je k počítání intenzity použit vztah pro magnetickou intenzitu (6) $H = \frac{I}{l}$, kde I je proud protékající cívkovým aplikátorem monoda a l je délka siločáry, kdy $l = 2 \cdot \pi \cdot a$ a a je vzdálenost tkáně od aplikátoru.

Ohřev tkání je počítán pomocí vztahu (30). Vztah mezi elektrickou intenzitou E a magnetickou intenzitou H vychází z Maxwellových rovnic a je pro výpočet složitý. Jelikož je změna elektrické intenzity E přímo úměrná změně magnetické intenzity H , je elektrická intenzita E pro jednoduchost nahrazena magnetickou intenzitou H . Proto tedy je použit vztah

$$P = \sigma \cdot H^2. \quad (31)$$

Podle teoretických předpokladů by měla intenzita magnetického pole u indukční metody klesat se vzdáleností. Proto se u jednotlivých tkání a zvětšuje, a to se vzdáleností tkáně od aplikátoru.

proud na aplikátoru	$I = 10 \text{ A}$	
vzdálenost aplikátoru od povrchu	$d_v = 0,5 \text{ cm}$	
tloušťka tukové tkáně	$l_t = 0,1 \text{ cm}$	
tloušťka svalové tkáně	$l_s = 0,3 \text{ cm}$	
vzdálenost tuk.tkáně od aplikátoru	$a_t = d_v + l_t$	$a_t = 0,5 + 0,1 = 0,6 \text{ cm}$
vzdálenost svalu od aplikátoru	$a_s = d_v + l_s$	$a_s = 0,5 + 0,3 = 0,8 \text{ cm}$
magnetická intenzita tuku	$H_t = \frac{I}{2 \cdot \pi \cdot a_t}$	$H_t = \frac{10 \text{ A}}{2 \cdot \pi \cdot 0,6 \text{ cm}} = 2,65 \text{ A/cm}$
magnetická intenzita svalu	$H_s = \frac{I}{2 \cdot \pi \cdot a_s}$	$H_s = \frac{10 \text{ A}}{2 \cdot \pi \cdot 0,8 \text{ cm}} = 1,99 \text{ A/cm}$
ohřev tukové tkáně	$P_t = \sigma_t \cdot H_t^2$	$P_t = 0,05 \cdot (2,65)^2 = 0,35 \text{ W/cm}^2$
ohřev svalové tkáně	$P_s = \sigma_s \cdot H_s^2$	$P_s = 0,8 \cdot (1,99)^2 = 3,17 \text{ W/cm}^2$

Z výpočtů jde vidět, že intenzita magnetického pole klesá se vzdáleností. Intenzita magnetického pole svalové tkáně je menší než intenzita magnetického pole tukové tkáně, protože svalová tkáň je uložena pod tukovou tkání, tedy dále od aplikátoru.

Ohřev svalové tkáně je však větší než ohřev tukové tkáně, zde totiž hraje velkou roli vodivost jednotlivých tkání.

4 Aplikace

K vytvoření aplikace pro simulaci vysokofrekvenčního ohřevu tkání byl použit program MATLAB verzi MATLAB 7.9.0 (R2009b).

MATLAB je program pro vytváření návrhů algoritmů, modelování, simulace a zpracování signálů. [12]

GUI se skládá z jednotlivých grafických objektů (menu, tlačítka, posuvníky, textová pole, atd.). Grafické objekty jsou hierarchicky uspořádány. Jejich vzájemné vztahy jsou definovány jako rodič – potomek (parent – children). Každý grafický objekt je definován pomocí ukazatele (handle). Prostřednictvím ukazatele a pomocí funkce *set* a *get* se mohou měnit atributy (properties), které popisují vzhled vytvořené aplikace.

Chování objektů je definováno funkcemi. Funkce má tři vstupní proměnné (hObject, eventdata, handles).

Po spuštění programu se automaticky vygeneruje zdrojový kód, který obsahuje ukazatele na všechny grafické objekty. [13]

4.1 Modely

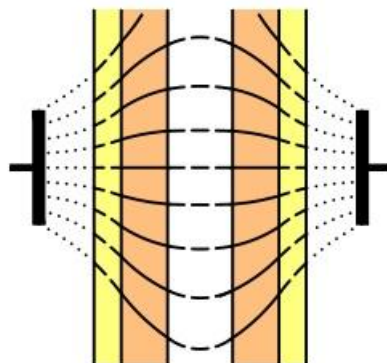
Pro aplikaci byly vytvořeny 4 zjednodušené modely, pomocí kterých je simulován vysokofrekvenční ohřev tkání. U obrázků modelů je vyobrazen reálný a zdánlivý proud. Tam, kde převládá reálný proud je vykreslena plná čára a tam, kde převládá zdánlivý proud je vykreslena tečkovaná čára. Pokud je poměr proudů 50:50, jak je tomu například u tukové tkáně, pak je vykreslena přerušovaná čára.

4.1.1 Ruka

Model RUKA v kapacitní metodě využívá kontraplanárního - transregionálního rozložení elektrod. Je tvořen vzduchem, tukovou tkání, svalovou tkání a kostí. Model RUKA je možné použít i při simulaci ohřevu nohy.

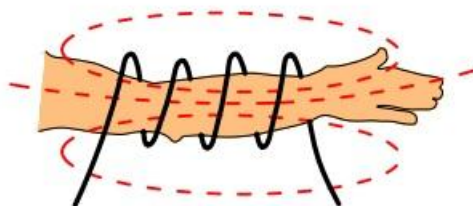
Model používá dané uspořádání tkání:

VZDUCH – TUK – SVAL – KOST – SVAL – TUK – VZDUCH



Obr. 11 Model RUKA, kapacitní metoda

V indukční metodě tento model využívá stejné uspořádání jak u kapacitní metody. V této metodě je však použit aplikátor tvaru cívky, nebo-li solenoidu, kdy ruka je obtočena kabelem, viz obr 12. Přerušované čáry v tomto obrázku značí magnetické pole.

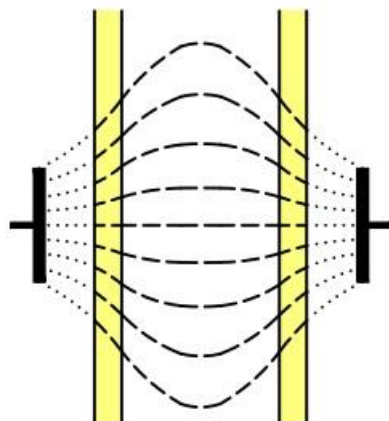


Obr. 12 Model RUKA, indukční metoda

4.1.2 Kloub

Uspořádání tohoto modelu je : VZDUCH – TUK – KOST – TUK – VZDUCH

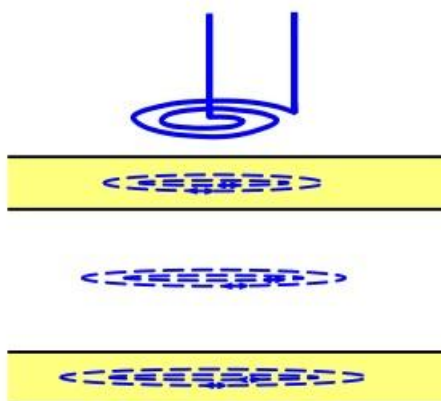
U kapacitní metody je opět použito kontraplanární - transregionální rozložení elektrod.



Obr. 13 Model KLOUB, kapacitní metoda

U indukční metody je použit aplikátor monoda. Kružnice na obrázku představují indukované proudy. Tuková tkáň i kost mají 50 % reálného proudu a 50 % zdánlivého proudu, proto jsou vykresleny přerušovanou čarou.

Uspořádání je: VZDUCH – TUK – KOST – TUK



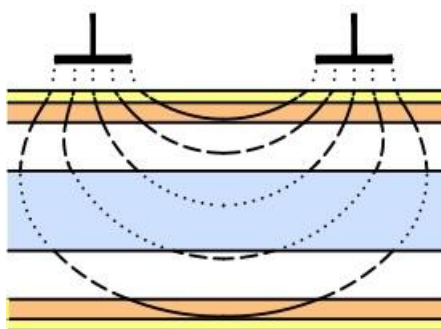
Obr. 14 Model KLOUB, indukční metoda

4.1.3 Plíce

Elektrody jsou umístěny k zádkům pacienta. U tohoto modelu je použito koplanární uspořádání elektrod. Plíce jsou naplněny vzduchem, proto převažuje zdánlivý proud, který je zobrazen pomocí tečkovaných siločár elektrického pole.

Model PLÍCE má uspořádání:

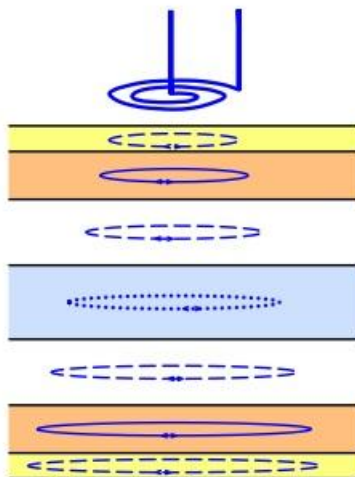
VZDUCH – TUK – SVAL – KOST – PLÍCE – KOST – SVAL – TUK – VZDUCH



Obr. 15 Model PLÍCE, kapacitní metoda

U indukční metody model využívá aplikátoru monoda, který je umístěn také k zadům pacienta. Jednotlivé vrstvy jsou za sebou v tomto pořadí:

VZDUCH – TUK – SVAL – KOST – PLÍCE – KOST – SVAL – TUK



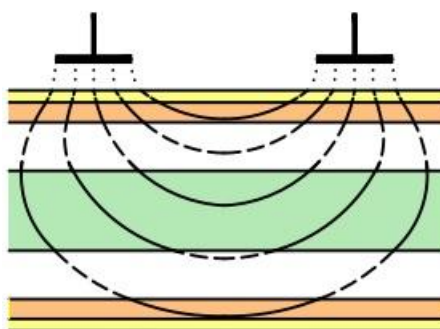
Obr. 16 Model PLÍCE, indukční metoda

4.1.4 Ledviny

Tento model představuje LEDVINY. Opět se u tohoto modelu využívá koplanárního uspořádání elektrod. Elektrody jsou umístěny k zadům pacienta.

Model LEDVINY má toto uspořádání:

VZDUCH – TUK – SVAL – KOST – LEDVINA – KOST – SVAL – TUK – VZDUCH

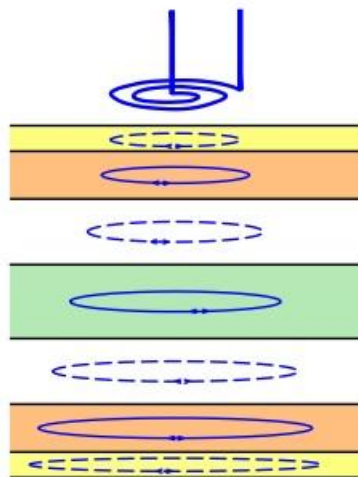


Obr. 17 Model LEDVINY, kapacitní metoda

U indukční metody je použita monoda, která je umístěna k záďům pacienta.

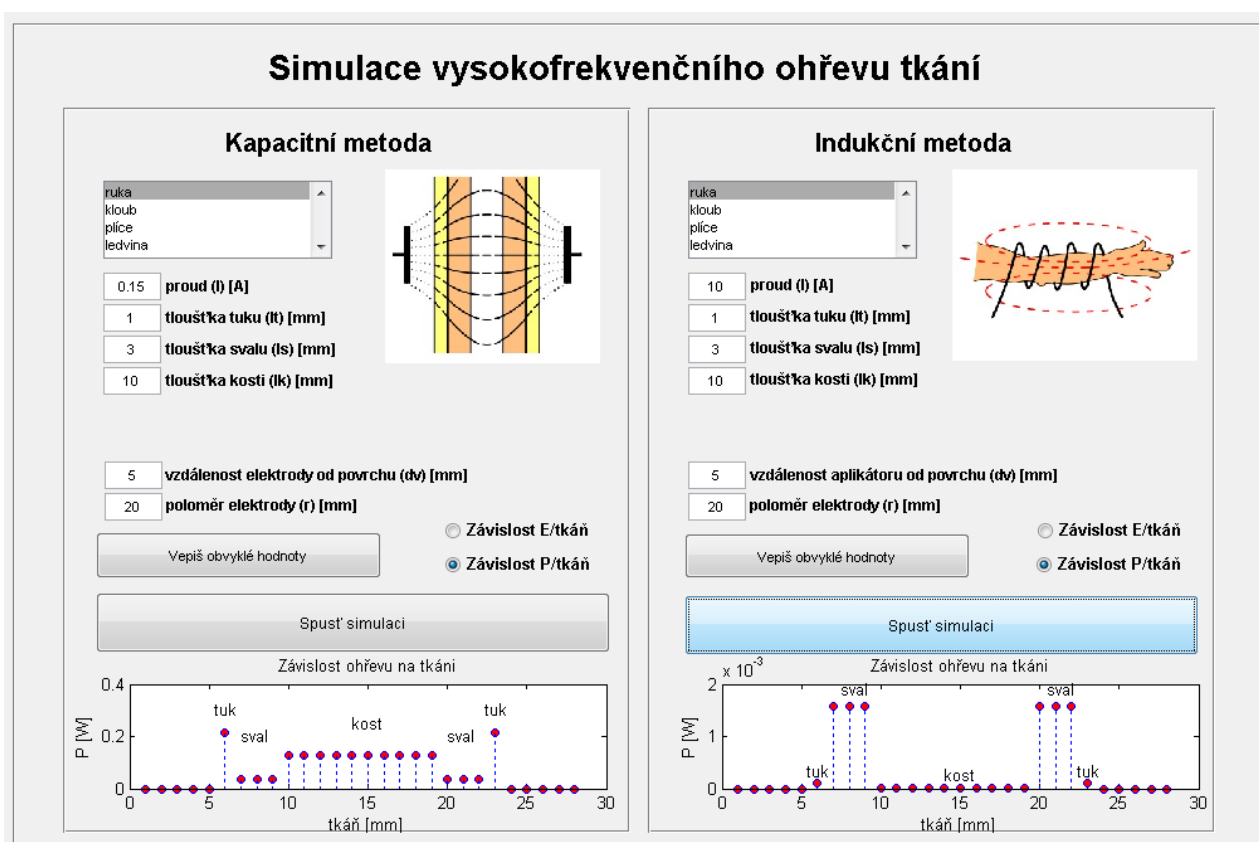
Tkáně v tomto modelu jsou uspořádány tímto způsobem:

VZDUCH – TUK – SVAL – KOST – LEDVINA – KOST – SVAL – TUK



Obr. 18 Model LEDVINY, indukční metoda

4.2 GUI



Obr. 19 Aplikace

Aplikace pro simulaci vysokofrekvenčního ohřevu tkání (obr.19) je rozdělena na dvě části, na kapacitní a indukční metodu. Obě části jsou stejně strukturované, obsahují shodné ovládací prvky – uicontrol (seznam – listbox, editovaná textová pole – edity, statická textová pole – texty, tlačítka – pushbutton, zaškrkávátka – radiobuttony a grafy – axesy).

Uživatel si může vybrat ze čtyř modelů – ruka, kloub, plíce a ledviny. Jakmile je vybrán některý z modelů, zobrazí se obrázek, který vytváří uživateli zjednodušenou představu, jak se daná metoda aplikuje. Po výběru se ještě prvky, které k danému modelu nejsou potřeba, schovají.

V aplikaci se zadávají určité hodnoty, které jsou potřeba k výpočtům. Zadává se proud I v A , tloušťka jednotlivých tkání v mm , vzdálenost elektrody od povrchu v mm a poloměr elektrody v mm .

Vzdálenost elektrody od povrchu je potřeba k výpočtu celkové vzdálenosti elektrod od sebe.

V aplikaci je pro zjednodušení výpočtů uvažováno homogenní elektromagnetické pole a konstantní obsah tkáně, který je brán jako výřez pole daný velikostí elektrody (zadávaný poloměr elektrody).

Pomocí tlačítka “Vepiš obvyklé hodnoty“ se do příslušných kolonek vepíšou nadefinované hodnoty. Pro všechny modely u kapacitní metody používám hodnotu proudu 0.15 A . Tato hodnota je zvolena proto, že do 0.1 A dochází ke stimulaci, avšak u diatermie jsou potřeba tepelné účinky. U indukční metody je zvolena hodnota 10 A , je to hodnota proudu procházejícího cívkovým aplikátorem. [2]

Pokud nadefinované hodnoty nevyhovují, může si uživatel vepsat své vlastní hodnoty.

V aplikaci je možnost si vybrat ze dvou druhů simulace. První simulace zobrazuje závislost intenzity na druhu tkáně a druhá simulace představuje ohřev jednotlivých tkání. Pomocí tlačítka “Spust’ simulaci“ se nasimuluje zaškrtnutá závislost. Pokud však uživatel zapomene zaškrtnout jednu z možností, automaticky se provede simulace pro vykreslení ohřevu tkání.

4.3 Výstupy

Program vytváří dva různé způsoby simulace pro každý model. První zobrazuje závislost intenzity na dané tkáni a druhý simuluje ohřev jednotlivých tkání.

Výstupy jsou vykresleny metodou *stem*, kdy v každé vrstvě je vykreslen bod o určité hodnotě. Počet bodů v jedné vrstvě určuje šířka vrstvy, nebo-li tloušťka tkáně. Vykreslování je tedy po milimetrech. Pokud některá vrstva je širší než jeden milimetr, je hodnota bodů v jedné vrstvě konstantní.

4.3.1 Kapacitní metoda

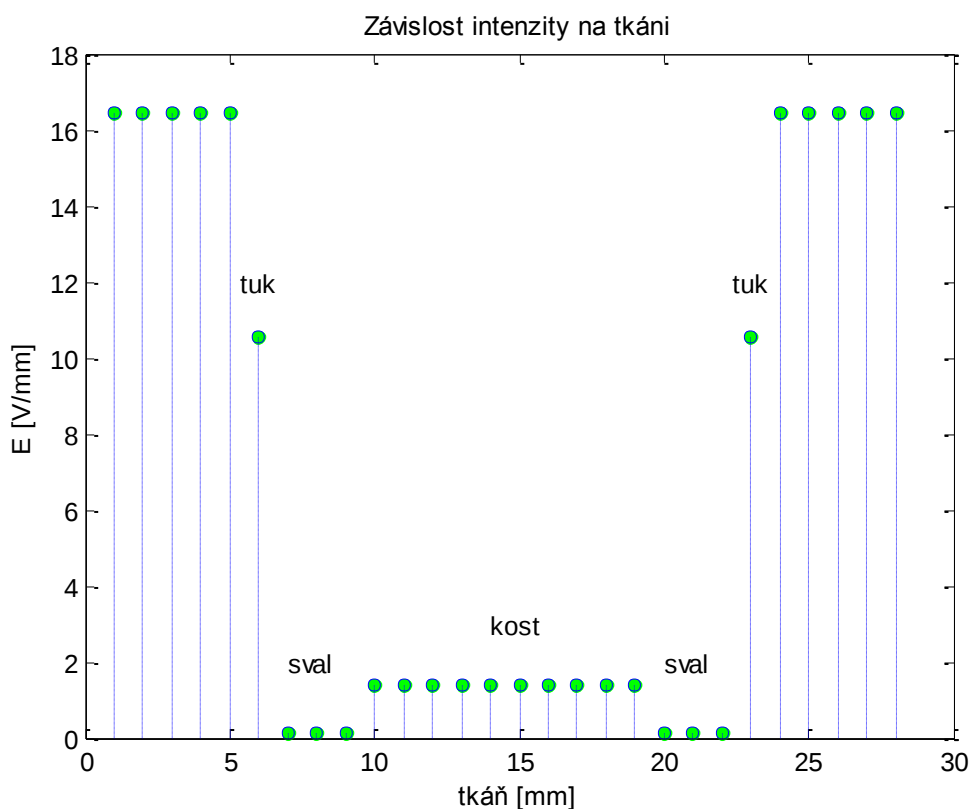
Elektrická intenzita je v aplikaci počítána pomocí vztahu

$$E_1 = \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} \cdot E_2.$$

Obr. 20 zobrazuje závislost elektrické intenzity na jednotlivých tkání v modelu RUKA. Z grafu jde vyčíst vzdálenost elektrody od povrchu, tloušťku tuku, svalu, kosti a i celkovou vzdálenost elektrod od sebe.

Vzdálenost elektrody od povrchu je 5 mm. Tloušťka tuku je 1 mm, svalu 3 mm a kosti 10 mm. Teda celková vzdálenost elektrod od sebe je 28 mm. Poloměr elektrody u toho modelu je 20 mm.

Největší intenzita elektrického pole je ve vzduchu. Na grafu jde vidět, že intenzita elektrického pole klesá. Podle teoretického předpokladu by měla klesat směrem ke středu, což můžeme říct i v našem případě. Střed u modelu RUKA představuje kost.



Obr. 20 Simulace E, kapacitní metoda, model RUKA

Pro výraznější simulaci vysokofrekvenčního ohřevu tkání je použit vztah

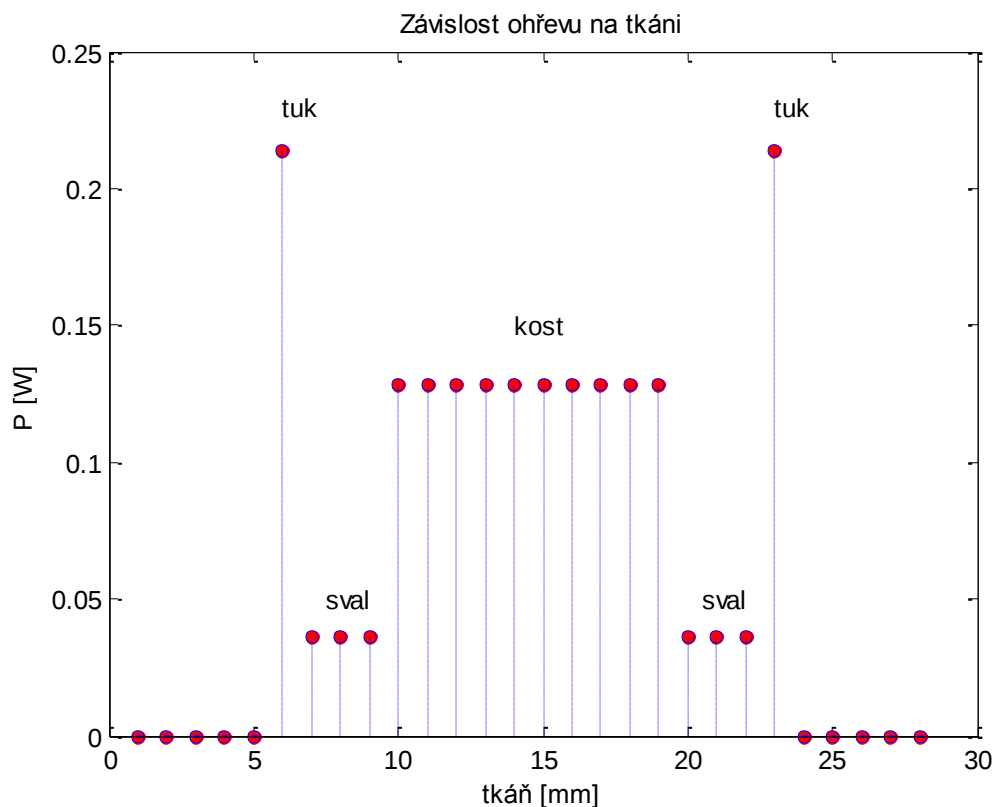
$$p_1 = \sigma_1 \cdot \varepsilon_2^2,$$

který je odvozen ze vztahu pro výpočet poměru výkonů (20).

Tuto simulaci pro model RUKA nám ukazuje obr 21.

Podle simulace se tuková tkáň zahřála více než svalová. Tento jev odpovídá teorii, kde se uvádí, že tuková tkáň se ohřívá asi desetkrát více než svalová tkáň.

Ve vzduchu se nevyskytuje reálný proud, proto je ohřev roven nule.

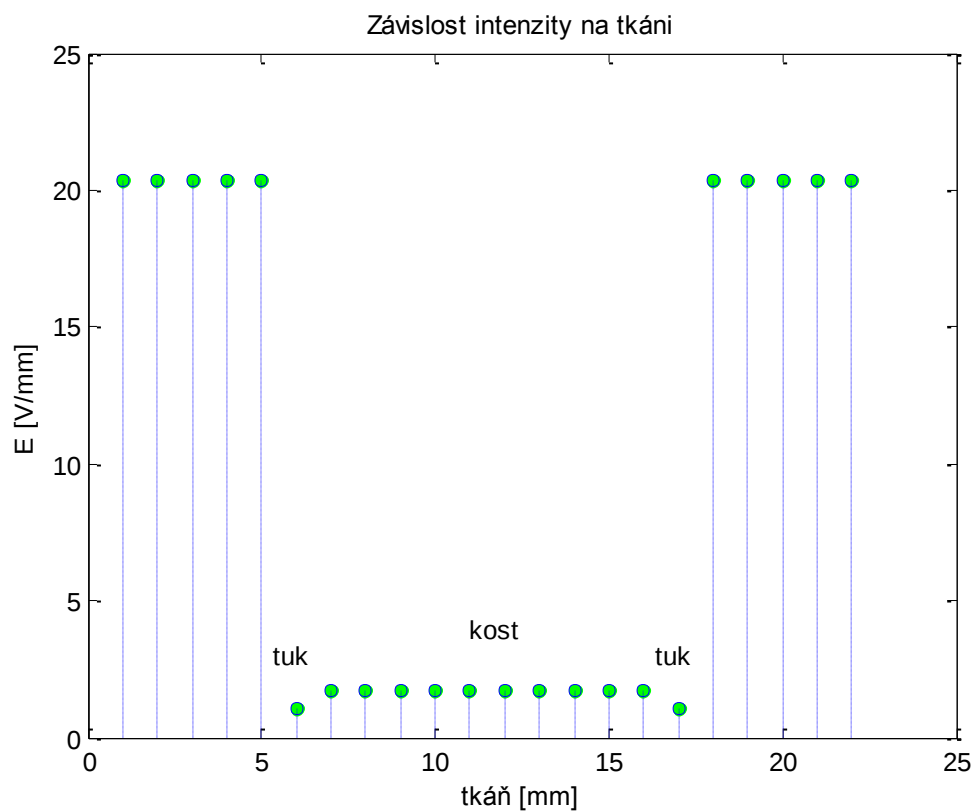


Obr. 21 Simulace P , kapacitní metoda, model RUKA

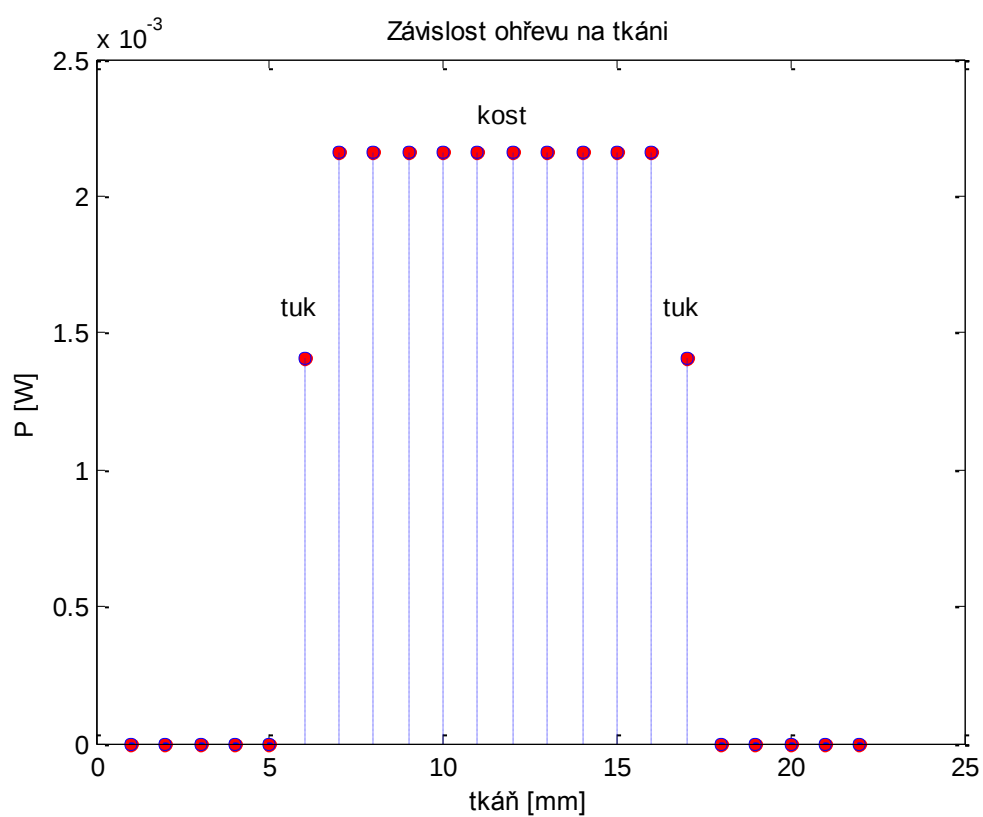
Obr. 22 představuje model KLOUB. Zde také představuje kost střed a intenzita elektrického pole klesá směrem k ní. Protože je model KLOUB složen pouze z tkáně a kosti, vychází tedy, že tuková tkáň má menší intenzitu než kost, kdyby tomu tak nebylo, neklesala by směrem ke středu.

Celková vzdálenost elektrod od sebe se snížila na 22 mm.

Díky intenzitě, která je u toho modelu větší u kosti než u tkáně, dochází i k většímu ohřevu kosti, než tukové tkáně (obr. 23). Souvisí to také s poměrem permitivit sousedních tkání.



Obr. 22 Simulace E , kapacitní metoda, model KLOUB

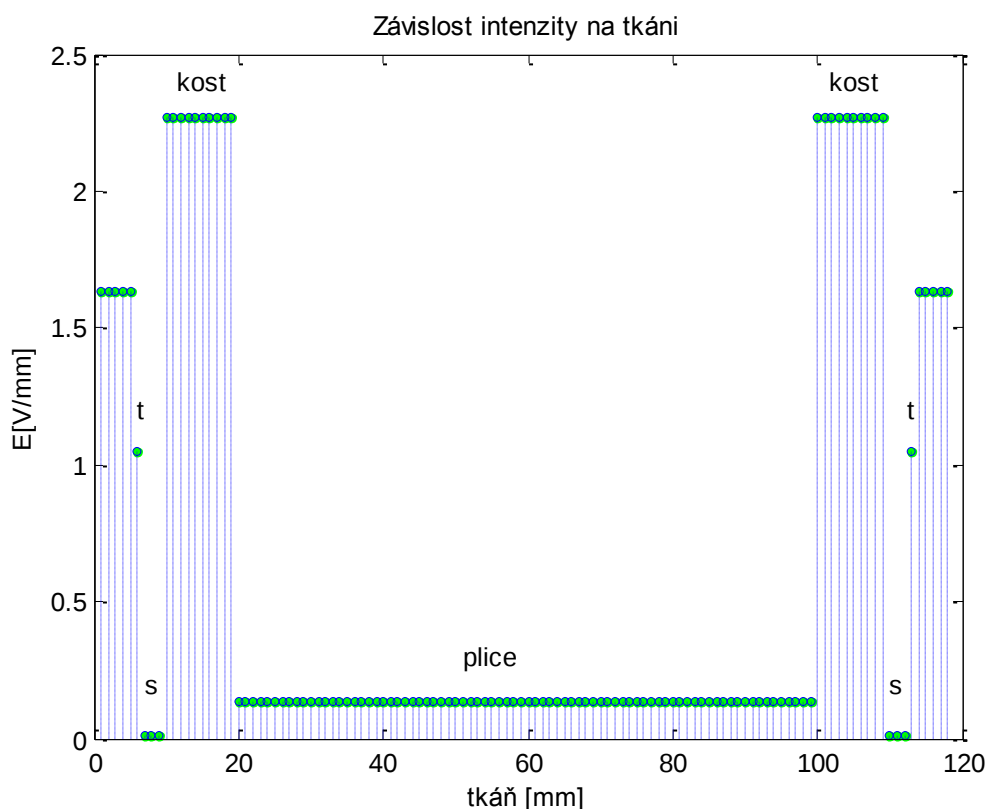


Obr. 23 Simulace P , kapacitní metoda, model KLOUB

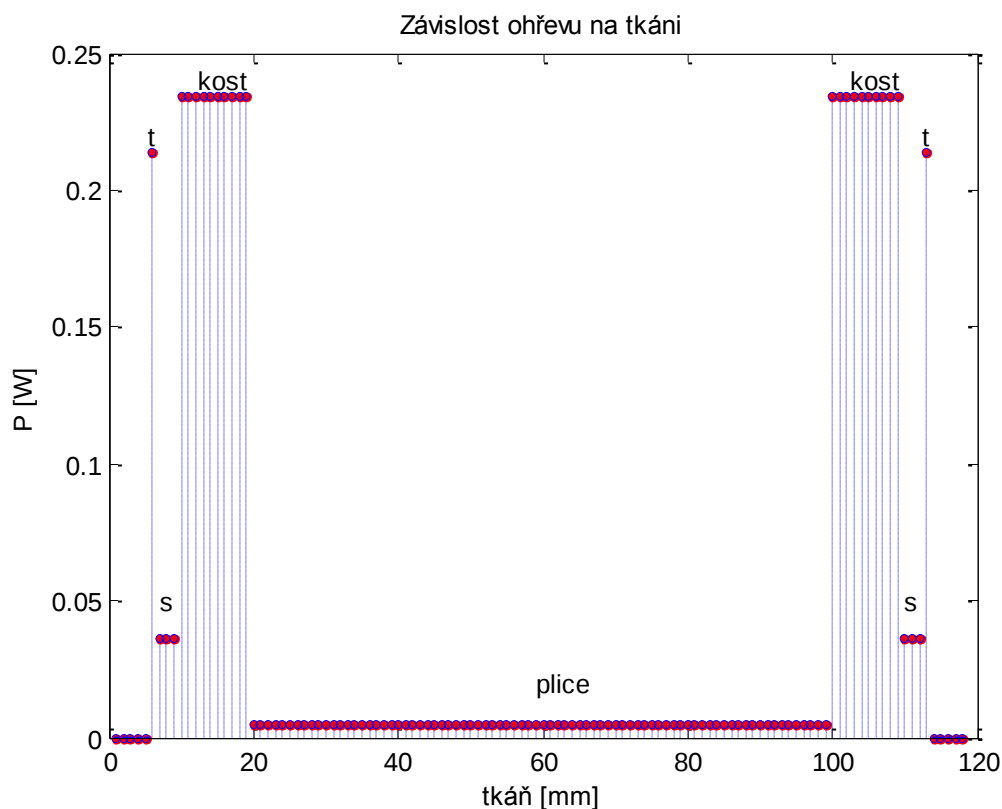
Na obr. 24 je zobrazena závislost intenzity elektrického pole na tkáni u modelu PLÍCE. Model se skládá ze vzduchu, tukové tkáně, svalů, kosti a plic. Celková velikost prohřívané oblasti se zvýšila na 118 mm. Plice zde mají tloušťku 80 mm. Poloměr elektrody činí 45 mm, je volen tak, aby elektroda byla větší než je tloušťka plic.

Intenzita elektrického pole od vzduchu ke svalům klesá, avšak u kosti vzrostla. Tento jev je způsoben poměrem permitivit sousedních prostředí. Permitivita kosti je totiž o dost menší než permitivita parenchymatózních orgánů (plic).

Na obr. 25 je zobrazen ohřev tkání u modelu PLÍCE. Nejvíce se u tohoto modelu ohřívá kost, to je způsobeno permitivitou plic. Nejmenší ohřev, když pomínem vzduch, kde je ohřev nulový, je v plicích. Plice jsou plné vzduchu, proto mají minimální hodnotu reálného proudu a dochází tedy k minimálnímu ohřevu tkáně uvnitř plic.



Obr. 24 Simulace E , kapacitní metoda, model PLÍCE

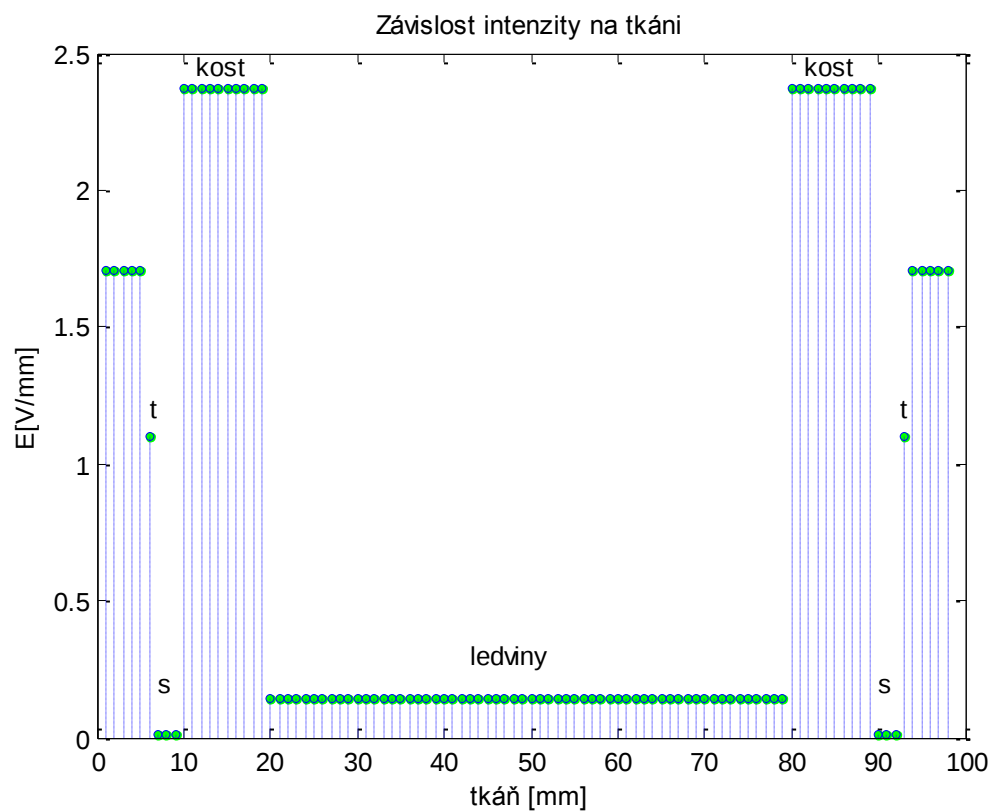


Obr. 25 Simulace P , kapacitní metoda, model PLÍCE

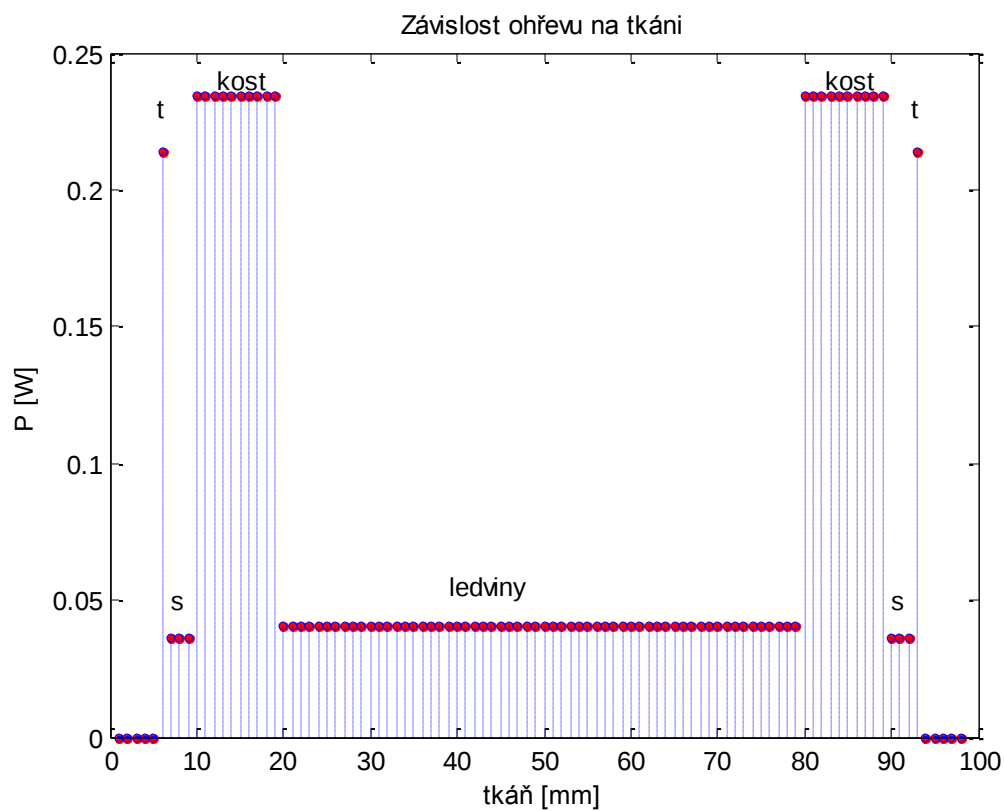
Simulace posledního modelu LEDVINY jsou na obr. 26 a obr. 27. Intenzita elektrického pole u modelu LEDVINY má skoro stejný průběh jako intenzita elektrického pole u modelu PLÍCE. Ledviny i plíce patří mezi parenchymatózní orgány, proto mají velmi podobné hodnoty vodivosti, permitivit a měrných odporů (tab.1).

Rozdíl mezi těmito orgány je v jejich tloušťkách a hlavně v poměru reálného a zdánlivého proudu. Tento rozdíl se projeví u simulaci ohřevu, který je zobrazen na obr. 25 u modelu PLÍCE a na obr. 27 u modelu LEDVINY. Ledviny se více ohřívají než plíce. U plíce je totiž reálný proud minimální, pro důraznější simulaci je hodnota reálného proudu nastavena v aplikaci na 0,1. Avšak u ledvin převažuje reálný proud nad zdánlivým proudem. V aplikaci je proto u ledvin a svalů nastavena hodnota reálného na 0,8. U tukové tkáně a kosti je hodnota reálného proudu nastavena na 0,5.

Ledviny v aplikaci mají tloušťku 60 mm. Celková velikost prohřívané oblasti je tedy 98 mm.



Obr. 26 Simulace E , kapacitní metoda, model LEDVINY



Obr. 27 Simulace P , kapacitní metoda, model LEDVINY

4.3.2 Indukční metoda

V indukční metodě se pro počítání intenzity používá vztah pro magnetickou intenzitu (6) $H = \frac{I}{l}$, kde I je proud na aplikátoru monoda a l je délka siločáry, kdy $l = 2 \cdot \pi \cdot a$ a a je vzdálenost tkáně od aplikátoru.

V aplikaci je $l = a$, součin $2 \cdot \pi$ je zanedbán, protože se jedná o konstantu, která by neměla na simulaci podstatný vliv.

Ohřev tkání je počítán pomocí vztahu (30). Protože je ale vztah mezi elektrickou intenzitou E a magnetickou intenzitou H pro výpočet poněkud složitý (viz Maxwellovy rovnice), je elektrická intenzita E nahrazena magnetickou intenzitou H za předpokladu, že změna elektrické intenzity E je přímo úměrná změně magnetické intenzity H . Proto tedy je použit vztah

$$P = \sigma \cdot H^2. \quad (31)$$

Kvůli tomuto nahrazení, se hodnoty na ose y nemohou brát jako absolutní, ale pouze jako relativní.

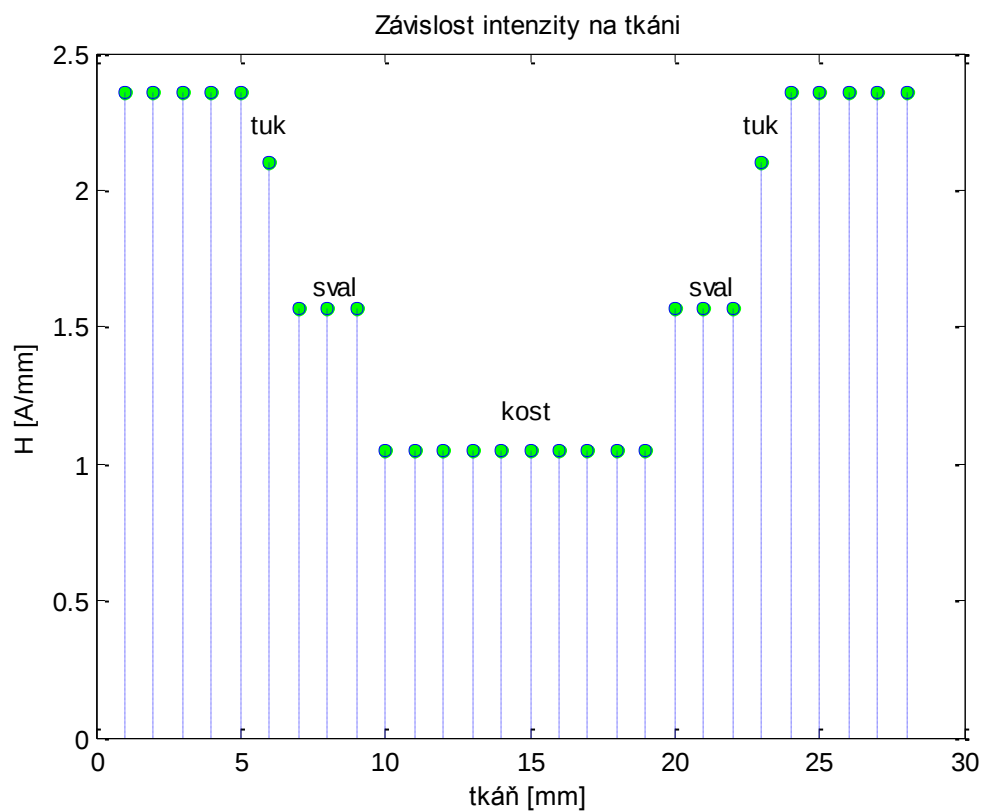
Podle teoretických předpokladů by měla intenzita magnetického pole u indukční metody klesat se vzdáleností. Proto se u jednotlivých tkání a zvětšuje, a to se vzdáleností tkáně od aplikátoru.

Hodnoty reálného proudu jsou voleny stejně, jak u kapacitní metody.

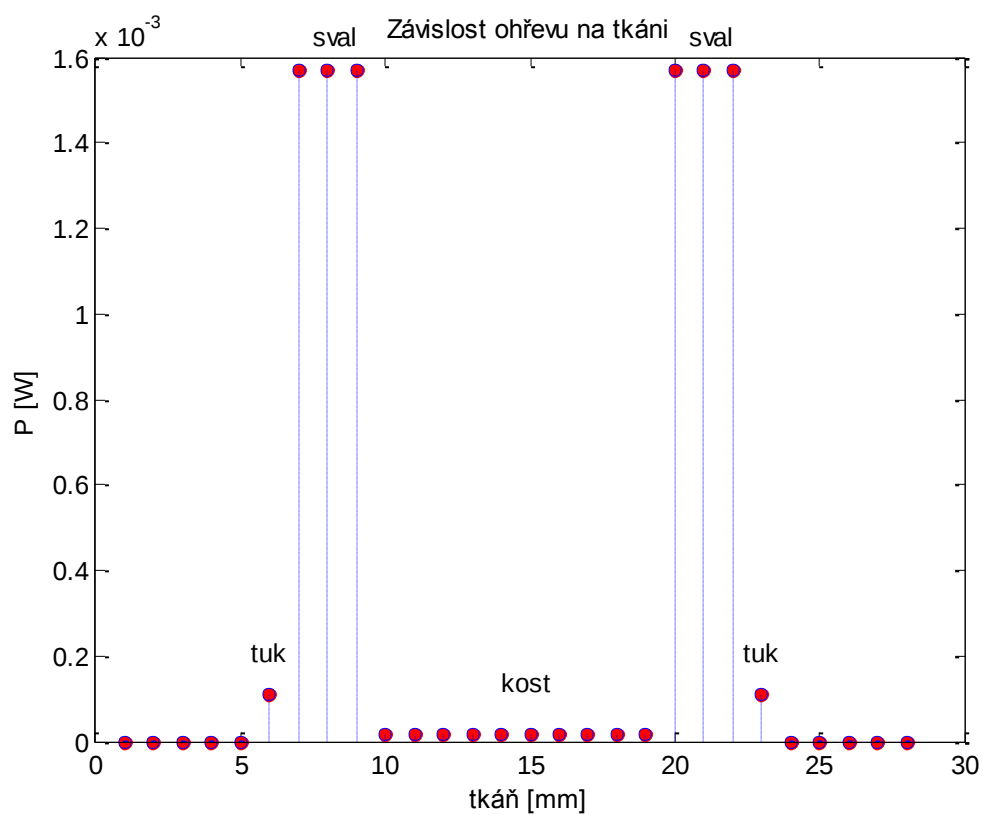
Na obr. 28 je zobrazena závislost magnetické intenzity na tkáni. Na grafu je možno vidět, že magnetická intenzita klesá a pak zase roste. U modelu RUKA je totiž použitý obtočený kabel (solenoid) při kterém dochází, že magnetického pole vzniká na více místech. Díky tomu dochází i k ohřevu z více stran.

Pro jednodušší představu je provedena simulace tak, že intenzita magnetického pole se počítá z jedné a pak z druhé strany. Z každé této strany magnetická intenzita klesá a celková intenzita magnetického pole je tedy dána součtem těchto jednotlivých magnetických intenzit.

U indukční metody by se měly svalové tkáně ohřívat více než tukové tkáně. Na obr. 29 je zobrazen ohřev tkání, který potvrzuje teoretický předpoklad. Velký vliv na tento průběh mají vodivosti příslušných tkání.

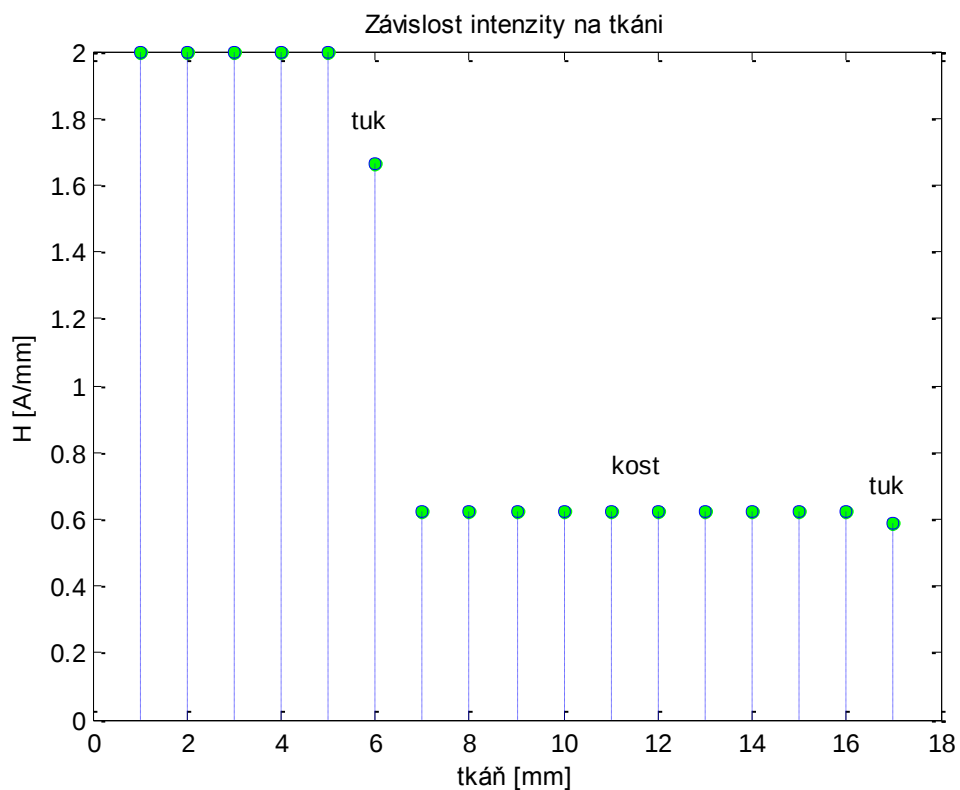


Obr. 28 Simulace E , indukční metoda, model RUKA

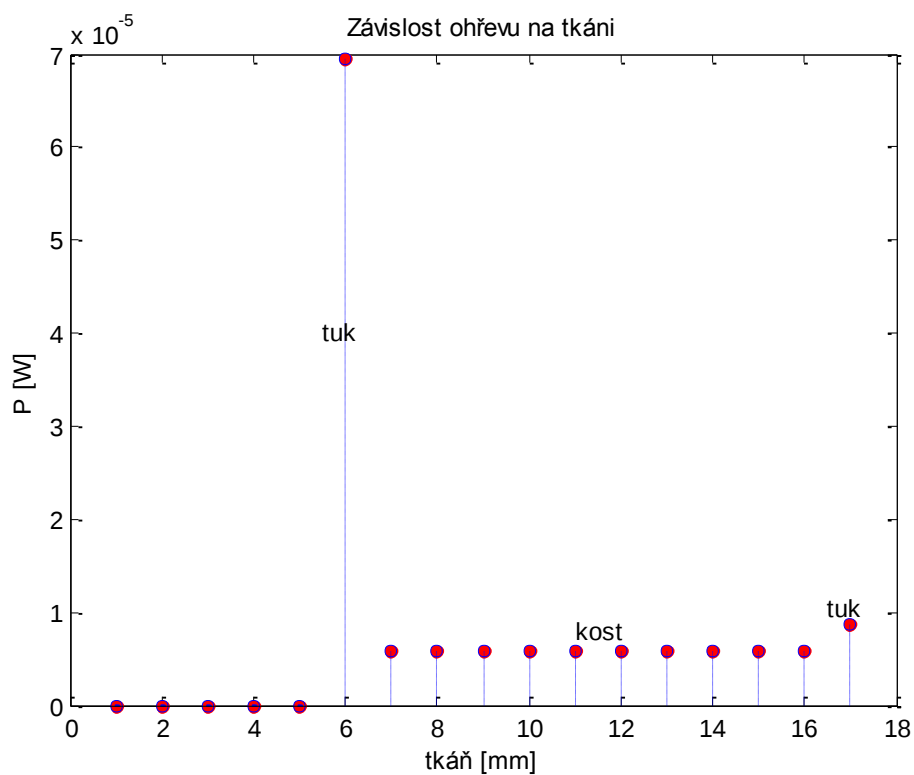


Obr. 29 Simulace P , indukční metoda, model RUKA

U modelu KLOUB je již použita monoda. Na obr. 30 je tedy možno vidět, jak magnetická intenzita klesá se vzdáleností od aplikátoru.



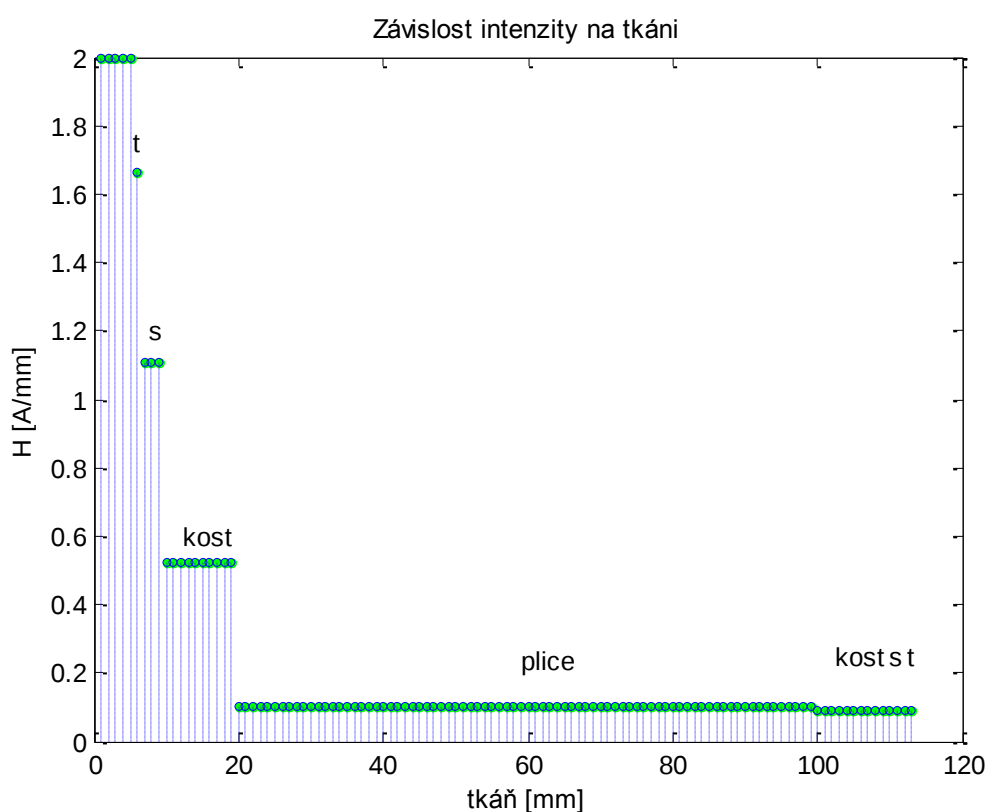
Obr. 30 Simulace E , indukční metoda, model KLOUB



Obr. 31 Simulace P , indukční metoda, model KLOUB

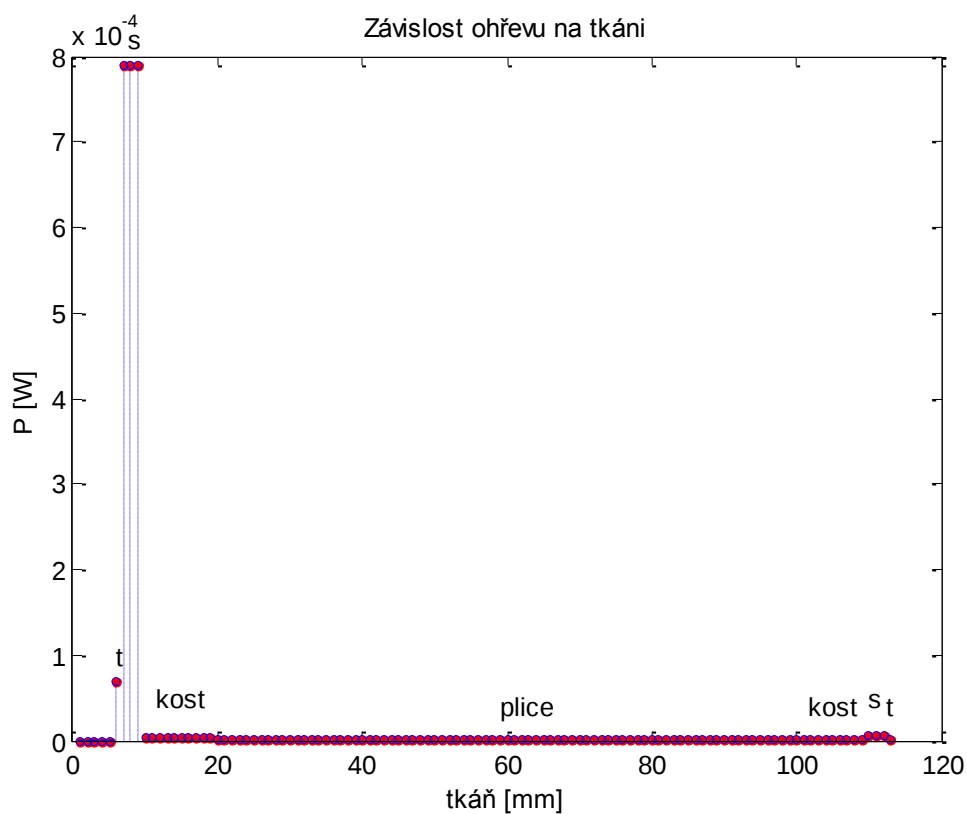
Simulace ohřevu tkání u modelu KLOUB, je zobrazena na obr. 31. Jev klesající magnetické intenzity se projevuje i v ohřevu tkání. Druhá tuková tkáň, která je dále od aplikátoru se již méně ohřívá než první tuková tkáň, která je hned pod aplikátorem.

U modelu PLÍCE je také použit aplikátor monoda. U aplikátoru monoda je uspořádání vzduch, tuk, sval, kost, plíce, kost, sval a tuk. Celková ohřívaná oblast se snížila oproti kapacitní metodě na 113 mm, chybí na posledním místě vzduch. Intenzita magnetického pole u tohoto modelu také klesá se vzdáleností. Jakmile magnetická intenzita klesá, slábne i magnetické pole. Je to možné pozorovat na tukové tkáni, na svalové tkáni i na kosti. (obr. 32)

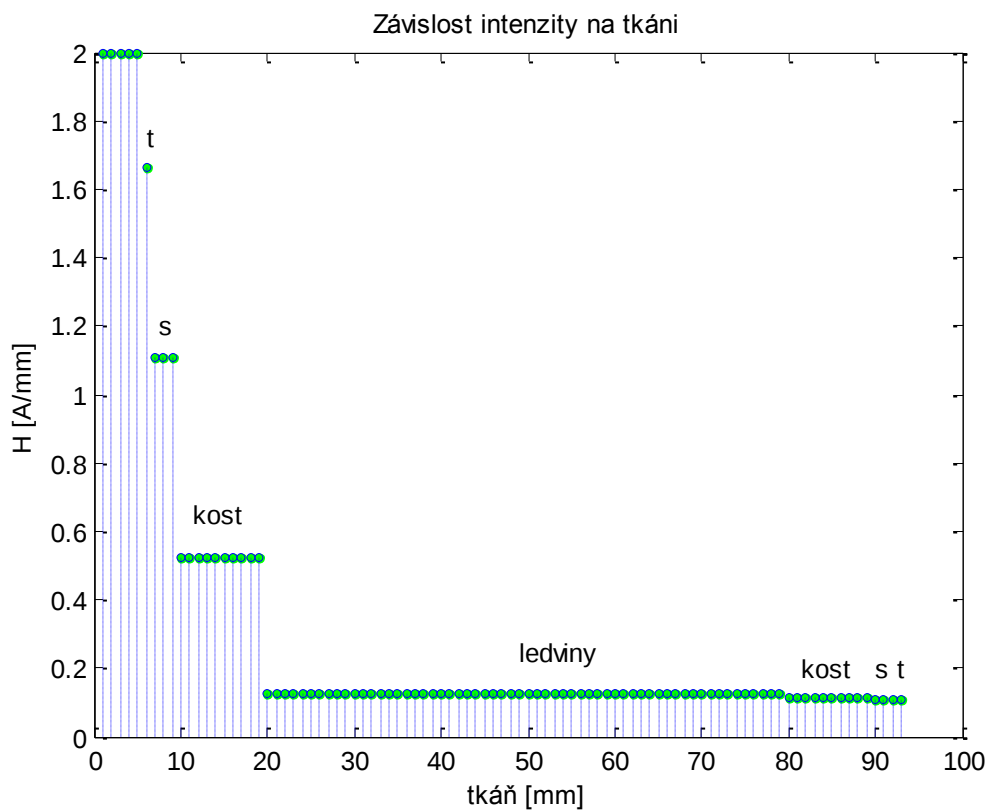


Obr. 32 Simulace E , indukční metoda, model PLÍCE

Obr. 33 představuje ohřev tkání u modelu PLÍCE. Nejvíce se ohřívá svalová tkáň, nejméně, pokud není brán v potaz vzduch, se ohřívají plíce. Hodnota reálného proudu u plíc je 0.1, tedy minimální. Na simulaci ohřevu tkání je opět vidět, že klesá se vzdáleností. Nejvíce to lze postnat na svalu. Sval, který je blíže k aplikátoru se ohřívá nejvíce, avšak sval, který je dál od aplikátoru se ohřívá už méně.



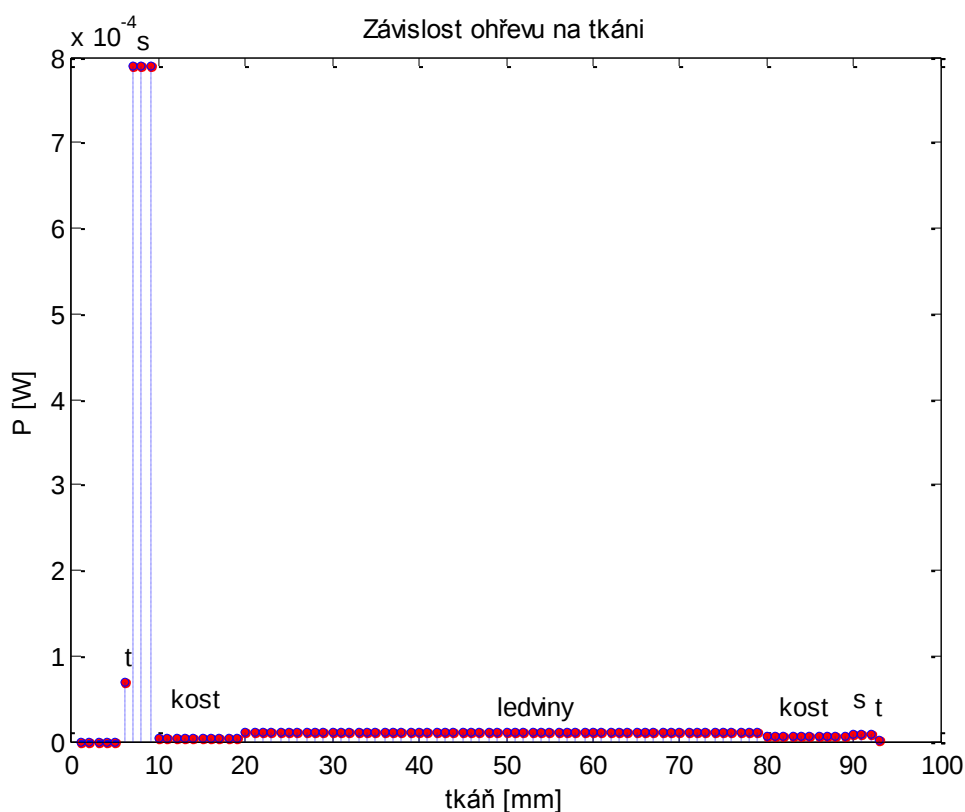
Obr. 33 Simulace P , indukční metoda, model PLÍCE



Obr. 34 Simulace E , indukční metoda, model LEDVINY

Poslední model LEDVINY je nasimulován na obr. 34 a obr. 35. Průběh intenzity magnetického pole je téměř stejný jako u modelu PLÍCE, liší se především tloušťkou plic a ledvin. Ledviny jsou užší a tedy celková oblast intenzity je menší. Intenzita magnetického pole opět klesá se vzdáleností. Tím, že jsou ledviny užší, intenzita klesla méně, než u modelu PLÍCE.

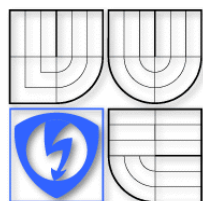
U nasimulovaného ohřevu tkání je největší rozdíl v oblastí ledvin. Ledviny mají větší hodnotu reálného proudu, proto dochází k většímu ohřevu, než u plic.



Obr. 35 Simulace P , indukční metoda, model LEDVINY

Pro velké množství bodů je tuková tkáň v grafech označena jen písmenem t a svalová tkáň písmenem s . Toto označení platí pro všechny modely PLÍCE a modely LEDVINY.

5 Návod pro laboratorní úlohu



FAKULTA
ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

VYSOKÉ
UČENÍ
TECHNICKÉ
V BRNĚ

Vysokofrekvenční ohřev tkání

Laboratorní úloha z terapeutické techniky

Ústav biomedicínského inženýrství

Zadání

Seznamte se s principem vysokofrekvenčního ohřevu tkání a se simulačním programem.

Seznam přístrojů a pomůcek

Pracovní stanice s programem pro simulaci vysokofrekvenčního ohřevu tkání

Teoretický úvod

Vysokofrekvenční ohřev tkání, nebo-li diatermie, využívá elektromagnetické pole o nízkém napětí a vysoké intenzitě k bezkontaktnímu prohřívání hlouběji ležících tkání.

Vysokofrekvenční je nazýván proto, že se používají frekvence nad 100 kHz, při kterých zcela převládají tepelné účinky a nedochází ke stimulaci (podráždění) živé tkáně (souvise s Hoorvegovou-Weissovou křivkou). Teplo vzniká přímo ve tkáních dielektrickým ohřevem, působením vířivých proudů nebo v důsledku absorpce elektromagnetické energie. Používané frekvence a hloubku vniku ukazuje tabulka níže.

Oblast diatermie	Frekvenční rozsah	Vlnová délka
KV(krátkovlnná)	13,56 MHz	22,11 m
	27,13 MHz	11,05 m
	40,63 MHz	7,38 m
VKV(velmikrátkovlnná)	433,92 MHz	69 cm
	915 MHz	32,79 cm
mikrovlnná	2450 MHz	12,5 cm

V diatermii se používají dvě metody – kapacitní a indukční.

Kapacitní metoda používá dvě elektrody, které představují desky pomyslného kondenzátoru. Mezi elektrody je umístěna léčená část těla pacienta, tkáň představuje dielektrikum kondenzátoru. V dielektriku vznikají proudy, jejichž hustoty je možno popsat vztahem

$$i_r = \sigma \cdot E,$$

kde σ je vodivost příslušné tkáně a E je intenzita elektrického pole.

Intenzita homogenního elektrického pole je tedy dána vztahem $E = \frac{U}{d}$

Jestliže je rozhraní vrstev tkání v dielektriku rovnoběžné s elektrodami kondenzátoru, pak musí být zachována rovnost indukcí elektromagnetického pole.

Intenzita, uvažujeme-li dvě vrstvy, je $E_1 = \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} \cdot E_2$

Pro celkový výkon mezi elektrodami platí

$$P = V_1 \cdot \sigma_1 \cdot E_1^2 + V_2 \cdot \sigma_2 \cdot E_2^2$$

Ohřev tkáně je u tukové tkáně větší než u svalů, v poměru asi 10:1.

Indukční metoda využívá cívkového aplikátoru nebo indukčního kabelu k vyvolání vířivých proudů ve tkáních, prostřednictvím elektromagnetické indukce, a následný ohřev tkáně prostřednictvím těchto vířivých proudů. Při použití vysokofrekvenčního střídavého proudu vzniká vysokofrekvenční nestacionární magnetické pole, jehož frekvence je shodná s frekvencí původního proudu.

Takto vzniklé nestacionární magnetické pole působí na vodiče, které se v něm nacházejí. Podle Lentova zákona působí indukovaný proud proti změně, která jej vyvolala. Výsledný indukovaný elektrický proud je tedy orientován opačně než původní elektrický proud, jenž indukoval magnetické pole, u vysokých frekvencí to nemá klinický význam.

Indukované proudy, které protékají každou vrstvou tkáně, jsou navzájem nezávislé. Reálná část proudové hustoty je dána vztahem

$$i_r = \sigma \cdot E$$

σ je vodivost dané tkáně ($S \cdot m^{-1}$) a E je elektrická intenzita.

Po dosazení reálné části proudové hustoty do rovnice, ohřev tkáně je

$$P_V = \sigma \cdot E^2.$$

Elektrická intenzita klesá se vzdáleností. Největší význam má vodivost tkání. Svaly se u indukční metody ohřívají více než tukové tkáně.

Dávka je dána součinem výkonu a dobou ozařování. Doba aplikace je většinou od 2 do 15 minut, avšak závisí na druhu a stádiu onemocnění. Důležitým faktorem je také subjektivní pocit pacienta, který je uveden v tabulce níže.

Stupeň	Pocit	kv [W]	vkv [W]
I.	Bez pocitu tepla	20 – 40	10 – 20
II.	Mírného tepla	40 – 60	30 – 40
III.	Příjemného tepla	60 – 120	50 – 90
IV.	Snesitelného tepla	120 – 220	100 – 200

Zadání

Nasimulujte průběh elektrické intenzity E u modelu KLOUB oběma metodami a zhodnoťte v závěru, jak se tento průběh liší.

Proveďte simulaci ohřevu tkání u modelu PLÍCE a LEDVINY kapacitní metodou a do závěru uveďte jaký je mezi těmito modely rozdíl a čím je způsoben.

Měňte poloměry elektrod u kapacitní metody a zjistěte, jaký vliv to má na simulaci.

Kterou metodu byste doporučili, pokud by pacient trpěl svalovým revmatismem?

Vypočítejte ohřev tukové tkáně a svalové tkáně kapacitní a indukční metodou a ověřte, zda platí teoretický předpoklad.

Simulujte indukční metodou průběh intenzity u modelu RUKA a LEDVINY. Popřemýšlejte, proč se průběhy liší? (souvislost s aplikátorem)

Výstupy simulací uveďte do protokolu.

Postup

1. Otevřete program MATLAB a v něm program pro simulaci vysokofrekvenčního ohřevu tkání.
2. Vyberte model, zadejte hodnoty nebo stiskněte tlačítko 'Vepiš obvyklé hodnoty'.
3. Vyberte simulaci E či P a spusťte simulaci.

Tipy pro řešení

- U kapacitní metody se jedná o sériové zapojení
- Uvažujte homogenní elektrické a magnetické pole

Závěr

Bakalářská práce se dělí na dvě části, na teoretickou a praktickou.

Teoretická část představuje popis vlivu elektromagnetického pole na živou tkáň a principu metody vysokofrekvenčního ohřevu tkání. Praktická část předkládá výpočet srovnání ohřevu u kapacitní a indukční metody, vytvořenou aplikaci v programu MATLAB pomocí grafického uživatelského rozhraní GUI, která simuluje vysokofrekvenční ohřev tkání, a návod pro laboratorní úlohu této tematiky. Návod pro laboratorní úlohu a navržená aplikace je vytvořena ke studijním účelům do předmětu Terapeutická technika.

Aplikace je řešena tak, aby byla přehledná a jednoduše ovladatelná. Zjednodušené situace, uvedené níže, umožňují uživateli aplikace udělat si představu o principu vysokofrekvenčního ohřevu tkání. Při simulaci je uvažováno homogenní elektrické a magnetické pole. Obsah tkání je konstantní pro všechny tkáně a je dán výřezem poloměrem elektrody či aplikátoru. V aplikaci je zanedbáván objem, protože se jedná o další konstantu, která nemá na simulaci zásadní vliv. Pro výraznější simulaci je výpočet ohřevu násoben poměrem reálného proudu. U tukové tkáně a kostí je nastaven poměr reálného proudu na hodnotu 0.5, u svalů a ledvin je nastaven na 0.8 a u plic je nastaven na 0.1. Výpočty, které zahrnuje zdrojový kód navržené aplikace, byly provedeny na základě teoretických předpokladů. Výstupní grafy, které představují simulaci průběhů elektrických a magnetických intenzit a ohřevů tkání, potvrzují teoretické předpoklady.

Základním teoretickým předpokladem je, že se u kapacitní metody více ohřívá tuková tkáň než svalová tkáň a elektrická intenzita klesá ke středu. Dalším teoretickým předpokladem byl u indukční metody větší ohřev svalové tkáně než tukové tkáně a oslabení magnetického pole přímoúměrně se vzdáleností tkání od aplikátoru. Zásadním problémem při simulaci indukční metody byl vztah mezi elektrickou intenzitou E a magnetickou intenzitou H , který je pro výpočet poněkud složitý. Pro účely simulace bylo použito zjednodušení, které je v kapitole 3 uvedeno. Návrh je tedy považován pouze za relativní, hodnoty na ose y neodpovídají skutečným hodnotám.

Dalším problémem u indukční metody bylo nasimulovat ohřev a průběh intenzity u modelu RUKA, kdy je použit obtočený kabel (solenoid). Při této aplikaci dochází k ohřevu tkání z více stran a tedy i intenzita proniká z více stran. Pro zjednodušení situace je provedena simulace tak, že intenzita magnetického pole se počítá z jedné (z vrchu) a pak z druhé strany (ze spodu). Z každé této strany magnetická intenzita klesá se vzdáleností tkání od aplikátoru a celková intenzita magnetického pole je tedy dána součtem těchto jednotlivých magnetických intenzit.

Seznam použitých zkratek a symbolů

KV – krátké vlny

VKV – velmi krátké vlny

ORL – Otorhinolaryngologie (ušní, nosní, krční)

GUI – grafické uživatelské rozhraní

CNS – centrální nervová soustava

W – energie fotonu

h – Planckova konstanta

f – frekvence

F_E – elektrická síla

E – elektrická intenzita

U – elektrické napětí

I – elektrický proud

R – elektrický odpor

F_M – magnetická síla

B – magnetická indukce

H – magnetická intenzita

μ – permeabilita prostředí

σ – elektrická vodivost

ρ – měrný odpor

ε – permitivita prostředí

D – elektrická indukce

Q – Jouleovo teplo

J – hustota proudu

P – výkon

Seznam použité literatury

- [1] IVÁNEK, Lubomír a Stanislav ZAJACZEK. *Elektromagnetismus* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007. ISBN 978-80-248-1486-5.
- [2] Základy elektrotechniky: Magnetické pole. *SPŠE MOHELNICE: Výukové materiály* [online]. Dostupné z: <http://www.spsemoh.cz/vyuka/zae/el7.htm>
- [3] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4
- [4] AFY1: Maxwellovy rovnice. *Vysoké učení technické v Brně: eLearning* [online]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=222059>
- [5] WARD, Alex R. *Biophysical Bases of Electrotherapy*, 2006
- [6] UNIVERZITA, Masarykova. Přednášky z lékařské biofyziky: Fyzikální terapie. In: [online]. Dostupné z: http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCgQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.med.muni.cz%2Fbiofyz%2Ffiles%2Fvzl%2Flectures%2Ffyzikalni_terapie-finx.ppt&ei=vXeRVP7DBYn4ywPi8oLgAg&usq=AFQjCNGMaiXAqmTJIQqYZig6Q59hiwKTwg&bvm=bv.82001339,d.bGQ
- [7] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [8] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Radana PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.
- [9] VEJMĚLEK, Bohuš a Karel JEHLIČKA. *Vysokofrekvenční technika v lékařství I: Diatermie*. První vyd. Praha: SNTL-Nakladatelství technické literatury, n.p., 1976.
- [10] MATLAB: Jazyk pro technické výpočty. *HUMUSOFT: produkty* [online]. Dostupné z: <http://www.humusoft.cz/produkty/matlab/matlab/>
- [11] ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2006, 230 s. ISBN 80-247-1383-7.
- [12] HRUBEŠ, Jan. *Grafické uživatelské rozhraní v prostředí MATLAB: přednáška z předmětu APRG* [pdf].
- [13] *LékařiOnline.CZ: Elektroléčba, Elektrostimulace* [online]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/rehabilitace/zakroky/elektrolecba-elektrostimulace>