



Využití terapeutického ultrazvuku v medicíně a rehabilitaci

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Tereza Kadlecová**
Vedoucí práce: Ing. Iveta Danilová





Utilization of the Therapeutic Ultrasound in Medicine and Rehabilitation

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Tereza Kadlecová**
Supervisor: Ing. Iveta Danilová



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tereza Kadlecová**
Osobní číslo: **D14000006**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Využití terapeutického ultrazvuku v medicíně a rehabilitaci**
Zadávací katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Cílem práce je provést rešerši všech používaných ultrazvukových metod v terapii a rehabilitaci a porovnat výhody a nevýhody méně známých metod v této oblasti lékařství. Seznámit se s vybranými přístroji důkladněji, s jejich fyzikálním principem, obsluhou, údržbou a dokumentací.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Ultrazvukové metody se používají nejen ke zobrazování měkkých tkání, ale mohou být také využity v terapii (hypertermie, fyzikální terapie, ultrazvuková stomatologie). Těchto metod existuje velká řada, ale jsou méně známé než využití ultrazvuku v diagnostice. Velmi přínosné je proto porovnat tyto metody, blíže se s nimi seznámit a porovnat výhody a nevýhody jednotlivých přístrojů využívajících ultrazvuku k jinému účelu než je zobrazování tkání.

Výzkumné předpoklady:

Porovnání všech ultrazvukových metod využívaných v jednotlivých odvětvích medicíny bližší seznámení se s několika typy ultrazvuků na odděleních Krajské nemocnice Liberec a terapeutickým ultrazvukem v laboratořích FZS.

Metoda:

Experimentální

Technika práce, vyhodnocení dat:

Práce s terapeutickými ultrazvuky používanými v rehabilitaci a terapii.

Místo a čas realizace výzkumu:

9/2016 - 5/2017: Laboratoře FZS a Krajská nemocnice Liberec, a.s.

Vzorek:

Výzkum nebude probíhat formou dotazníku, ale prací s terapeutickými ultrazvuky.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Iveta Danilová

Ústav zdravotnických studií

Konzultant bakalářské práce:

MUDr. Libor Kučera

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: **1. srpna 2016**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2017**



Mgr. Marie Fronková
pověřena vedením fakulty

V Liberci dne 30. listopadu 2016

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

1. EVŽEN, Čech. Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii. Praha: Avicenum, 1982. ISBN 08-085-82
2. ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7
3. PODĚBRADSKÝ, Jiří, Radana PODĚBRADSKÁ. Fyzikální terapie: manuál a algoritmy. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2899-5
4. BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5
5. HOZMAN, Jiří. Praktika z biomedicínské a klinické techniky. Praha: České vysoké učení technické, 2010 dotisk. ISBN 978-80-01-03956-4
6. BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. Základy lékařské biofyziky. Praha: Karolinum, 2005. ISBN 80-246-1009-4
7. GUIRRO, Elaine Caldeira de Oliveira, Dejanira de Franceschi de ANGELIS, Natanael Teixeira Alves de SOUSA et al. Combination of therapeutic ultrasound with antibiotics interfere with the growth of bacterial culture that colonizes skin ulcers: An in-vitro study. DOI: 10.1016/j.ultsonch.2016.03.024. ISBN 10.1016/j.ultsonch.2016.03.024
8. LIN, Jaiinn-Jim, Shao-Hsuan HSIA, Huei-Shyong WANG et al. Transcranial Doppler ultrasound in therapeutic hypothermia for children after resuscitation: An in-vitro study. Resuscitation. 2015, 89, 182-187. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2015.01.029.
9. MILLER, Douglas L., Nadine B. SMITH a Michael R. BAILEY. Overview of Therapeutic Ultrasound Applications and Safety Considerations. J Ultrasound Med. ISSN 0278-4297, 2012, 31(4), 623634
10. LIOCE, Elisa Edi Anna Nadia [aj.]. Therapeutic Ultrasound in Physical Medicine and Rehabilitation: Characterization and Assessment of Its Physical Effects on JointMimicking Phantoms. In: Ultrasound in Medicine. 2014, vol. 40, issue 11, s. 2743-2748. ISSN 0301-5629. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.07.004

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2018

Podpis: T. Kadle

Poděkování

Děkuji Ing. Ivetě Danilové za vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, podněty a připomínky. Rovněž děkuji mému konzultantovi, panu primáři MUDr. Liboru Kučerovi, za poskytnutí prostředků a přínosné konzultace.

Abstrakt

Autor: Tereza Kadlecová

Instituce: FZS - Biomedicínská technika

Název práce: Využití terapeutického ultrazvuku v medicíně a rehabilitaci

Vedoucí práce: Ing. Iveta Danilová

Počet stran: 78

Rok obhajoby: 2018

Anotace: Bakalářská práce je zaměřena na provedení rešerše ultrazvukových metod v terapii a rehabilitaci a měření zahřívání modelu tkáně pomocí termokamery při působení terapeutického ultrazvuku pro ověření současných poznatků.

Klíčová slova: terapeutický ultrazvuk, biologické účinky ultrazvuku, termokamera, rehabilitace, fyzikální terapie

Abstract

Author: Tereza Kadlecová

Institution: FZS - Biomedical technology

Title: Utilization of the Therapeutic Ultrasound in Medicine and Rehabilitation

Supervisor: Ing. Iveta Danilová

Pages: 78

Year: 2018

Annotation: The bachelor thesis is focused on the interpretation of utilization of the therapeutic ultrasound in medicine and rehabilitation and also on the tissue heating measurement with thermocamera when therapeutic ultrasound is applied. This measurement served to verification of contemporary knowledge.

Keywords: therapeutic ultrasound, biological effects of ultrasound, thermocamera, hyperthermia, rehabilitation, physical therapy

Obsah

1 Úvod.....	12
2 Teoretická část.....	13
2. 1 Fyzikální principy ultrazvuku.....	13
2. 1. 1 Vlnění a důležité veličiny.....	13
2. 1. 2 Fokuse ultrazvukového vlnění.....	19
2. 1. 3 Vyzařování ultrazvukových měničů.....	20
2. 1. 4 Generace ultrazvukového vlnění.....	20
2. 1. 5 Fyzikální účinky aktivních ultrazvukových polí.....	23
2. 2 Otázky bezpečnosti využití ultrazvuku v lékařské praxi a účinek na biologické systémy.....	25
2. 3 Konzervativní terapie ultrazvukem.....	28
2. 3. 1 Aplikace konzervativní ultrazvukové terapie.....	28
2. 3. 2 Nastavitelné parametry a konstrukce přístrojů.....	32
2. 4 Další metody použití ultrazvuku v terapii.....	35
2. 4. 1 Ultrasonoforéza.....	35
2. 4. 2 Kombinovaná terapie.....	36
2. 4. 2. 1 Ultrazvuk a nízkofrekvenční proudy.....	36
2. 4. 2. 2 Ultrazvuk a amplitudově modulované středofrekvenční proudy.....	37
2. 4. 2. 3 Ultrazvuk a TENS.....	38
2. 4. 3 Akustická rázová vlna.....	39
2. 4. 4 Hypertermie a HIFU.....	40
2. 4. 5 Ultrazvuk ve stomatologii.....	42
2. 4. 6 Chirurgická terapie ultrazvukem.....	42
2. 4 Potenciální nové metody s použitím terapeutického ultrazvuku.....	43
2. 4. 1 Kombinace ultrazvuku a antibiotik.....	44
3 Praktická část.....	46
3. 1 Cíle a výzkumné předpoklady.....	46
3. 2 Metoda měření.....	46
3. 3 Výroba modelů tkáně	50
3. 3. 1 Výroba modelu pro hloubkové a povrchové zahřívání.....	50
3. 3. 2 Výroba modelu s kostí.....	50
3. 4 Výsledky měření.....	51
3. 4. 1 Povrchové zahřívání.....	52
3. 4. 2 Zahřívání do hloubky.....	53
3. 4. 3 Zahřívání modelu s kostí.....	61
3. 4. 4 Porovnávání výsledků přístroje Intellect Mobile ultrazvuk a BTL 4000 SMART.....	69
4 Diskuze.....	70
5 Návrh a doporučení pro praxi.....	72
6 Závěr.....	73
Seznam použité literatury.....	74
Seznam tabulek.....	76
Seznam obrázků.....	77
Seznam příloh.....	78

Seznam zkratek

UZ	Ultrazvuk
MRI	Magnetická rezonance
TENS	Transkutánní elektrická nervová stimulace
BNR	Poměr nehomogenity paprsku
PIP	Míra délky ultrazvukového impulzu
ERA	Účinná vyzařovací plocha ultrazvukové hlavičky
Hz	Herzt, jednotka frekvence
T,t	Doba (např. kmitu)
ω	Úhlová frekvence
f	Frekvence
I	Intenzita ultrazvukového vlnění
U	Amplituda
v	Okamžitá rychlost
a	Okamžité zrychlení
u	Akustická výchylka
P	Ultrazvukový výkon
φ	Fázový úhel
λ	Vlnová délka
c	Rychlost šíření zvuku
w	Hustota ultrazvukové energie
ρ	Hustota prostředí
α	Absorpce ultrazvukového vlnění
S	Plocha
r	Poloměr
n	Index lomu
C5, Th1, L3, S1	Označení konkrétních obratlů
KNL	Krajská nemocnice Liberec
FZS	Fakulta zdravotnických studií
TUL	Technická univerzita Liberec
BTK	Bezpečnostně technická kontrola

1 Úvod

Ultrazvuk je v medicíně známý hlavně pro diagnostické zobrazování měkkých tkání, především pak v gynekologii a porodnictví, vyšetření kardiovaskulárního systému nebo břišních orgánů. Méně známý je ovšem ultrazvuk terapeutický, který se používá ve fyzikální terapii, stomatologii a hypertermii převedením elektrické energie na energii mechanickou a teplo.

V teoretické části jsem uvedla všechny fyzikální principy, na kterých se zakládá generace a použití ultrazvuku. Dále jsem sepsala jeho fyzikální a biologické účinky, indikace a kontraindikace pro expozici terapeutickým ultrazvukem, popis a nastavení přístrojů, způsoby aplikace atd.

Cílem mé práce bylo udělat přehled všech používaných terapeutických ultrazvukových metod a porovnat jejich výhody a nevýhody. S vybranými přístroji jsem se seznámila blíže – s jejich obsluhou, údržbou a dokumentací. Vybrané přístroje se nacházely v laboratořích FZS TUL a v Krajské nemocnici Liberec, a.s.

Obecně lze říci, že ultrazvukové zdravotnické přístroje jsou považovány za bezpečné pro pacienta a odbornou obsluhu s minimálními nežádoucími účinky. Ultrazvuk totiž nevyužívá ionizujícího ani vysokofrekvenčního záření, ale i přesto lze z odborné literatury a studií vyčíst, že se jisté negativní projevy mohou objevit. Je to například kavitace nebo lokální přehřátí tkáně při nevhodném postupu a nastavení přístroje. Bezpečnost lékařských přístrojů je velmi probíraným a důležitým tématem. Proto jsem se tedy v praktické části rozhodla provést měření tepelného vlivu na měkkou tkáň za různých podmínek. Lidská tkáň byla nahrazena modelem, který má velmi podobné akustické vlastnosti jako měkká tkáň.

2 Teoretická část

V teoretické části jsou obsaženy všechny důležité parametry vzniku a působení ultrazvukového vlnění (fyzikální podstata, fokusování, princip ultrazvukových měničů a fyzikální účinky). Jsou zde popsány biologické účinky a s nimi i otázky, týkající se bezpečného užívání ultrazvuku. Detailněji jsme se zaměřili na oblast konzervativní terapie. Dále je v kapitole uvedeno, jak se přístroje pro konzervativní terapii ultrazvukem konstruují a jaká mohou mít nastavení. Popsány jsou i další důležité metody, kde se terapie ultrazvukem používá.

2. 1 Fyzikální principy ultrazvuku

Po akustice se rozvinul nový vědní obor ultraakustika, tedy ultrazvuk. Fyzikální účinky ultrazvukového vlnění se využívají v široké škále vědních i průmyslových oblastí. Využívá se jak aktivního ultrazvukového vlnění, které má takovou intenzitu, aby vznikaly fyzikální i chemické změny v prostředí, tak i vlnění pasivní o nízkých intenzitách používané v řídicí a měřicí technice (1).

Ultrazvuk má nižší frekvenci, než je schopno vnímat lidské ucho, nemůžeme ho tedy slyšet. Jeho spodní hranice je 16 000 Hz a horní 10^9 Hz. Frekvence nad touto hranicí nazýváme hyperzvukem (1).

2. 1. 1 Vlnění a důležité veličiny

Vlna je proces šíření kmitů v látkové prostředí. Toto prostředí může být pevné, kapalně či plynné. Každá částice daného prostředí kmitá kolem své stabilní rovnovážné polohy. Vlny šířící se prostředím, jsou vlastně mechanickými deformacemi, vlna sama o sobě je pružná (1).

Prostředí pro šíření vlny si lze představit na zjednodušeném modelu na Obrázku v Příloze 1. Body A, B, C, atd. jsou částice prostředí. Jsou vázány elastickými silami (na

tomto obrázku jsou to pružiny P) na sousední částici a na klidovou polohu. Částice mohou kmitat pouze kolem rovnovážné polohy. Pokud na částici nebo část těchto částic začne působit sinusově proměnná síla $F \sin \omega t$, pak na této rovině modelu (částice A, C, E atd.) začnou částice kmitat se stejnou frekvencí, fází i amplitudou výchylky. Elastické síly, spojující částice ale přenesou kmity i do další roviny modelu (rovina B, D, F atd.). Svým kmitáním rozkmitají i další roviny. Částice mezi sebou nejsou pevně spojeny, pak by se pohybovaly všechny současně. Jak už bylo řečeno dříve, jsou spojeny elasticky a to ve všech fyzikálních prostředích. V elastických prostředích je potřeba určitého času k přenosu pohybu. Pokud například v jedné rovině částice kmitnou z klidové polohy doleva, v sousední rovině se pohybují z klidové polohy doprava. Mají tedy zpoždění o polovinu kmitu (1).

Na Obrázku v Příloze 2 je znázorněn případ pouze pro jednu částici prostředí, upevněnou na pružině P a na jedné straně vetknuté. Částice je v našem případě nepatrně malá část prostřední v porovnání s vlnovou délkou. Všechny částice jsou „stejně“ - prostředí je tedy izotropní a homogenní (1)

Pohyb částice je tedy způsoben pružnou elastickou silou a vnější silou, která je důsledkem pružnosti prostředí. Při deformaci se těleso brání proti změně tvaru. Pokud na naši částici nepůsobí žádná vnější síla, je v klidové (rovnovážné) poloze 0. Pokud dojde k vychýlení z klidové polohy, bude se částice ke klidové poloze pohybovat zrychleným pohybem a svou setrvačností projde klidovou polohou až na opačnou stranu a opět se od ní vzdálí. Pružnou silou dochází ke zpožděnému pohybu, než se částice zcela zastaví. Tento pohyb částice se nazývá harmonickým (kmitavým) pohybem. Průběh pohybu závisí na vlastnostech pružiny a na setrvačných vlastnostech dané částice. Frekvence f je tedy počet kmitů, který vykoná částice za jednotku času (1).

$$f = \frac{1}{T} \quad \text{Rovnice 1 (1, str, 33)}$$

Kde T je doba kmitu [s], f je frekvence (kmitočet) [Hz] a její fyzikální rozměr je [s^{-1}]. Jeden hertz je jeden kmit za jednu sekundu. Tento harmonický pohyb je přímočarý a nerovnoměrný. Velikost maximální výchylky je U a je to tzv. amplituda (1).

Harmonický kmit je periodický děj a změna velikosti výchylky se řídí sinovým či cosinovým zákonem. V případě ultrazvuku je to zcela typické. Úhlová frekvence ω je

udávána násobkem frekvence f a 2π . Úhlová frekvence ω má jednotku [rad/s] (1).

$$\omega = 2 \cdot \pi \cdot f \quad \text{Rovnice 2 (1, str. 33)}$$

Rychlost kmitavého pohybu je dána vztahem

$$v = \frac{du}{dt} = \omega \cdot U \cdot \cos(\omega \cdot t + \varphi) \quad \text{Rovnice 3 (1, str. 33)}$$

kde u je okamžitá výchylka částice, t je čas a φ je fázový úhel (1).

Jak již bylo řečeno, každá částice prostředí vystavena ultrazvukovému vlnění je vychýlena ze své rovnovážné polohy. Tato výchylka se značí u a říká se jí akustická výchylka. Okamžitá hodnota zrychlení a je dána vztahem

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2 \cdot u}{d \cdot t^2} = \omega^2 \cdot U \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi) \quad \text{Rovnice 4 (1, str. 33)}$$

Jednotkou okamžitého zrychlení a je [m/s²] (1).

Vznik vlny

Vlna je proces šíření kmitů v prostředí, které může být plynné, kapalně či pevné. Čelo vlny je plocha, která odděluje kmitající částice od částic, které jsou ještě v klidu. Vlnoplochou nazýváme souhrn bodů, které kmitají stejnou fází. Všechny body čela vlny mají tedy navzájem nulovou fází. Vzdálenost dvou sousedních částic kmitajících stejnou fází je vlnová délka λ . Její velikost je dána poměrem rychlosti šíření zvuku a frekvence vlnění. Vlnová délka má tedy jednotku [m] a rychlost šíření zvuku c [m/s] (1).

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad \text{Rovnice 5 (1, str. 34)}$$

Pokud uplyne doba jedné periody T , udělala částice jeden kmit a nachází se ve své výchozí poloze. Během jedné periody T vlna postoupí o vlnovou délku λ ve směru šíření. Ze známého fyzikálního vzorce pak dostáváme fázovou rychlost c . Jednotkou fázové rychlosti c neboli rychlosti šíření ultrazvukového vlnění je [m/s]. Fáze se touto rychlostí šíří prostředím od částice k částici (1).

$$c = \frac{\lambda}{T} \quad \text{Rovnice 6 (1, str. 34)}$$

Ultrazvukové vlnění je vlnění mechanické a elastické a nelze ho zaměnit s

jakýmkoliv jiným pohybem částic. V případě ultrazvukového vlnění nedochází k přenosu částic prostředí (lineární aproximace). Ovšem pokud bude ultrazvukové vlnění velmi silné, mohou se částice prostředí přemístit. Stane se tak nelineárním charakterem jejich kmitání. Tímto se zabývá oblast nelineární akustiky (1).

V plynech a kapalinách se šíří pouze vlnění podélné. Vlnění příčné a objemové zase pouze v tuhých látkách, protože zde vlivem vnějších sil nelze způsobit plastickou deformaci (tj. trvalá změna stavu). Toto jediné prostředí může klást odpor ve smyku. Podélné vlnění se šíří všemi třemi skupenstvími (1).

Akustický tlak

Pokud se šíří ultrazvukové podélné vlnění v kapalině, vznikají zde střídavá zhuštění a zředění prostředí, která se šíří jako rozruch prostorem. S tímto se mění i zhušťování a zředování prostředí v čase. Akustický tlak je tlak superponovaný barometrickému nebo hydrostatickému tlaku podle toho, zda je v plynu či v kapalině. Jednotkou akustického tlaku je Pascal, odvozené od jednotky N/m² (1).

Akustická výchylka

Vzdálenost, o kterou se částice vychýlí v ultrazvukovém poli ze své rovnovážné polohy, se nazývá akustická výchylka a je dána vztahem (1)

$$u = \frac{v}{\omega} = \frac{v}{2 \cdot \pi \cdot f} \quad \text{Rovnice 7 (1, str. 37)}$$

Intenzita ultrazvukového vlnění

Definice intenzity ultrazvukového vlnění je vlastně energie procházející jednotkovou plochou, která je kolmá na paprsek ultrazvukového vlnění. Intenzita ultrazvukového vlnění je ve velké vzdálenosti od zdroje u rovinného postupného vlnění dána vztahem (1)

$$I = p \cdot v \quad \text{Rovnice 8 (1, str. 37)}$$

Jedná se tedy o součin akustického tlaku p a akustické rychlosti v . Jak již bylo řečeno výše, fázový posun v těsné blízkosti zdroje není roven nule. Pak tedy platí (1)

$$I = p \cdot v \cdot \cos(\varphi) \quad \text{Rovnice 9 (1, str. 37)}$$

Vlnu lze v biologických prostředích považovat za rovinnou. Měření intenzity za účelem cejchování ultrazvukových měničů se upravuje tak, aby byly uvedené podmínky splněny (1).

Ultrazvukový výkon

Ultrazvukový výkon je součinem intenzity I a plochy S , na kterou je vyzařováno ultrazvukové vlnění (1)

$$P = I \cdot S \quad \text{Rovnice 10 (1, str. 38)}$$

Hustota ultrazvukové energie

Hustota ultrazvukové energie je energie harmonicky kmitajících částic, které jsou obsažené v jednotkovém objemu. Jedná se o poměr intenzity ultrazvukového vlnění I a rychlosti c (1).

$$w = \frac{I}{c} \quad \text{Rovnice 11 (1, str. 38)}$$

Rychlost šíření ultrazvukového vlnění

Rychlost vlnění c je v kapalném a plynném prostředí určena vztahem

$$c = \sqrt{\frac{1}{\gamma_{ad}}} = \sqrt{\frac{H}{\gamma_{iz} \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \quad \text{Rovnice 12 (1, str. 40)}$$

kde χ je tzn. Poissonova konstanta, γ_{ad} je adiabatická stlačitelnost, γ_{iz} je izotermická stlačitelnost (obojí v Pascalech), K je modul objemové pružnosti (1).

Šíření ultrazvuku v pevných látkách

Pevné látky mají větší soudržnost elementárních částic než kapalina a plyn, jsou více odolnější proti změně tvaru při měnícím se tlaku a teplotě. Deformace pevných látek lze rozdělit na plastickou a elastickou. Plastická deformace zůstává trvalá i po působení sil, elastická naopak po působení sil nezůstane, těleso se vrátí do svého původního tvaru. Pro pevné látky je charakteristické rozložení elementárních částic do pravidelné struktury (1).

"Studujeme-li fyzikální zákony šíření ultrazvukového vlnění v tuhých látkách (např. v kostech), poznáme, že různým druhům vlnění (viz Obrázek v Příloze 3) odpovídá nejen charakteristická rychlost šíření, ale že tato rychlost je závislá na rozměrech tohoto tuhého prostředí v porovnání s vlnovou délkou ultrazvuku. Především je rychlost šíření elastického vlnění závislá na elastických konstantách materiálu" (1, str. 40).

Absorpce ultrazvukového vlnění

Absorpci neboli útlum vlnění určujeme v jednotkách dB/m. α je činitel absorpce vlnění. Činitel útlumu ultrazvukového vlnění α má tři složky

$$\alpha = \alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3 \quad \text{Rovnice 13 (1, str. 41)}$$

kde α_1 je viskozita prostředí, α_2 je vedení tepla a α_3 jsou ostatní fyzikální procesy včetně výměny tepla mezi jednotlivými molekulami a lze ji v porovnání s

ostatními složkami zanedbat. V příložené Tabulce 1 je činitel absorpce pro vybrané tkáně lidského těla pro srovnání (1).

Tabulka 1: Činitel absorpce pro důležitá prostředí (1)

tkáň	$\alpha \cdot 10^2$ dB/m
Lebeční kost	13
Kost	8
Kůže	3,3
Kloubní pouzdro	2,5
Srdeční sval	2
Nervová tkáň	1,5
Svaly	1,2
Mozek	0,9
Tuk	0,6
Krev	0,17
Mozkomíšní mok	0,01

Odraz a lom ultrazvukového vlnění

Pokud paprsek ultrazvukového vlnění dopadne na rozhraní dvou akustických prostředí o různém vlnovém odporu z , část paprsků je odrazí zpět a část projde do druhého prostředí. Je-li jedno z obou prostředí tuhé, nastane při šikmém dopadu vlnění odraz, lom a transformace vlnění podélného na příčné. Odraz a lom však nastane, jen pokud je rozměr rozhraní větší než vlnová délka vlnění. Nás zajímá rozhraní dvou prostředí. Paprsek C dopadá pod úhlem α . Část se odráží zpět pod stejným úhlem, část se ale při průchodu do druhého prostředí láme jako paprsek E pod úhlem lomu β . Poměr sinů obou úhlů je následující (1).

$$\frac{\sin(\alpha)}{\sin(\beta)} = \frac{c_1}{c_2} = n_{12} \quad \text{Rovnice 14 (1, str. 43)}$$

c_1 a c_2 jsou rychlosti v obou prostředích a n_{12} je index lomu. Pokud bude $z_1 = z_2$, nenastane odraz na rozhraní. Pokud bude c_1 větší než c_2 , pak je n_{12} větší než 1 a úhel dopadu bude v rozmezí 0 - 90°. Úhel lomu je pak od 0° do hodnoty, které říkáme mezní úhel. Po překročení tohoto úhlu nenastane přenos ultrazvukové energie do daného prostředí. Všechna energie se pouze odrazí (1).

V Tabulce 2 lze vidět, jaká musí být vrstva daného prostředí, aby byla intenzita zeslabena na polovinu. Absorpce zvuku v plynech je mnohem vyšší než v kapalinách. Na rozhraní měkká tkáň – plíce se odrazí přibližně 50 % energie dopadající vlny. Na rozhraní měkká tkáň – kost je to asi 30 % (2).

Tabulka 2: Hloubka průniku, kde je intenzita poloviční (2)

Prostředí/frekvence	10 kHz	100 kHz	0,5 MHz	1 MHz
vzduch	220 m	220 cm	4,8 cm	2,2 cm
voda	400 km	4 km	100 m	40 m

2. 1. 2 Fokusace ultrazvukového vlnění

Fokusace ultrazvukového vlnění se využívá v případech, kde je nutno použít intenzivní ultrazvukové pole, tj. ultrazvuková terapie nebo některé chirurgické zákroky. Fokusace je vlastně vyšetřování odrazu nebo lomu ultrazvukových vln, směru jejich energie. Základním příkladem je odraz vlnění od rovinné stěny. Ta má rozměry mnohem větší, než je vlnová délka vlnění, tudíž nevznikají ohybové jevy (1).

„Na Obrázku v Příloze 4 je odraz paprsků rovinného ultrazvukového vlnění na vyduté stěně reflektoru se středem křivosti v bodě S a poloměrem r. Paprsky ultrazvukového vlnění dopadají na plochu reflektoru, kde se totálně odrážejí do bodu F (nazývaného ohnisko), který leží na ose a je vzdálen od plochy o ohniskovou vzdálenost f, kterou lze určit z rovnice..., (viz dále)(1, str. 45)

$$f = \frac{r}{2} \quad \text{Rovnice 15 (1, str. 45).}$$

V ohnisku bude maximální intenzita ultrazvukového vlnění. Nebude-li svazek válcový ale na průřezu obdélníkový o stranách a a b , bude maximální intenzita vlnění rovna (1)

$$I_{max} = 0,204 \cdot I_0 \cdot \left(\frac{a \cdot b}{f \cdot \lambda}\right)^2 \quad \text{Rovnice 16 (1, str. 46)}$$

Pokud na plochu dutého reflektoru dopadá kulová vlna, pak platí

$$\frac{1}{a} + \frac{1}{b} = \frac{1}{f} \quad \text{Rovnice 17 (1, str. 46)}$$

kde a je průsečík paprsků, b je vzdálenost zdroje od kulové vlny od plochy reflektoru (1).

Optické zákony se nepoužívají jen na fokusaci ultrazvukové energie ale i na vytváření akustického obrazu. Optické ultrazvukové soustavy se nacházejí ve vhodných kapalinách, kterými se vlnění dobře šíří. Zabraňuje se tak ztrátám energie a snížení účinnosti. Při výrobě ultrazvukových optických soustav je nutné, aby $z_1 = z_2$ a aby rychlosti šíření v obou prostředích byly co nejrozdílnější (1).

Při terapii ultrazvukem se využívá vysokých intenzit, které vznikají v konvergentních piezoelektrických měničích. V Příloze 5 je obrázek výbrusu pro ultrazvukové měniče, vyobrazení vyzařovací plochy a popis těchto obrázků.

2. 1. 3 Vyzařování ultrazvukových měničů

Ultrazvukový měnič vyzařuje energii do poloprostoru. Všechny body plochy měniče kmitají ve stejné fázi a mají stejnou akustickou výchylku. Lze vytvořit pouze dvě vlnoplochy, které se na okrajích měniče zaoblují. Vlnění se tedy šíří tak, že každý bod, ke kterému vlnění dospěje, je zdrojem dalšího elementárního vlnění, které se šíří na elementární plochu. Každý bod je zdrojem kulové vlny (1).

Důležité je znát tvar ultrazvukového pole a poměr rozměru měniče k vlnové délce ultrazvuku. Tvar měniče (kruhový nebo čtyřhranný) rozhoduje o jeho směrové charakteristice. Jsou-li například rozměry plochy malé vzhledem k vlnové délce, lze zdroj považovat za bodový a jeho směrová charakteristika bude kulová. Tuto vlastnost mají malé měniče pracující s nízkými kmitočty.

Vzdálené pole je oblast ve vzdálenosti větší, než je poslední maximum intenzity vlnění na ose zdroje. Zde intenzita vlnění klesá úměrně se vzdáleností na ose od zdroje. Průřez svazku zde není konstantní a rozbíhá se (1).

2. 1. 4 Generace ultrazvukového vlnění

Ultrazvukové vlnění lze generovat ve velkém rozsahu kmitočtů. V medicínské aplikaci se používá rozsah 800 kHz až 20 MHz a lze je vytvářet pouze piezoelektrickými měniči. V medicíně je dále důležitá regulace výkonu a tím i intenzity ultrazvuku (1). Jedinou výjimkou je ultrazvuk ve stomatologii. Zde se využívá

magnetostrikčního zdroje (7).

Generace ultrazvukového vlnění v plynech

Generace se provádí pomocí soustavy píšťal, které pracují s výkonem až 700 W a mají frekvenční rozsah 20 až 30 kHz. Energie má být soustředěna do malého prostoru, a proto je nutné užít geometrické optiky (1).

Piezelektrické měniče

Ultrazvukové měniče převádí elektrickou energii na mechanickou pomocí piezelektrických nebo piezokeramických výbrusů. Jedná se o polykrystalické piezelektrické materiály, jako je například titaničitan barnatý. Podle materiálu lze dnešní ultrazvukovou techniku rozdělit do tří skupin:

- baryumtitanáty
- tuhé roztoky Pb (Zr, Ti) O_3
- niobáty

Nejvíce používané jsou tuhé roztoky Pb (Zr, Ti) O_3 různých typů s ohledem na permitivitu, dynamické namáhání atd. (1).

Piezokeramické materiály se po výrobě polarizují v silném elektrickém poli ohřátím na Curieho teplotu C_T . Při procesu polarizace je materiál zchlazen a dostává tak vlastnosti piezelektrika. Pokud se během užívání ultrazvukového přístroje opět ohřeje na Curieho teplotu, zruší se tím jeho polarizace. Může se tak stát například během sterilizace. Částečná nebo úplná depolarizace způsobí změnu parametrů přístroje nebo ztrátu jeho funkčnosti. Depolarizace může nastat též při vysokém mechanickém namáhání, umístěním do elektrického pole či stárnutím piezoelementů. Depolarizační změny jsou nenávratné (1).

Piezelektrické měniče pro generaci aktivního ultrazvukového pole

Piezokeramický výbrus má elektrody, nejčastěji stříbrné, na které se přivádí vysokofrekvenční napětí kmitočtu, které odpovídá rezonančnímu kmitočtu výbrusu. Výbrusy mohou mít různé průměry a tvary (trubice, obdélníky, vyduté plochy atd.). Obě elektrody nepokrývají celou plochu výbrusu a je zabráněno přeskokům elektrického napětí při provozu (1).

Měnič pro terapeutické účely je znázorněn na Obrázku v Příloze 6. Na laděnou desku [1] přiléhá piezokeramický měnič [2], který se přitlačován přes komůrku [7]. [4]

je keramický izolátor a [5] přívod. Držák měniče je chlazen kapalinou, která přitéká potrubím [3]. [6] je přívod vysokofrekvenčního napětí na samotný měnič (1).

V některých případech je nutné amplitudu měniče transformovat na vyšší hodnoty. K tomu se využívá akustických transformátorů nebo transformátorů amplitudy rychlosti. Použitím akustického transformátoru vznikne vyšší výchylka U koncové plochy vlnovodu a také rychlost (1).

Chirurgické ultrazvukové skalpely podélně kmitají tak, že ostří skalpelů kmitá v oblasti kmitočtů 20, 25 nebo 30 kHz. Některé nástroje používají i magnetostrikční měniče, nejčastěji z niklu. Na ty se přivádí příkon v kmitočtech 30 W až 40 W. Soustavy s magnetostrikčním měničem jsou výměnné a lze je sterilizovat až do 250 °C (1).

Měníčů pro pasivní ultrazvukové pole se využívá v diagnostických systémech. Intenzity jsou zde mnohem menší, než u pasivního pole a jsou buď harmonicky proměnné, nebo pulzní. Oba typy se liší provedením měniče (1).

Blízké ultrazvukové pole

Léčivé efekty terapeutického ultrazvuku se odehrávají především v blízkém poli. Je zde nízká divergence paprsku, může se měnit intenzita následkem interference. Délka blízkého pole je přímo úměrná ERA (viz dále) a nepřímo úměrná frekvenci. Vlivem interference je i nehomogenita ultrazvukového paprsku. Lokální špičky intenzity mohou být mnohem vyšší, než je v nastavené hodnotě. Proto vznikl údaj „nehomogenita paprsku“ neboli BNR (Beam Non-uniformity Ratio) který říká, kolikrát špičky intenzity přesahují hodnotu, která je nastavena na přístroji. Při nastavené intenzitě 1 W/cm² by u kvalitních hlavic měla být hodnota BNR maximálně 6, tj. intenzita 6 W/cm². U méně kvalitních hlavic může být tato hodnota i 20 a více. K maximální interferenci (tj. až 35%) dochází na rozhraní měkká tkáň – kost. Je zde nízká destruktivní interference a vysoká konstruktivní interference (4).

Ve vzdáleném poli je vysoká divergence paprsku, intenzita klesá a nedochází zde skoro k žádné interferenci. Na obrázku v Příloze 7 lze vidět podélný řez ultrazvukovým paprskem a jeho rozdělení na blízké [x_0] a vzdálené [x_1] pole, kde divergence stoupá (4).

2. 1. 5 Fyzikální účinky aktivních ultrazvukových polí

Pasivní ultrazvukové pole se používá při diagnostice k získání informací o prostředí, aniž by jej narušilo. Aktivní ultrazvukové pole vyzařují terapeutické lékařské ultrazvuky a způsobují změny prostředí, rozkmitávají tkáně a buňky (mikromasáž) a mechanická energie se mění na tepelnou a způsobuje hluboký ohřev (1). Hlavní účinky ultrazvuku jsou:

- spazmolytický a analgetický účinek
- zvýšení permeability buněčných membrán
- přeměna mechanické energie na tepelnou
- kavitace (viz dále)
- pseudokavitace (odplynování roztoků)
- excitace molekul a jejich následná vyšší reaktivnost
- urychlení chemických procesů
- tvorba emulzí a aerosolů (viz dále)
- narušení fluorescence
- zvýšení tkáňové difuze, alkalizace tkáně (při předávkování ovšem hrozí acidifikace) (4).

Zavedením aktivního ultrazvukového pole lze vytvářet též emulze, suspenze nebo aerosoly a provádět extrakce, dialýzy, elektrodialýzy, elektroforézy, ultrafiltrace a difúze. Těchto účinků se hojně využívá v laboratořích či různých výrobních procesech (1).

Účinek tepelný

Při absorpci energie dochází k předávání energie mezi molekulami prostředí. Zvýší se kinetická energie molekul a tím i jejich teplota. Tímto způsobem dojde ke ztrátě energie asi o 30 %. Tepelný účinek je závislý na frekvenci. Vysoká absorpce nastává na rozhraní dvou prostředí s rozdílnou akustickou impedancí. Tímto prostředím je v lidském těle rozhraní měkká tkáň - kost, kde může nastat periostální bolest (2).

Účinek mechanický

Mezi mechanické účinky patří kavitace (viz dále) a pseudokavitace. Pseudokavitace je uvolňování plynů vázaných v roztocích ve formě bublinek (2).

Kavitace

Kavitace se podílí na negativních účincích konstruktivní interference. Interference vzniká v místech většího odrazu vln, tj. v místě kontaktu dvou prostředí s rozdílnou rychlostí vedení. V lidském těle se jedná hlavně o rozhraní periost – kost nebo plicní tkáň - vzduch (2).

Destruktivní interference je interference, kde vlny odražené mají opačnou amplitudu než vlny přicházející. Jejich energie se tedy navzájem vyruší a nehrozí zde poškození pacienta (2).

Konstruktivní interference vzniká stojatým vlněním. Vlny přicházející a odražené skládají intenzitu mnohonásobně vyšší, než je přednastaveno na přístroji a hrozí tepelné poškození periostu, který nemá termoreceptory. Při dosažení lokální teploty 43 °C začne docházet k ireverzibilní denaturaci bílkovin a vzniku miniaturních jizviček. Tyto změny jsou již nenávratné. Míru rizika konstruktivní interference udává hodnota BNR, která určuje kvalitu hlavice daného ultrazvukového přístroje (pokud tedy bude BNR = 6 tak je zaručeno, že při vzniku stojatého vlnění a intenzitě 1 W/cm² nebude nikde v ultrazvukovém poli větší intenzita než 6 W/cm²). Stojaté vlnění vzniká pouze při zastavení krouživého pohybu hlavicí. Dnešní přístroje již mají indikátor interference a světelnou či akustickou signalizaci, při níž se tvorba ultrazvukového pole zastaví. Nejčastěji se tak děje při nedostatečném množství kontaktního média (2).

Zavedením intenzivního ultrazvukového pole do kapaliny vzniknou vysoké periodické tlaky vlivem vysoké amplitudy rychlosti a zrychlení kmitavého pohybu. Tyto tlaky pak nabývají vysokých kladných a záporných hodnot. Střídání obou tlaků se pak děje ve velmi krátkém čase. Jedná se tedy o periodické vznikání a zanikání nespojitosti prostředí. Nespojitost prostředí je dána překonáním sil molekul kapaliny. Ve chvíli, kdy kaverna zaniká, dosahují rázy jejích stěn tlaků, které jsou mnohem vyšší než tlak akustický, a dosahují až 10⁹ MPa. Tyto tlaky stěn vyvolají sekundární kavitaci (1).

Pokud se v kapalině nacházejí plyny, jsou vlivem kavitace z kapaliny vypuzeny. Kavitace je závislá na hodnotě kmitočtu. Vytvoření kaverny vyžaduje určitý čas, a proto nevzniká při jakémkoliv kmitočtu. Pokud kmitočet přesahuje 5 MHz, kavitace se již nevyskytuje. Intenzita pole se s kmitočtem mění. V Tabulce 3 jsou prahové hodnoty intenzit pro vznik kavitace v destilované vodě (1).

Tabulka 3: Prahové hodnoty tvorby kavitace při daném kmitočtu (1)

Kmitočet	Intenzita UZ pole (W/m ²)
20 kHz	10 ⁴
200 kHz	10 ⁵
3 MHz	5·10 ⁸

2. 2 Otázky bezpečnosti využití ultrazvuku v lékařské praxi a účinek na biologické systémy

Ultrazvuk, jako každá léčebná či diagnostická metoda, má své hranice bezpečnosti. Proto jsou stanoveny parametry, které není možné překročit. Při vhodném používání se dají negativní vlivy minimalizovat. Níže jsou uvedeny jak pozitivní tak negativní účinky, které ultrazvuk na živou tkáň má.

Zaměření ultrazvukové terapie

Využití ultrazvuku v terapii a diagnostice je značně odlišné, má společné pouze základní principy. Liší se fyzikálními parametry a to hlavně intenzitou (viz Tabulka 4) (1).

Tabulka 4: Intenzita ultrazvuku pro konkrétní lékařské využití (1)

Aplikace ultrazvuku	Intenzita (W/cm ²)
Chirurgická terapie	>10
Konzervativní terapie	0,1-3
Diagnostika	0,001-0,1

Ultrazvuková konzervativní terapie je zásahem do organismu, a proto je druhem dávkovaného a kontrolovaného rizika. Převládají zde děje reverzibilní a reflektorické. Naopak terapie chirurgická má děje ireverzibilní až destruktivní (1). Nejbezpečnější je ultrazvuková diagnostika s minimálním ovlivněním organismu. Mezi diagnostické použití ultrazvuku patří i dopplerovský režim pro vizualizaci toku krve, např. transkraniální dopplerovský režim u dětí po resuscitaci ke sledování navrácení spontánní cirkulace (9).

Intenzita při konzervativní terapii nesmí překročit hodnotu 3 W/cm² a maximální délka aplikace je pak 15 minut. V praxi se pak používá intenzita menší a to 0,5 – 1

W/cm² při délce aplikace 5 – 15 minut. Pro povrchové tkáně přibližně do 5 cm se používá frekvence 3 MHz a pro hlouběji uložené tkáně (do 15 cm) je frekvence 1 MHz. Pro bezpečnější subaquální aplikaci se používá též frekvence 1 MHz (3).

Pro kontinuální ultrazvuk se používá intenzit 1,0 – 2,0 W/cm² a pro pulzní ultrazvuk 2,0 – 3,0 W/cm² (3).

Biofyzikální podmínky uplatnění ultrazvukové terapie a diagnostiky

Nejdůležitějšími veličinami, které ovlivňují interakci s lidskou tkání, je přesné a jednotné vyjadřování intenzity a stanovení vyzařovacího diagramu měniče, který ukazuje přesné rozložení akustického tlaku a tím i intenzity v dané oblasti (1).

V medicíně se setkáme pouze s plochými měniči ve formě destiček, které kmitají pístově. Měli by všechny body povrchu tedy kmitat se stejnou amplitudou a fází, ale reálně tomu tak není. Vyzařovací diagram má ve vzdáleném poli malé boční laloky vedle centrálního maxima. Prostorové maximum vyzařovací charakteristiky má tedy ve skutečnosti mnohem větší význam než průměrná prostorová intenzita. Pro běžně používaný plochý měnič (za ideálních podmínek) platí, že poměr mezi maximální a průměrnou prostorovou intenzitou je čtyři. Ve skutečnosti se tato hodnota pohybuje mezi 1,5 a 3,6. Tímto číslem je nutno vynásobit průměrnou prostorovou intenzitu, abychom dostali reálné hodnoty a mohli tak určit míru biologické účinnosti (1).

Pro časový průběh změn intenzity ale platí, že je důležitější průměrná hodnota, než maximální, jelikož například při pulzním režimu je maximum aplikováno tak krátkou dobu, že nezpůsobí žádné změny (1).

Účinky terapeutických a vyšších intenzit ultrazvukového vlnění

Účinky na živý organismus jsou primární (chemické, termické a mechanické) a sekundární. Při intenzitách od 1 W/cm² byly při kontinuální aplikaci zjištěny vlivy především primární. Termické vlivy se neprojevují jen povrchovým popálením ale i poškozením cév, nervů a špatnou funkcí buněk. Jako sekundární vlivy se objevovala hyperémie dané oblasti (1).

Závěrem mnoha prací a výzkumů bylo zjištěno, že účinky ultrazvukového pole záleží na mnoha faktorech:

- se stoupající intenzitou se účinek pole zvyšuje
- čím vyšší je kmitočet, tím nižší je hloubka průniku

– reakce organismu se liší stupněm prokrvení tkáně, stavem metabolismu a dalšími faktory

– některé tkáně mají na ultrazvukovou expozici vyšší citlivost (nervová tkáň, játra, slezina atd.) (1).

Účinek myorelaxační přímý

Myorelaxační účinek je dán hlavně mikromasáží, která zasahuje kontraktilní i nekontraktilní části svalů. Tohoto účinku se používá při léčbě chronického hypertonu, tj. uvolnění dlouhotrvajícího lokálního svalového napětí (3).

Účinek antiedematózní přímý

Dochází zde k ovlivnění reologických vlastností tělesných tekutin. V extravazálních tekutinách jako je hematom, transsudát nebo exsudát dochází k přeměně fibrinogenu na fibrin, což se projeví zgelováním. Extravazát má tixotropní vlastnosti a na mikro úrovni (vlivem ultrasonoterapie) se mění jeho konzistence z gelu na sol (3).

Účinek trofotropní nepřímý

Jedná se o zlepšení prokrvení a toho lze docílit:

- lokálním zvýšením teploty (uvolnění prekapilárních svěračů)
- aplikací ultrazvuku na paravertebrální spinální ganglie (tzv. ganglionární aplikace), která zásobuje danou oblast (3).

Kontraindikací pro lokální zvýšení teploty jsou chronické strukturální změny přírodních tepen, které nemohou reagovat na ohřev zvýšeným kapilárním prokrvením. Dále nelze ozvučovat v místech, kde neprobíhá ochlazování tkáně krevním prouděním (3).

Účinek analgetický

Snížení bolesti je jedním z hlavních cílů aplikace ultrazvuku. Tiší bolest jak přímými tak nepřímými mechanismy.

2. 3 Konzervativní terapie ultrazvukem

Konzervativní terapie ultrazvukem patří k prvním aplikacím ultrazvuku v medicíně. Stala se součástí fyziatrických léčebných metod. V dnešní době již není její aplikace tak častá jako dříve. Konkurentem v oblasti fyziatrické léčby se staly jiné elektroléčebné přístroje jako je krátkovlnná diatermie, magnetoterapie apod. (1).

2. 3. 1 Aplikace konzervativní ultrazvukové terapie

Lidské tělo je pro ultrazvukovou energii nehomogenním prostředím. Na rozhraních tkání a orgánů vzniká nerovnoměrné rozdělení vyzařovaného výkonu a absorpce ultrazvukové energie. Aplikace terapeutického ultrazvuku je prováděna hlavně blízko povrchu těla, tedy blízko vyzařovací hlavice. Účinek je mechanický, fyzikálně chemický a tepelný. Tím vzniká soubor změn, které jsou cílem ultrazvukové terapie. Na obrázku v Příloze 8 lze vidět tepelný reliéf na rozhraní důležitých tkání (1). Nejvyšší zahřátí můžeme pozorovat na rozhraní sval – kost.

Kůže je tkání přímo se dotýkající ultrazvukové hlavice a lze na ní nejlépe vidět změny. Při velké citlivosti na ultrazvuk se objevuje lokální erytém s puchýři. Nejedná se ale o popáleninu, jedná se jen o uvolnění plochého epitelu kůže (1).

Další tkání je svalstvo, které je na ultrazvuk poměrně citlivé, hlavně jedná-li se o spastické svaly. Jejich reakce je ale spíše pozitivní – uvolněním spazmu se sval prokrví, zlepši se metabolismus a zmírní se bolest. Tento účinek je pro terapii ultrazvukem klíčový. Ovšem při vyšších dávkách lze pozorovat porušení vláken, ztráta pružnosti, tvorba vakuol a ztlustění vláken. Proto je velmi důležité stanovit přesnou dávku ultrazvuku a délku její aplikace (1).

Velké přehřátí nastává na rozhraní kosti a měkké tkáně, jelikož kost má dost odlišnou strukturu než ostatní tkáně. Při experimentální dávce ultrazvuku intenzity 0,5 W/cm² při fraktuře kosti byla pozorována hyperémie měkkých tkání, fibrózních tkání a zvýšení počtu kapilár, což urychlovalo hojení. Dále bylo při experimentech po vyšší dávce ultrazvuku pozorováno ztlustění periostu. To má za následek ztrátu výživy kosti, vznik spontánních fraktur, degradaci kloubů, deformity a edém měkkých částí (1).

Nervový systém při vyšší dávce ultrazvuku reaguje bolestí na povrchu těla. Tím

registrují kožní receptory eventuální poškození kůže. Dále může nastat trvalá nebo dočasná porucha vedení. Nižší intenzity potom mají účinky stimulační (1).

Ultrazvukem se léčí i kolenní osteoartritida, která je nejčastější příčinou ztráty pohybu u starších lidí. Cílem terapie je zmírnění bolesti a minimalizace funkční nedostatečnosti (tj. zvýšení škály pohybů v kloubu). U léčby ultrazvukem bylo pozorováno zvýšení krevního toku, metabolické aktivity a zotavení tkáně, čímž došlo ke zmírnění zánětu a bolesti. Účinností léčby tohoto konkrétního onemocnění se zabývala odborná studie (12). První skupina lidí obdržela skutečný ultrazvuk s výkonem 1 W/cm^2 v kontinuálním režimu a skupina druhá ultrazvuk falešný tedy žádný. Aplikace na jedno koleno trvala 8 minut, tedy 16 minut celkem. Frekvence procedur byla 5 dní v týdnu a celkem 10 sezení za 2 týdny. Pacienti byli dotazováni na svůj stav ihned po léčbě a pak jeden měsíc po léčbě (12).

Snížení bolesti a zvýšení funkce kloubu bylo zaznamenáno u obou skupin. Výsledky dotazování po jednom měsíci byly srovnatelné u obou skupin, kromě zmírnění noční bolesti. Ta byla pozorována pouze u skupiny první. Léčba ultrazvukem se ukázala jako efektivní ve snížení bolesti a zlepšení funkce kloubu v krátkém časovém úseku po proceduře ale nemá trvání v dlouhodobém horizontu (12).

Na ostatních orgánech byly též zkoumány vlivy ultrazvuku. Od exponovaného orgánu se podněty dostávají do celého těla a to buď reflektoricky, nebo humorálně. Reflexní změny se šíří horizontálně (tj. na orgány segmentu) a vertikálně (na supraregimentální ústrojí a regulační centra). Procesy při šíření jsou zvláště složité a prolínají se s humorálními vlivy. Probíhají adaptační změny pro udržení homeostázy organismu. Nastává i vegetativní přeměna s normalizujícím vlivem na různé funkce. Toto je nutno zohlednit u pacientů, kteří mají dlouhodobou nocicepci a rozladěné regulační děje centrální nervové soustavy. Humorální vlivy jsou vlivy pomocí hormonů. Lze je sledovat i v biochemismu krve vlivem histaminu (1).

Akusticky vazebná média

Dnes se již výhradně jako kontaktní médium používá tzv. ultrazvukový gel na bázi glycerínu. Musí být šetrný jak k pokožce, tak k ultrazvukové hlavici. Nesmí obsahovat bublinky vody a musí mít výbornou akustickou vodivost (1).

Podmínky konzervativní ultrazvukové terapie

Před samotnou aplikací musí být splněny následující body:

- správná diagnóza
- zhodnocení celkového stavu organismu
- zhodnocení lokálních změn
- stanovit cíl léčení (úleva od bolesti, prokrvení, zlepšení hybnosti, uvolnění spazmů, atd.)
- sestavit celkový terapeutický plán
- určit správně dávku ultrazvuku – intenzita a čas expozice, četnost sezení, celková délka léčby
- během léčení sledování výsledků léčby (lokální a celkové projevy) (1).

Způsoby aplikace

Ultrazvuk se aplikuje pomocí ultrazvukové hlavice s měničem a kontaktním médiem. V kontaktním médiu se nesmí objevit vzduchové bublinky. Aplikace se provádí buď masážní, nebo stacionární metodou. Pacient při aplikaci leží nebo sedí, a musí být splněn optimální kontakt mezi léčebnou oblastí a plochou hlavice. Počet aplikací nejde tabulkově určit, je závislý na mnoha faktorech (stupni onemocnění, stavu pacienta, jinými léčebnými procesy atd.) (1).

Při stacionární metodě je hlavice upevněna držákem, aby působila po celou dobu pouze na jedno místo. Tato forma se používá ze všech nejméně, má totiž nejvíce nežádoucích účinků (4).

Semistatická aplikace se používá, pokud je efektivní plocha hlavice (ERA) přibližně shodná s ošetřovanou plochou. Pohyb hlavice je spirálovitý a nepřetržitý (4).

Pokud je ošetřovaná plocha větší než ERA, používá se dynamická aplikace. Pohyb je též spirálovitý a délka expozice je tolikrát větší, kolikrát je plocha větší než ERA (4).

Dále se způsob aplikace dělí podle místa ozvučení. Lokální aplikace se provádí pouze v místě obtíží. Je to nejčastější způsob aplikace a léčí se jím svalové spazmy, chronické posttraumatické otoky atd. (4).

Dále lze ultrazvuk aplikovat subaquálně. Využívá se zde vzdáleného ultrazvukového pole. To má sice menší fyziologické účinky ale je zde menší riziko interference. Při obvyklých parametrech je vzdálenost hlavice od ozvučované oblasti 10 cm (3). Dále zde není nutný rovný povrch, proto je možné ozvučit i interfalangeální klouby. Při této aplikaci není přímý kontakt mezi vyzařovacím zařízením a pokožkou

pacienta. Dá se tak aplikovat i při posttraumatických stavech, kde by byl přímý kontakt bolestivý. Aplikace se provádí ve speciálních porcelánových vaničkách, tudíž je možné léčit jen akrální části těla. Hrozí poškození terapeutovi ruky při nedodržení stanovených postupů (4).

Pro ozvučení výstupu spinálních nervů se používá gangliotropní neboli segmentová aplikace. Pro horní končetinu je to oblast C5 až Th1, pro dolní končetinu L3 až S1. Používá se pulzního režimu s PIP 1:10 až 1:16, frekvence je 3 MHz (3).

Posledním typem aplikace je neurální. Indikací je fantómová bolest amputovaných končetin. Využívá se efektu snížení rychlosti vedení v ozvučeném periferním nervu. Toto ozvučení nese riziko poškození axonů, a proto je předepisováno jen výjimečně (3).

Určení terapeutické dávky

Dávka znamená intenzita ultrazvuku spolu s dobou expozice. Při dostatečné intenzitě je délka expozice 3 minuty při semistatické aplikaci. Při aplikaci dynamické je nutno parametry prodloužit tolikrát, kolikrát je léčená plocha větší než ERA hlavice. Intenzita v praxi nepřekračuje 3 W/cm². Při experimentálních pokusech se používají i intenzity mnohem vyšší. Délka expozice se liší podle indikce a pohybuje se v rozmezí 3 až 15 minut, ovšem doporučuje se, aby délka nepřesáhla 10 minut (3).

Frekvence procedur

Akutní stavy se léčí denně, stavy chronické 3x týdně a celkový počet procedur je do 5. Pokud během prvního sezení cítí pacient bolestivost, je to důvod k ukončení procedury. Naopak dojde-li po prvním sezení (po několika hodinách) k zhoršení původních příznaků, je to obvykle příznivé pro další účinek léčby (3).

I přes malý počet procedur je nutné po každém sezení upravit parametry z důvodu adaptace tkáně a tím pádem i ztrátě účinku. Nikdy se ovšem nesmí zvyšovat oba parametry najednou, tj. intenzita a doba aplikace. Preferuje se zvýšení intenzity před zvyšováním doby aplikace (3).

Speciální kontraindikace

V žádném případě nelze ozvučit parenchymatózní orgány (játra, slezina, mozek) stejně jako mozek a vaječníky či varlata. Hrozí nesprávná funkce oogeneze či spermiogeneze. Dále nelze ultrazvuk aplikovat při plicním emfyzému (při aplikaci na hrudník). Pouze vzdáleným ultrazvukovým polem a subaquálně lze ozvučit kostěné

výstupky velmi blízko pod povrchem (kotník, kondyly, epikondyly) a periferní nervy blízko pod povrchem (zápěstí palmárně, n. cutaneus femoris lateralis) (3).

Nemožná je též aplikace na epifýzy rostoucích kostí (hrozí poškození růstové zóny a deformity, které jsou ireverzibilní) a na oči nebo jejich blízké okolí. Při st. p. laminectomii není mícha dostatečně chráněna kostěným obalem a při aplikaci může dojít k paraparéze dolních končetin a to i ireverzibilní. Při léčbě ultrazvukem se vlna šíří i tělesnými tekutinami a proto není vhodné ji aplikovat při čerstvém krvácení ať už je kdekoliv (4).

Dále se léčba nedoporučuje na endokrinní žlázy, při emfyzému, bronchiektazii, tumorech, kardiovaskulárních chorobách, akutních zánětlivých chorobách, krevních a cévních chorobách, při TBC, oběhové nedostatečnosti, menstruaci (možnost zesílení krvácení) a při celkovém špatném stavu pacienta (4).

Pulzní ultrazvuk s nízkou intenzitou

Speciální a málo známou metodou je použití pulzního ultrazvuku o nízké intenzitě. Jedná se o terapeutickou aplikaci pro urychlení léčení kostních zlomenin. Frekvence se pohybuje okolo 1,5 MHz a intenzita okolo 30 mW/cm². Terapie zahrnuje 20ti minutovou léčbu každý den během několika měsíců pomocí velkoplošné hlavice přiložené na místo fraktury. Ačkoliv je léčba považována za bezpečnou a efektivní, terapie je příliš pomalá a hodí se spíše pro léčbu nehojících se zlomenin (10).

2. 3. 2 Nastavitelné parametry a konstrukce přístrojů

Přístroje určené pro konzervativní terapii mají několik parametrů, které se dají regulovat podle konkrétní potřeby a stanovené diagnózy. Základní konstrukce těchto přístrojů je stejná.

Ultrazvukové terapeutické přístroje

Ultrazvukové terapeutické přístroje se řadí mezi fyzikální léčebné prostředky s využitím konkrétního fyzikálního podnětu. Fyziatrická léčba má funkci preventivní, diagnostickou, rehabilitační a terapeutickou. Účinek jakékoliv fyziatrické léčby závisí na mnoha faktorech, jako je druh podnětu, intenzita podnětu, místo působení podnětu a

doba jeho trvání. Reaktivita organismu na tyto podněty je individuální a bývá ovlivněna chorobným procesem. Fyziatrická léčba je všeobecná tzn., že změny po procedurách nejsou omezeny na jeden orgán, a má nespecifický účinek. To znamená, že stejná procedura je využitelná pro více druhů onemocnění. Dalšími léčebnými metodami jsou například kryoterapie, fototerapie, inhalační terapie a elektroterapie, která zahrnuje galvanoterapii, magnetoterapii, impulzoterapii, elektroanalgezi a též kombinovanou terapii, kde se využívá kombinace elektroléčby s ultrazvukem (viz dále). Účinky ultrazvuku se řadí mezi mechanoterapii stejně jako přístrojová masáž, ruční masáž, manuální medicína atd. (4).

Konstrukce přístrojů pro konzervativní ultrazvukovou terapii

Jedná se o oscilátory s koncovým výkonovým stupněm. Výstupní obvod je přizpůsoben impedanci měniče. Je zde též automatický obvod, který hlídá kontakt měniče s tkání. Při spojení menší než 70 % se odpojí obvod měniče a sepne signalizace. Další součástí je časový spínač a ukazatel vyzařované intenzity spolu s dalšími údaji. Při impulzním provozu se zapojí pulzní generátor, který má nastavitelnou opakovanou frekvenci a šířku impulzu. Tvar impulzu je možno měnit (1).

Pomocným obvody jsou:

- časový spínač
- kontrola kontaktu s pacientem
- kontrola teploty aplikační hlavičky
- měření intenzity
- tvarovací obvody vysílané vlny
- testovací obvod
- popř. čerpadla oběhových kapalin u stomatologických a chirurgických přístrojů

(1).

Ultrazvukové měniče pro konzervativní terapii

Měnič pro konzervativní léčbu je impedančně přizpůsoben výstupnímu obvodu vysokofrekvenčního generátoru a také základnímu obvodu přístroje. Měničem je kovové pouzdro, ve kterém je piezokeramický výbrus. Strana výbrusu je spojena s čelem měniče, který je ve styku s pacientem. Vysokofrekvenční energie je přiváděna vysokofrekvenčním kabelem. Důležitá je tloušťka pouzdra měniče mezi výbrusem a

exponovanou oblastí (1). Samotný měnič musí být vždy uzemněn podle bezpečnostních předpisů pro lékařské přístroje dle normy ČSN EN 60601-1-2 o elektrické bezpečnosti zdravotnického přístroje. Zvláštní požadavky na bezpečnost a nezbytnou funkčnost ultrazvukových fyzioterapeutických přístrojů se řídí normou ČSN EN 60601 – 2 – 5 ed. 2. Definice a metody měření přenášených polí ultrazvukových fokusovaných měničů lze nalézt v normě ČSN EN 61828.

Pracovní frekvence

Frekvence se dá ručně nastavovat podle hloubky expozice a typu aplikace. Pro posouzení účinku ultrazvuku se používá poloviční hloubka průniku. Je to hloubka ve tkáni, ve které má intenzita ultrazvuku poloviční hodnotu oproti intenzitě na povrchu tkáně. Povrchový účinek je žádoucí např. v dermatologii a používá kmitočet 2000 až 2500 kHz. Oproti tomu léčba kloubů apod. používá kmitočet 800 až 1000 kHz (1).

Účinná vyzařovací plocha hlavice

ERA neboli účinná vyzařovací plocha hlavice (Effective Radiation Area) je vždy o něco menší než samotná kontaktní plocha hlavice. Pro ultrasonoterapii rozlišujeme tři typy hlavic (3).

Pro selektivní expozici reflexní změny při kombinované terapii je to plocha 1 cm². Pro léčbu lokálních svalových hypertonií při semistatické aplikaci jsou to 4 cm². Pro léčbu rozsáhlejších oblastí (paravertebrální svaly) při dynamické aplikaci je to 10 cm² (3).

Provozní režim generátoru

Režimy fungování generátoru jsou dva, pulzní a kontinuální. Pulzní režim je pro tkáň šetrnější, tepelné a chemické účinky se lokálně oslabují. Více se uplatňuje mechanická složka vln, která má účinek na nervový systém a nervové kořeny. Pulzní režim je vhodné používat při zánětech, aby se tolik nezvyšovala lokální teplota. U některých přístrojů lze volit i tvary impulzů a to obdélníkový, trojúhelníkový, nebo trapézový. Při kontinuálním provozu se projevuje hlavně tepelný a mechanický účinek ultrazvuku (1).

Metodika PIP

PIP označuje míru délky impulzu. Existují tři typy poměrů. Prvním typem je poměr impulz – pauza. První číslo je délka pulzu, druhé je délka pauzy, obojí v ms. Součet těchto dvou čísel je vždy 10, jelikož délka periody je 10 ms. Častými hodnotami jsou 2:8, 1:9, 0,5:9,5. Pro kontinuální ultrazvuk je to 10:0 (3).

Dalším typem je poměr dvou čísel, kde první číslo je vždy 1. Je to poměr impulz – perioda a vyjadřuje, jakou část libovolné periody zaujímá impulz. Zbytek do celku je pauza. Časté hodnoty jsou 1:4, 1:8, 1:16. Pro kontinuální ultrazvuk je to 1:1 (3).

Posledním typem je vyjádření v procentech. Je to procentuální zastoupení impulzu v periodě. Doba periody se udává zvlášť a je obvykle 10 ms. Nejčastější hodnoty jsou 5%, 10%, 20%, 50%. Pro kontinuální ultrazvuk je to 100%. Pro tkáň s normální perfuzí se za atermickou považuje hodnota PIP 2:8 (neboli 20 % či 1:5) (3).

Opakovací frekvence

Přesné označení je délka periody. Pro $f_{opak} = 100 \text{ Hz}$ je délka periody 10 ms, pro $f_{opak} = 50 \text{ Hz}$ je délka periody 20 ms. Při délce periody 10 ms nelze dosáhnout delší pauzy než 9,93 ms (PIP 1:16). Při délce periody 20 ms (PIP 1:4) je již pauza 15 ms, což je dostatečné k potlačení termického účinku i ve tkáních s porušenou cirkulací (3).

2. 4 Další metody použití ultrazvuku v terapii

Terapie ultrazvukem není spojena pouze s rehabilitací, ale může být použita i v jiných odvětvích. Terapeutický ultrazvuk lze použít v kombinaci s jinými léčebnými metodami nebo může sloužit jako destrukční médium v oblasti stomatologie, urologie, onkologie či chirurgie.

2. 4. 1 Ultrasonoforéza

Ultrazvuk o nízké frekvenci (méně než 100 Hz) se využívá pro lepší propustnost skrz stratum corneum (nejvrchnější vrstva epidermis), která má tloušťku přibližně 10 – 30 μm . Tato vrstva je právě bariérou pro pasivní průnik medikamentů, konkrétně

proteinů. Zákrok je monitorován měřením elektrické vodivosti kůže. Jakmile se medikament dostane přes stratum corneum, je již jednodušší dostat se k dalším vrstvám a nakonec k vlásečnicím, aby mohl být absorbován. Metody se využívá, pokud není možné klasické nitrožilní podání léků pomocí jehly, například při podání heparinu nebo inzulínu (10).

2. 4. 2 Kombinovaná terapie

Kombinovaná terapie je současná aplikace ultrazvuku a určitého druhu elektroterapie, jako jsou nízkofrekvenční proudy, amplitudově modulované středofrekvenční proudy a TENS (4).

2. 4. 2. 1 Ultrazvuk a nízkofrekvenční proudy

Ultrazvuková hlavice je zároveň diferentní elektrodou, kterou je přiváděn proud s nastavitelnou intenzitou. Jedná se momentálně o nejúčinnější fyzikální terapii pro vyhledávání a odstraňování reflexních změn ve svalech (trigger points) (3).

Ultrazvuk v kombinaci s nízkofrekvenčními proudy o frekvenci 100 – 200 Hz se používá především pro terapii lokalizovaných svalových spazmů, svalových vláken neschopných spontánní relaxace a též terapii spoušťových bodů (trigger points) ve svalech (4).

Nevýhodou této metody je zanedbatelný galvanický (leptavý) účinek. Ten je vyvolán diadynamickými nebo monofázickými pulzními proudy. Účinek se projeví spíše na pracovní ploše hlavice, než na samotné kůži, ale i tak je nutné myslet na bezpečí pacienta a obsluhy (4).

Délka aplikace se liší podle akutnosti stavu a velikosti ozvučované plochy, je to zpravidla 3 – 6 minut. Aplikace probíhá formou pozitivního stepu. Počet procedur je 2 – 3 a frekvence denně (4).

Neurofyziologické aspekty

Tato kombinovaná terapie má speciální myorelaxační (triggerlytický) účinek. Je zaměřen na nejdráždivější vlákna v místě aplikace. Toto reflexně změněné svalové

vlákno nepracuje obvyklým mechanismem relaxace a je zvýšen jeho práh dráždivosti (jak volní tak elektrické). Tyto změny se ještě navýší v ultrazvukovém poli, kde práh elektrické dráždivosti může být o 5 až 15 mA nižší, než mají okolní relaxovaná vlákna. Parametry pro povrchové a hloubkově uložené svaly se liší pouze frekvencí. Pro povrchové svaly je to 3 MHz a pro hlouběji uložené svaly 1 MHz (3).

Objektivizace svalových reflexních změn (trigger point)

Jedná se o změření minimální absolutní intenzity v mA, které vyvolá svalový záškub. Tato intenzita je pro ně nižší než u ostatních okolních svalových vláken, jelikož mají vyšší dráždivost. Měří se tedy prahově motorická intenzita konkrétního trigger pointu. Doposud bylo vyšetření prováděno jen pomocí palpce, která není objektivní. Bylo provedeno rozdělení funkčních poruch, kvantitativně lze prokázat zvýšení prahu dráždivosti např. satelitního trigger pointu po zákroku v klíčové oblasti. Dají se nyní objektivizovat účinky různých myoskeletálních technik. Během měření je nutno postupovat velmi rychle, protože dráždivost reflexně změněných vláken se rychle snižuje během aplikace (3).

Lokalizace a terapie trigger points

Indiferentní desková elektroda je umístěna transregionálně, aby byl průběh ultrazvukového paprsku shodný s proudovou dráhou. Nastaví se parametry pro diagnostiku. Intenzita elektroterapie mimo trigger point se nastaví tak, aby byla nadprahově senzitivní. Když se pak ultrazvuková hlavice dostane nad tuto oblast, dojde k záškubu reflexně změněných vláken. Poté se nastaví PIP pro terapii a trigger point se semistaticky ozvučuje po dobu jedné minuty. Absolutní intenzita prahově motorická se odečítá bezprostředně před a po terapii (3).

2. 4. 2. 2 Ultrazvuk a amplitudově modulované středofrekvenční proudy

Oproti předchozí kombinaci je metoda většinou lépe snášena a nemá galvanické účinky. Jeho účinek je hlubší, a proto je vhodnější pro hlouběji uložené svaly. Pro hloubkovou aplikaci se frekvence ultrazvuku pohybuje v rozmezí 0,8 – 1 MHz. Pro aplikaci povrchovou je vhodná vyšší frekvence a to až 3 MHz (4).

Délka aplikace je 3 – 10 minut při pozitivním stepu po jedné minutě. Počet

procedur je 3 – 6. Pro akutní stavy předepisujeme do tří procedur. Pro chronické pak více. Frekvence sezení je denně, později každý druhý den (4).

Účinek této metody je jak myorelaxační tak analgetický. Pro myorelaxační účinek je frekvenční modulace v rozmezí 150 – 180 Hz a intenzita má být prahově motorická. Pro myorelaxaci hluboko uložených svalů a zvýšení teploty se používá kontinuální ultrazvuk. Pulzní režim volíme při kontraindikaci vzniku tepla a se zaměřením na mikromasáž, kde by měl být co největší poměr PIP. Pro analgetický účinek volíme modulaci nižší – kolem 100 Hz a intenzita je nadprahově senzitivní. Intenzita ultrazvuku se vždy řídí požadovaným účinkem (4).

2. 4. 2. 3 Ultrazvuk a TENS

Tato kombinace metod se používá výhradně pro obecný analgetický účinek. Hlavními indikacemi jsou ponámahové a reflexní myalgie a léčba posttraumatická po odeznění akutního stadia. TENS je impuls proudu volitelného tvaru. Preferují se impulzy bifazické alternující nebo symetricky bifazické z důvodu neexistence galvanického účinku. Při menší bolestivosti používáme TENS kontinuální, klasický či randomizovaný. Při větších bolestech je použito TENS – burst o frekvenci 100 Hz a burst s frekvencí 2 – 8 Hz s intenzitou, která hraničí se snesitelností (4).

V akutních případech je délka aplikace 3 – 5 minut, u subakutních 3 – 10 minut. Lze dávku zvyšovat formou pozitivního stepu. Počet procedur je 1 – 6 a frekvence sezení denně (4).

Účinek je, jak již bylo řečeno výše, analgetický s pozitivním vlivem na poškozenou tkáň. Často je metoda využívána jako prevence algodystrofického syndromu pro usnadnění vstřebání extravazálních tekutin a snížení tlaku, pro zvýšení permeability kapilár atd. Ovšem již při rozvinuté algodystrofii nelze tuto terapii v místě porózy aplikovat a ovlivnění trofiky se musí provést jiným způsobem (4).

Intenzita kontinuálního TENS musí být nadprahově senzitivní, pro TENS – burst je intenzita na hranici snesitelnosti. TENS – surge s nadprahově motorickou intenzitou se používá na trigger points nebo na svaly ve spazmu (4).

2. 4. 3 Akustická rázová vlna

Rázová vlna neboli Extracorporeal shock wave lithotripsy (zkratka ESWL) se využívá hlavně v urologii na léčbu litiázy, dále pak v gastroenterologii (kameny ve žlučovodech a pankreatu) a ortopedii (léčba úponové bolesti) (2).

Při rázové vlně se aplikuje prudký akustický tlak až 80 MPa a má pomalý pokles k nule. Tlak trvá přibližně 500 ns a čas mezi rázy je 1 s. Podtlak je výrazně snížen, aby nedošlo při vysokých amplitudách ke kavitaci. Rázová vlna není přímým zásahem do těla pacienta, vytváří se vně těla. Celková akustická energie je zanedbatelná vzhledem k času trvání rázové vlny. Zaměření rázové vlny do kamene je prováděno skiaskopicky nebo ultrazvukovou sondou (2).

První zařízení byla elektrohydraulická. Zdroj výboje a odrazové pole se nacházelo pod vodou. Nyní jsou většina zařízení elektromagnetická. Méně jich používá zdroj piezokeramický. Oba typy ale fungují stejně – spike rázu trvá 1 μ s a má tlak 5 MPa, poté tlak klesne na 10 MPa a následuje negativní tlak, který trvá 4 μ s. Frekvence se pohybuje okolo 150 kHz, ale nejedná se zde o důležitý parametr (10).

Existuje více způsobů, jak lze vytvořit rázovou vlnu. Liší se zdroje rázové vlny, poměrem vysokého tlaku a malého podtlaku a velikostí ohniska, které má velikost přibližně od 1 do 2 cm^3 (2).

Při aplikaci se využívá nestejně rychlosti zvuku v měkké tkáni a v konkrementu. V měkké tkáni projde vlna bez utlumení. V konkrementu se ale část odrazí a část proniká a tím je narušena jeho soudržnost. Konkrement o velikosti 10 až 20 mm dostane 2000 až 3000 rázů (3).

Nefokusovaná rázová vlna se používá pouze pro masivní hematomy měkkých tkání. Používá se vln s energií 150 000 až 250 000 Pa. Hned po aplikaci se provádí ledování. Jiné použití není, vzhledem k riskantnosti a nepodložené účinnosti. Byly prokázány další účinky jako zvýšený metabolismus jako následek lokální cirkulace, zvýšená osteogeneze kostní tkáně, resorpce vápenatých usazenin, analgetický efekt atd. Ten se dá vysvětlit narušením receptorů v místě aplikace. Vápenaté usazeniny se ovšem dají odstranit šetrnějším způsobem (3).

Litotripse má několik důležitých vedlejších efektů, které se projeví prakticky na každém pacientovi. Stěny krevních cév se poruší a dojde ke krvácení do intersticia. Tím může dojít k parenchymatózním podlitinám nebo k tvorbě masivních subkapsulárních

hematomů. Dále může dojít k zánětu ledvin (při drcení ledvinových kamenů), který za sebou zanechá jizevnaté útvary nebo permanentní ztrátu funkce ledvinového parenchymu. Vlivem kaskády onemocnění může mít pacient zvýšený krevní tlak, sníženou funkci ledvin. Může se též navrátit tvorba ledvinových kamenů. Tyto nežádoucí efekty vedou ke studii metod provádění litotripse. Například opakovací frekvence 1 Hz se ukázala jako efektivnější a bezpečnější než běžně používaná frekvence 2 Hz. Navíc pokusy na zvířatech ukázaly, že pozastavení léčby v jejím počátku značně eliminovalo nežádoucí účinky (10).

Invazivní rázová vlna

Jedná se o litotripsi s minimálně invazivní sondou, která se dostane až ke kameni. Metoda se používá především při nadměrně velikých kamenech. Kámen je zobrazen pomocí diagnostického ultrazvuku, fluoroskopie nebo formou laparoskopie, endoskopie a uretroskopie. Při invazivní rázové vlně se používají buď rigidní sondy, které jsou pouze podkožní nebo sondy flexibilní, které mohou být vedeny močovodem. Rigidní ultrazvukové sondy využívají buď zvýšeného tlaku a nižší frekvence (od několika do 1000 Hz) nebo ultrazvukové frekvence (okolo 25 kHz). Minulostí jsou sondy elektrohydraulické (10).

Riziko této invazivní metody s sebou přináší riziko krvácení, perforaci močovodu, infekci nebo traumatické poškození močových cest (10).

2. 4. 4 Hypertermie a HIFU

Pomocí hypertermie je možné zahřát relativně velké množství tkáně za účelem léčby rakoviny. Jedná se o přehřívání nádoru na teplotu 42 – 45°C a to na 30 – 60 minut. Tyto hodnoty se ukázaly být nejvíce efektivní v boji s růstem nádorů. Aplikátory používají frekvenci 1 až 3,4 MHz. (V klinických testech byla hypertermie použita spolu s radioterapií ale i bez ní, ovšem obojí s nízkou účinností). Výzkumy ukázaly, že hypertermie může být příznivá při podávání léků pomocí nanočástic. Nicméně tato metoda s nízkou teplotou přehřátí se nedostala do širokého klinického využití a nahradila jí metoda HIFU (viz dále) pracující na podobném principu (10).

High-Intensity Focused Ultrasound neboli fokusovaný ultrazvuk o vysoké intenzitě má generátor signálu napojen na fokusovatelný transducer, který produkuje velmi silné

lokální intenzity, které jsou větší než 1 kW/cm^2 a mají frekvenci $0,5 - 7 \text{ MHz}$. Všechna energie je soustředěna do jednoho bodu. Poškození ve tkáni je obvykle velké několik milimetrů čtverečních. Místo, kam je ultrazvuk zaměřen musí být tedy pečlivě kontrolováno a citlivě posunováno při ablaci většího množství tkáně (10).

Tato metoda je používána pro léčení děložních myomů, zeleného zákalu, pro srdeční ablace, ablace hluboce uložených měkkých tkání a také v estetické medicíně ke zvedání obočí. Nově se testuje využití HIFU pro zlepšení vodivosti nervů. Nejvíce se ale HIFU používá při léčbě benigní hyperplazie prostaty, rakoviny prostaty (10) a paliativní léčbě rakoviny slinivky břišní (13).

Ostatní procedury jako radiofrekvence nebo kryoablace také léčí nádory, ale HIFU má tu výhodu, že zaměří a ozvučí nádor nebo hemoragické místo z vnějšku těla a nijak do něj nezasahuje. Místo je zaměřeno akustickým oknem, kam se následně přenesou ultrazvuková energie. Tato metoda snižuje riziko pozdějších komplikací. HIFU dosahuje extrémně vysokých intenzit fokusovaných na jedno dané místo s intenzitou v rozmezí $100 - 10\,000 \text{ W/cm}^2$ a tlakem okolo 30 MP (13).

Při aplikaci HIFU je nutno, jako u všech procedur, zvážit vedlejší účinky. Mezi ně patří hlavně popáleniny a bolest, jako je tomu u většiny ostatních ultrazvukových terapeutických přístrojů. Dále může léčba pomocí HIFU způsobit vasospasmus a krvácení jako důsledek kavitace ve tkáni. Při léčbě prostaty (především rakoviny prostaty) může dojít k urologickým komplikacím jako je impotence nebo inkontinence. Nutno ovšem dodat, že tyto komplikace doprovázejí i ostatní metody léčení rakoviny prostaty (10).

Vysoká intenzita ultrazvuku může způsobit spáleniny v prostoru mezi transducerem a cíleným místem. Nahromaděný střevní plyn při působení může zapříčinit tepelné poškození přední střevní stěny nebo svalů břišní stěny. Rozdílná absorpce energie v odlišných tkáních může vést k nekróze buněk. Proto je extrémně důležité přesně zaměřit cíl. Navádění na cílené místo a sledování prováděné ultrazvukové terapie je základ pro správně provedenou léčbu s minimálním poškozením okolní tkáně. Pro tento účel se používá buď ultrazvuku, nebo MRI. Změny v metabolické aktivitě se dají následně po léčbě analyzovat pomocí PET (13).

Výzkum dále probíhá v oblasti estetické medicíny. Ultrazvuk je zaměřen $2 - 20 \text{ mm}$ pod kůži do podkožní tkáně (podkožní tuk nebo dermis). Dochází ke kontrakci tkání

obsahujících kolagen nebo ke zničení tukových tkání. HIFU může být tedy vhodnou alternativou k tradiční liposukci a podobným chirurgickým zákrokům (10).

Při přehřívání tkáně, ať už ultrazvukem nebo jinými metodami, je nutné znát, jak se teplo tělem šíří. Sledování distribuce tepla v těle během terapie může přinést prevenci poškození zdravé tkáně. Zkrácení doby terapie je žádoucí a to hlavně pokud je cílená oblast velká. Vliv na distribuci tepla má především cévní síť, poté tepelné vlastnosti kůže, metabolismus, rozhraní mezi tkáněmi a impulzní teplo (14).

2. 4. 5 Ultrazvuk ve stomatologii

Základním rozdílem oproti ostatním ultrazvukovým generátorům je druh zdroje. Ten je totiž magnetostrikční. Feromagnetická tyčinka je umístěna ve střídavém magnetickém poli elektromagnetu. Při magnetizaci dochází k změně velikosti feromagnetické tyčinky. Ta je buď železná, nebo niklová (6). Výhodou tohoto zdroje je možné docílení vysokých výkonů, avšak pouze do frekvence 60 kHz. Rozsah frekvencí v ultrazvukové stomatologii je 24 – 42 kHz. Použitá intenzita je od 10 W/cm² (7).

Zařízení se používá na odstranění kazů a zubního kamene vlivem kavitace. Kavitate vzniká ve vodě, která proudí po samotném nástroji. Výhodou použití ultrazvuku je bezesporu rychlost oproti manuálnímu odstraňování, dále pak tato metoda šetří zubní sklovinu a je méně náročná (7).

2. 4. 6 Chirurgická terapie ultrazvukem

Jedná se o speciální použití ultrazvuku jako nástroje během provádění chirurgických úkonů. Tyto invazivní metody mají za cíl ablaci či řezání tkáně, její koagulaci atd.

Ultrazvukové přístroje používající frekvenci v kHz

Jedná se o operační přístroje využívající frekvenci 20 – 90 kHz. Používají se při chirurgických zákrocích na řezání a odstranění tkáně nebo udržení hemostázy zástavou krvácení. Nejčastěji lze tento přístroj vidět při očních zákrocích. Konkrétní využití je například při operační phacoemulsifikaci (odstranění čočky) při šedém zákalu. Sonda

mechanicky rozřízne čočku pomocí ultrazvukové kavitace a odříznutou tkáň odsaje pryč (10).

Další ultrazvukový přístroj využívající frekvenci vibrací 40 – 80 kHz je harmonický skalpel. Na jejím konci je titanová statická svorka, která provádí koagulaci tkáně pomocí lokálního zahřívání (10).

Další metodou je ultrazvuková liposukce, která se používá v kosmetické chirurgii s cílem odstranění přebytečné tukové tkáně. Funkcí nástroje je zničení tukových buněk pomocí kavitace a emulzi odsát pryč sondou. Procedura je invazivní a může vést ke krvácení, infekci a tvorbu jizev (10).

Ultrazvuková cévka

Intravaskulární cévky používají frekvenci v řádech MHz. Jejich sondy jsou umístěny blízko hrotu a mají za úkol rozpuštění krevního trombu. Cévkou je přímo uvnitř trombu a ultrazvuk je veden do trombu radiálně. Krom toho se provede podání trombolytických léků. Ultrazvuk urychlí účinek těchto medikamentů, a tím je možno snížit jejich dávku a čas trombolýzy. Metoda je relativně nová a stále probíhá její vývoj a testování (10).

V Příloze 9 je srovnání všech ultrazvukových terapeutických metod popsaných v této práci s jejich výhodami a nevýhodami.

2. 4 Potenciální nové metody s použitím terapeutického ultrazvuku

Jedna z potenciálních metod, které se testují, je využití vysokoenergetického pulzního ultrazvuku při kavitaci tkáně. Další možností je sonotrombolýza používající externí nízkofrekvenční ultrazvuk. Metoda byla testována na léčbu trombotických onemocnění jako například mozková mrtvice. Zatím má ale vážné negativní účinky jako krvácení do mozku při použité frekvenci 300 kHz a podání trombolitických medikamentů. Metoda slibuje lepší terapii při mozkové mrtvici pomocí mikrobubblek, které mají zlepšit trombolýzu (10).

Jako další možnou aplikaci se ukázal transkraniální pulzní ultrazvuk o frekvenci 0,25 – 0,5 MHz a intenzitě 26 – 163 mW/cm². Ultrazvuk zde má stimulovat kůru mozkovou a hippocampus. Teplota při aplikaci na myších se ale zvedla o méně než 0,01

°C, což může mít vliv na neurony (10).

Mikrobubliny při podávání léčiv mají jednu velkou výhodu oproti ostatním technikám, jako jsou nanočástice nebo lipozomy, protože je možné je zacílit pomocí vnějšího ultrazvuku. Dávku léčebného prostředku je tedy možné použitím ultrazvuku snížit (10).

Kavitační mechanismus byl využit u nové tkáňové ablace známé jako histotripse. Ultrazvuk s velmi vysokou amplitudou pulzuje s frekvencí 750 kHz a to méně než 50 μ s. Vytvoří se shluk kavitačních mikrobublin aby homogenizoval zacílenou tkáň a ohřál ji. Touto tkání je nádor. Podobné je využití delších HIFU pulzů (více než 3 ms s frekvencí 2 MHz) s velkou intenzitou. Ty přivodí rychlé zahřátí a generují kavitaci až vznik výparových bublin, které velmi rychle rostou a tím naruší tkáň (10).

2. 4. 1 Kombinace ultrazvuku a antibiotik

Stafylococcus Aureus a *Escherichia coli* jsou hlavními bakteriálními kmeny, které kolonizují kožní vředy a stávají se více a více odolnější vůči všem druhům medikamentů. Terapeutický ultrazvuk má takové biofyzikální účinky, kterými by mohl účinně léčit tyto rány. Jeho aplikace přes kontaminovanou kůži ovšem není dostatečně ověřena. Kombinace ultrazvuku a antibiotik může potlačit bakteriální růst. Ve studii (8) byl použit ultrazvuk s frekvencí 1 a 3 MHz s výkonem 0,5 a 0,8 W/cm² a doba působení byla 0 – 15 minut. Výsledky prokázaly, že ultrazvuk s frekvencí 1 MHz a současným použitím antibiotik potlačil bakteriální růst, zatímco při frekvenci 3 MHz bez antibiotik nebylo potlačení růstu pozorováno. Kombinace obou metod je tedy mnohem efektivnější. Studie též ukázala, že použití ultrazvuku ve spojení s neinhibiční koncentrací antibiotik značně snižuje životaschopnost bakterií. Při současném použití ultrazvuku a antibiotik bylo naprosté potlačení znatelné po 15 minutách ozvučování (8).

Výsledky tedy ukázaly, že účinek ultrazvuku na oba bakteriální kmeny závisí na frekvenci, stejně jako na intenzitě a době ozvučování. Kombinace ultrazvuku a antibiotik potlačila růst úplně a to ve všech frekvencích, dávkách a u obou kmenů (8).

Ultrazvuk také zasahuje do propustnosti buněčných membrán, a tím usnadní absorpci medikamentů, peptidů a proteinů. Tento ultrazvukový efekt je pouze dočasný a je způsobován kavitací a akustickým prouděním. Všechny vlivy terapeutického

ultrazvuku na buněčnou membránu pro propustnost léčiv ovšem nebyly zatím zcela vysvětleny a prozkoumány. Při dalších studiích je nutné prozkoumat rozdíly v odolnosti vybraných kmenů, aby mohla být zvýšena efektivita antibiotického působení (8).

3 Praktická část

V praktické části jsme se seznámili s dvěma ultrazvukovými terapeutickými přístroji určenými pro konzervativní terapii. Prováděli jsme měření teploty na modelu tkáně při působení ultrazvuku s terapeutickými hodnotami. Ačkoliv měření byla provedena laboratorně, parametry, při kterých měření probíhala, se běžně používají při konzervativní terapii ultrazvukem.

3. 1 Cíle a výzkumné předpoklady

Jak již bylo uvedeno v teoretické části, část ultrazvukové energie se během aplikace mění na teplo. Dle typu použití je toto teplo žádoucí či nikoliv a je nutná jeho regulace či alespoň sledování. Přehřátí tkáně je nejčastěji sledovaným faktorem v oblasti použití terapeutického ultrazvuku. V první části měření jsme se tedy zabývali tím, jak moc a do jaké hloubky se tkáň (v našem případě model tkáně) zahřívá a to při různých frekvencích, režimech atd.

V druhé části měření jsme použili model tkáně s kostí. Je známo, že ultrazvuk má své specifické vlastnosti na rozhraní dvou tkání, které mají odlišnou akustickou impedanci. Na rozhraní tkáně a kosti tedy vzniká zvýšené teplo. Cílem měření bylo opět zjistit, do jaké míry se zde teplota zvyšuje a jak vypadá tepelný reliéf modelu při různém nastavení.

Zahřátí při některých nastaveních jsme měřili i na terapeutickém ultrazvuku na rehabilitačním oddělení KNL, aby se výsledné hodnoty teplot u obou přístrojů daly porovnat.

3. 2 Metoda měření

Měření probíhalo za přesně daných podmínek v laboratořích FZS TUL a v Krajské nemocnici Liberec, a. s. na rehabilitačním oddělení v období celého akademického roku 2017/2018.

Teplotu jsme měřili termokamerou Fluke TiS. Přesnost této kamery je ± 2 °C nebo 2

% (platí vždy větší hodnota) při teplotě 25 °C. Termokamera byla od modelu vzdálena 60 cm, což je optimální ostřicí vzdálenost (15).

Ultrazvukový terapeutický přístroj byl zapůjčen z laboratoří FZS TUL a jednalo se o přístroj Intellect Transport Ultrasound Model 2782 od firmy Chattanooga Group. U tohoto přístroje se dají použít hlavice s plochou 1, 2, 5, a 10 cm². Pracovní cykly jsou 10% (trvání pulzu 1 ms), 20 % (trvání pulzu 2 ms), 50 % (trvání pulzu 5 ms) a 100 % neboli kontinuální cyklus. Doba trvání pulzu je vždy udávána s přesností ± 20 %. Pulzní frekvence jsou nastavitelné na 16, 48 nebo 100 Hz. Intenzita je 0 až 3 W/cm² pro pulzní režimy a 0 až 2,5 W/cm² pro režim kontinuální. Frekvence lze nastavit na 1 nebo 3 MHz (5). Poloha ultrazvukové hlavice byla při všech měřeních statická.

Tento konkrétní přístroj používá léčebné hluboké teplo pro léčbu chronických a subchronických zdravotních obtíží jako úlevu od bolesti, svalových křečí a kloubových stahů, které mohou být důsledkem poranění měkkých tkání, zkrácené šlachy (jako důsledek zranění a jizvové tkáně), myozitidy, burzitidy (s lehkou kalcifikací), adhezivní kapsulitidy, kapsulárního napětí a pouzdrového zjizvení (5).

Kontraindikace pro použití tohoto přístroje jsou rakovinové léze (v oblasti léčení), otevřené rány (též pouze v oblasti léčení), infekční onemocnění (nebo onemocnění, kde je potřeba snižování horečky a tepla), růst kostí a hojící se zlomenina (v oblasti léčení), kardiostimulátor (při léčbě nad torakální oblasti), těhotenství při léčbě nad dělohou a místo nad okem nebo přímo na něm. Dále nesmí být zařízení používáno na ischemických tkáních při vaskulárním onemocnění, kde by prokrvování mělo negativní účinek na metabolické potřeby, a výsledkem by byla nekróza tkáně. Obecně se nedoporučuje přístroj používat na úlevu od místní bolesti, pokud nebyla stanovena etiologie nebo nebyl stanoven syndrom bolesti (5).

Při nevhodném používání tohoto přístroje hrozí možnost popálení. Popáleniny kůže mohou vzniknout nastavením příliš vysoké intenzity nebo výkonu, nastavením příliš nízké frekvence, léčením v oblasti poškození sensorických nervů (kde pacient nemůže pocítit zvyšující se teplo a následné spálení). Dále může dojít k popálení, pokud se používá statické metody (hlavice je nehybná, je celou dobu léčení na jednom místě) nebo pokud je pohyb hlavice příliš pomalý. Nedoporučuje se aplikovat na kostní výčnělky (odrážejí zvukové vlny a zvyšují tak intenzitu ultrazvuku na okostici). Bezpečnostní opatření je potřeba zvlášť dodržovat, je-li ultrazvuk aplikován nad

anestetickými oblastmi, nad páteřními oblastmi po odstranění většího množství měkkých tkání (laminektomii) nebo u pacientů s hemoragickou diatézou (5).

Pro porovnání některých měření byl vybrán přístroj BTL 4000 SMART nacházející se na rehabilitačním oddělení KNL. Tento přístroj slouží k aplikaci ultrazvukové (nebo kombinované) terapie pomocí ultrazvukové hlavice (1 nebo 5 cm²) nebo bezobslužného aplikátoru. Lze ho použít jak klasicky tak subaquálně (16).

Při přehřátí aplikátoru přístroj dočasně sníží dávku ultrazvuku. Tato hodnota se na monitoru zobrazuje jako duty faktor. Pokud tedy aplikujeme například kontinuální ultrazvuk, duty faktor bude 100 %. Během přehřátí se může tato hodnota snížit až na 10 %. Po snížení teploty na požadovanou hodnotu se hodnota duty faktoru opět upraví dle původního nastavení. Pokud by se hlavice přehřívala vícekrát, přístroj ukončí generaci ultrazvuku úplně (16).

Kontraindikace za použití tohoto přístroje jsou obdobné jako u předchozího. Nelze terapii aplikovat v okolí očí, mozku, míchy a srdce. Též nelze ozvučovat nad parenchymatózní orgány jako plíce, játra, slezina, endokrinní žlázy a gonády. Mimo subaquální aplikaci se ultrazvuk nesmí aplikovat na kostěné výstupky těsně pod kůží (kotníky, epikondyly, trnové výběžky obratlů) a na nervy blízko kůže. Též se nedoporučuje používat na hojící se zlomeniny, epifýzy rostoucích kostí, při stavech po laminektomii a při alergické reakci na kontaktní gel (16).

Přístroj má jak manuální nastavení hodnot (délka terapie, intenzita, frekvence, duty faktor, volba aplikátoru), tak i software, kde lze pod konkrétním onemocněním najít již přednastavené hodnoty. Vybrané hodnoty z předpřipraveného softwaru lze vidět v tabulce v Příloze 10.

Intenzitu v kontinuálním režimu lze nastavit v rozmezí 0,1 až 2 W/cm², v pulzním 0,1 až 3 W/cm². Pracovní frekvence jsou 1 a 3 MHz. Modulační frekvence lze nastavit v rozmezí 10 až 150 Hz. Duty faktor, neboli doba působení ultrazvuku v dané modulační frekvenci je nastavitelný na 6,25, 12,5, 25, 50 nebo 100 % (16).

Jelikož na tomto přístroji nelze nastavit stejné hodnoty jako na předešlém (pro kontinuální režim nelze nastavit intenzitu 2,5 W/cm²), museli jsme měřit při dostupných hodnotách. Aby bylo možné výsledky u obou přístrojů porovnat, muselo se u prvního přístroje též měřit při intenzitě 2 W/cm².

Zvolili jsme takové parametry, aby co nejvíce odpovídaly parametrům používaným

v praxi. Intenzitu jsme zvolily co nejvyšší, jelikož zde je největší riziko přehřátí tkáně.

Údržba ultrazvukových elektrických přístrojů se provádí každé dva roky, pokud výrobce nestanoví jinak. Součástí pravidelné bezpečnostně-technické kontroly je vizuální prohlídka, kontrola stavu baterie, měření odporu uzemňovacího vodiče a unikajících proudů a na závěr funkční kontrola pomocí simulátorů či testerů. Po provedení všech těchto úkonů je přístroj opatřen štítkem a je vydán protokol o provedení kontroly, který musí být evidován jeden rok ode dne vyřazení přístroje z používání. Vše se řídí normami ČSN EN 60601 (o elektrické bezpečnosti zdravotnických prostředků) a ČSN EN 62353 (o požadavcích na provádění periodických prohlídek a zkoušek po opravách zdravotnických prostředků).

Normy se též vztahují na požadavky pro tzv. příložnou část (v našem případě ultrazvuková sonda) a řadí je do příslušných kategorií. Ultrazvuková sonda spadá do kategorie BF (z anglického body floating). Dalšími dvěma kategoriemi jsou B a CF. Nejprísnější požadavky se vztahují na příložnou část typu CF, která slouží k invazivním výkonům na pacientovi (např. defibrilátor) (18).

Bezpečnostně technická kontrola přístroje BTL 4000 SMART se provádí každý rok. Součástí zkoušky je kontrola bezpečnostních, vizuálních a funkčních parametrů. Provádí se i kontrola příložné části (ultrazvukové sondy). Ukázkový protokol o provedení bezpečnostně technické kontroly podobného přístroje je k dispozici v Příloze 11.

Přehřívání hlavic

Přehříváním hlavic lze předejít stoprocentním kontaktem s pokožkou pacienta nebo, při subaquální aplikaci, celkovým ponořením hlavice. Správného propojení lze dosáhnout vhodným množstvím ultrazvukového gelu. Při obtížnější aplikaci, kde není možné dosáhnout stoprocentního kontaktu, je možné během aplikace snížit výkon nebo pracovní cyklus. K přehřátí hlavice může též dojít i při příliš rychlém pohybu hlavice. Při překročení maximální teploty hlavice se přenos ultrazvukových vln vypne a bude obnoven až ve chvíli, kdy se teplota vrátí na maximální hodnotu (5). Hlavice přístroje Intellect Mobile pracuje do teploty 43,3 °C (17). Hlavice přístroje BTL 4000 SMART pracuje do teploty 43 °C (16).

Zastavení přenosu vln následkem přehřátí má na displeji svůj speciální symbol a je doprovázen zvukovým signálem. Zastavení přenosu ultrazvukových vln je tedy

ochranou zařízení a nikoliv pacienta (5).

3. 3 Výroba modelů tkáně

Věrohodným napodobením lidské tkáně je tzv. agar, který primárně slouží jako živná půda pro růst mikroorganismů pro použití při vědeckých pokusech. Pro výrobu našeho modelu je vhodný 5% agar (agar bacteriological LP0011). Rychlost šíření ultrazvuku v pětiprocentním agaru je 1525 m/s a akustická impedance je 1,52106 kg/m², která je srovnatelná s akustickými impedancemi měkkých tkání v lidském organismu.

3. 3. 1 Výroba modelu pro hloubkové a povrchové zahřívání

Do destilované vody byl postupně vmícháván sypký agar, zatímco se roztok zahříval ve vodní lázni. Ve vroucí vodní lázni se roztok pomalu svařil, až byl dostatečně hustý, čirý, a byly odstraněny všechny vzduchové bubliny, které obsahoval. Směs se nechala cca 20 minut odstát. Poté se roztok vлил do vhodné formy a nechal 24 hodin zatuhnout. Po zatuhnutí byl materiál vyjmut z formy a omyt dezinfekcí, aby příliš rychle neplesnivěl. Při zplesnivění již není možné na modelu provádět měření. Model byl uchováván za snížené teploty a umístěn do gumového balonku bez přístupu vzduchu, aby nedošlo k vysychání agaru a růstu mikroorganismů. Před každým měřením bylo nutné model vytemperovat na aktuální laboratorní teplotu, což bylo vždy kolem 25 °C.

Na výrobu modelu bylo použito 10 g agaru a 190 ml destilované vody. Model měl válcovitý tvar o výšce 8 cm a průměru 5 cm.

3. 3. 2 Výroba modelu s kostí

Ve třetím typu měření byl vyroben model tkáně spolu s povrchově ošetřenou vepřovou kostí. Na výrobu modelu bylo použito 400 ml vody a 20 g agaru. Všechny 400 ml roztoku bylo rozděleno do čtyř kádinek po 100 ml a 5 g agaru, protože v takovémto množství roztoku je únik vzduchových bublinek mnohem obtížnější. Roztok byl tedy rozdělen do čtyř kádinek a svařen v každé zvlášť. Po odstátí byly všechny čtyři roztoky

slity do jedné předpřipravené formy s kostí. Model byl válcovitého tvaru a byl 7,5 cm vysoký (po seříznutí o 1 cm méně) a měl průměr 5 cm. V modelu byla umístěna kost dlouhá a měla průměr 2 cm. Toto místo bylo 2,5 cm pod povrchem a po seříznutí 1,5 cm pod povrchem. Na Obrázku 10 lze vidět, jak měření probíhalo.



Obrázek 10: Fotografie pořízená během měření (autor)

3. 4 Výsledky měření

Provedli jsme tři typy měření a to povrchové, hloubkové a měření na modelu s kostí (kde byla teplota měřena přímo u kosti). Některá měření jsou popsána pouze slovně bez tabulky. Vložené tabulky, obrázky a teplotní mapy ukazují příklady z měření. Na přístroji BTL 4000 SMART jsme provedli pouze některá měření porovnatelná s přístrojem Intelect Mobile ultrazvuk.

3. 4. 1 Povrchové zahřívání

V prvním měření jsme se zaměřili na povrchové zahřívání modelu tkáně. Místo snímání teploty bylo umístěno 0,5 cm pod ultrazvukovou hlavicí, jejíž ERA bylo 5 cm². Intenzita byla pro všechna měření stejná a to 2,5 W/cm².

Měření probíhalo při obou nastavitelných frekvencích a to 1 a 3 MHz. Byly použity všechny čtyři režimy, ve kterých tento konkrétní přístroj může pracovat. Jednalo se o kontinuální režim a režim pulzní ve třech dalších nastaveních. V pulzním režimu šlo o 10 %, 20 % a 50 % ze 100 Hz. To znamená, že vždy vyslání vlny trvalo x % z 10 ms. Zbytek času byla pauza.

Teplota bylo snímána po dobu 20 minut vždy po jedné minutě čistého času. Kromě zaznamenání teploty byl vždy uložen i obrazový záznam z termokamery, aby bylo možno vidět přesnější prostupování tepla modelem. Sonda byla umístěna nad středem modelu.

Měření při frekvenci 1 MHz

Při těchto čtyřech měřeních byla amplituda nastavena na 1 MHz. Při aplikaci pulzního režimu 10 % ze 100 Hz byla počáteční teplota modelu 27,8 °C a konečná 28,9 °C. Měření trvalo 20 minut. Ta tuto dobu se teplota tedy zvedla o 1,1 °C. Při režimu 20 % ze 100 Hz byla počáteční teplota také 27,8 °C a koncová 28,9 °C. Měření bylo také prováděno 20 minut. Teplota se také zvětšila o 1,1 °C. Větší rozdíl v teplotách byl u režimu 50 % ze 100 Hz. Tam se teplota zvedla z 27,0 °C na 30,6 °C. Teplota se tedy zvětšila o 3,6 °C, což už je výrazně více, než v předešlých dvou případech. Zde došlo k přehřátí pětkrát, ale měření bylo možné dokončit. Při kontinuálním režimu se teplota zvedla ze 26,8 °C na 33,4 °C, ale to pouze během 9ti minut. Jelikož se hlavička velmi často přehřívala, nebylo možné dokončit měření a bylo ukončeno v deváté minutě. Teplota se zvedla o 6,6 °C, což je skoro dvakrát více než v předchozím případě a to v pouze polovičním čase.

Měření při frekvenci 3 MHz

V tomto měření byla amplituda nastavena na 3 MHz. Byly opět použity všechny tři pulzní režimy a režim kontinuální. Měření trvala také 20 minut. Při aplikaci pulzního režimu 10 % ze 100 Hz se teplota zvedla z 26,1 °C na 26,9 °C, což je navýšení teploty o 0,8 °C. Při režimu 20 % ze 100 Hz byla počáteční teplota 24,4 °C a konečná 28,6 °C.

Teplota se zvedla o 4,2 °C, což je výrazný rozdíl oproti prvnímu režimu. Při režimu 50 % ze 100 Hz byla počáteční teplota 26,6 °C a konečná 32,1 °C. Teplota se tedy zvedla o 5,5 °C. K přehřátí hlavice došlo po 14ti minutách a celkem se hlavice přehřála 20krát. Měření ale bylo dokončeno. Měření teploty při kontinuálním režimu bylo ukončeno po 10ti minutách z důvodu velmi častého přehřívání hlavice a nemožnost dokončení měření. Zde byla počáteční teplota 25,7 °C a po 10ti měřeních 32,4 °C. Teplota se zvedla o 6,7 °C a to pouze v polovičním čase oproti předchozím pulzním režimům. K přehřátí došlo celkem 20krát a to již po dvou minutách. Postupné zvyšování tepla při kontinuálním režimu je možné sledovat v Tabulce 5.

Tabulka 5: Výsledky měření po jedné minutě při povrchovém zahřívání, frekvenci 3 MHz a kontinuálním režimu

Povrchové zahřívání při 3 MHz a kontinuálním režimu										
25,7	27,5	28,3	28,9	29,7	29,7	30,3	31,0	31,9	31,8	32,4

Výsledky všech povrchových měření jsou zaznamenány v Tabulce 6. Písmeno P znamená, že se hlavice přehřívala a to tak, že nebylo možné dokončit měření celých 20 minut.

Tabulka 6: Rozdíly teplot všech režimů při povrchovém zahřívání

Povrchové zahřívání (rozdíly teplot ve °C, doba působení UZ 20 min., měřeno po 1 min.)				
Režim/frekv.	10 % ze 100 Hz	20 % ze 100 Hz	50 % ze 100 Hz	kontinuální
1 MHz	1,1	1,1	3,6	6,6 P (po 9 min.)
3 MHz	0,8	4,2	5,5 P	6,7 P (po 10 min.)

3. 4. 2 Zahřívání do hloubky

Hloubkové zahřívání při působení terapeutického ultrazvuku bylo měřeno na stejném modelu tkáně. Hlavice měla opět ERA 5 cm² a intenzita byla také 2,5 W/cm². Frekvence byla při všech měřeních 3 MHz. Opět bylo zahřívání měřeno při všech čtyřech režimech pro porovnání tepelného účinku. Teplota byla snímána po dobu 10 minut vždy po jedné minutě. Kromě zaznamenání teploty byl vždy uložen i obrazový záznam z termokamery, aby bylo možno vidět přesnější prostupování tepla modelem.

Počáteční teplota modelu byla vždy velmi blízká laboratorní teplotě a ta byla 25 °C.

Teplota byla snímána postupně v hloubce od 1 do 6 cm, po jednom cm. Ve větší hloubce již nebylo znatelné žádné zahřívání modelu.

Měření při pulzním režimu 10 % ze 100 Hz

Pro každé nastavení jsme prováděli šest měření a každé měření obsahovalo 11 hodnot teplot. V hloubce jednoho centimetru byla počáteční teplota 25,0 °C a konečná 25,8 °C. Teplota se zde zvedla o 0,8 °C. Ve dvou centimetrech pod povrchem byla počáteční teplota 25,4 °C a koncová stejná. Zahřátí se neukázalo ani ve třech centimetrech, kde byla teplota 25,1 °C. V hloubce čtyř centimetrů se teplota zvětšila o 0,3 °C z 25,2 °C na 25,5 °C. V pěti centimetrech se podle termokamery teplota zvýšila z 24,8 °C na 25,3 °C, tedy o 0,5 °C. Poslední měření probíhalo v šesti centimetrech a teplota se zvýšila o 0,1 °C z 25,4 °C na 25,5 °C.

Všechny naměřené hodnoty z tohoto měření jsou uspořádané v Tabulce 7. Ve spodní části pod tlustou čarou je vždy výsledný rozdíl teploty těsně před působením ultrazvuku a v desáté minutě působení.

Tabulka 7: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a pulzním režimu 10 % ze 100 Hz

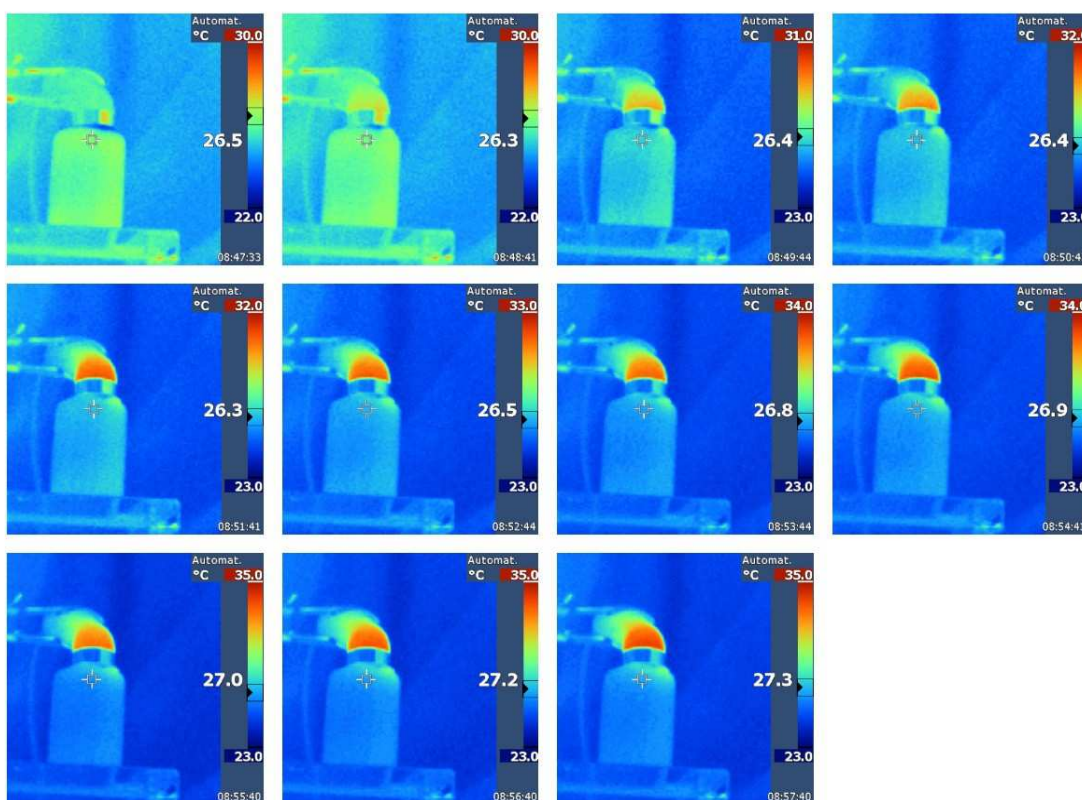
Hloubkové zahřívání při pulzním režimu 10 % ze 100 Hz, frekvence 3 MHz					
1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm	6 cm
25,0	25,4	25,1	25,2	24,8	25,4
25,2	25,4	24,8	25,1	24,8	25,5
25,2	25,5	24,7	25,1	25,0	25,2
25,4	25,4	24,8	25,1	24,9	25,5
25,7	25,6	24,8	24,9	24,8	25,5
25,3	25,2	24,8	25,1	24,9	25,5
25,5	25,1	24,9	25,3	25,0	25,7
25,6	25,5	25,0	25,2	25,0	25,4
25,8	25,4	25,1	25,4	25,2	25,2
25,5	25,6	25,3	25,3	25,3	25,4
25,8	25,4	25,1	25,5	25,3	25,5
0,8	0,0	0,0	0,3	0,5	0,1

Měření při pulzním režimu 20 % ze 100 Hz

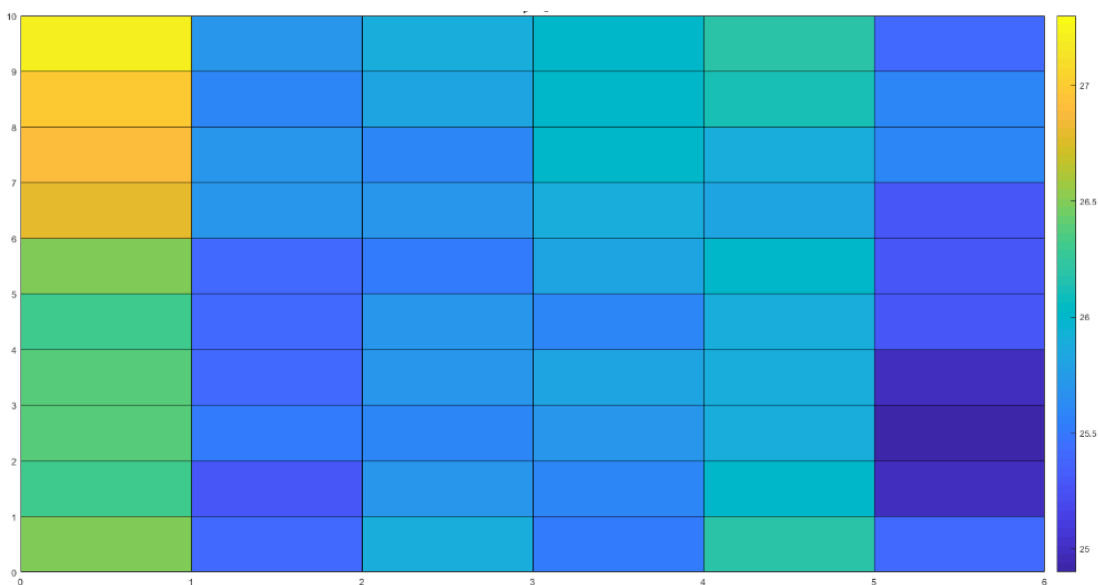
Měření probíhalo úplně stejně jako v předchozím případě. Byl nastaven pulzní režim 20 % ze 100 Hz, tzn., že pulz trval 2ms z celkových 10ms. V jednom centimetru se teplota zvětšila o 0,8 °C, ve dvou o 0,5 °C. Ve třech centimetrech se teplota během měření vůbec nezměnila. Ve čtyřech centimetrech došlo ke zvýšení o 0,5 °C a v pěti opět nedošlo ke změně teploty. V posledním měření se teplota zvedla o 0,2 °C. Rovněž zde není patrné postupné snižování rozdílu teplot. Všechny hodnoty teplot jsou zaznamenány v Tabulce 8. Obrázek 11 nám ukazuje snímky tepelného reliéfu při měření teploty 1 cm pod povrchem. Na Obrázku 12 je teplotní mapa pro tento režim. Vodorovná osa značí konkrétní hloubku měření (tedy od prvního centimetru po šestý centimetr). Svislá osa značí jednotlivá měření teplot po jedné minutě. Napravo od mapy se nachází teplotní stupnice.

Tabulka 8: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a pulzním režimu 20 % ze 100 Hz

Hloubkové zahřívání při pulzním režimu 20 % ze 100 Hz, frekvence 3 MHz					
1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm	6 cm
26,5	25,4	25,9	25,5	26,2	25,4
26,3	25,3	25,7	25,6	26,0	25,0
26,4	25,5	25,6	25,7	25,9	24,9
26,4	25,4	25,7	25,8	25,9	25,0
26,3	25,4	25,7	25,6	25,9	25,3
26,5	25,4	25,5	25,8	26,0	25,3
26,8	25,7	25,7	25,9	25,8	25,3
26,9	25,7	25,6	26,0	25,9	25,6
27,0	25,6	25,8	26,0	26,1	25,6
27,2	25,7	25,9	26,0	26,2	25,4
27,3	25,9	25,9	26,0	26,2	25,6
0,8	0,5	0,0	0,5	0,0	0,2



Obrázek 11: Snímky z termokamery v 1 cm pod povrchem při režimu 20 % ze 100 Hz a frekvenci 3 MHz



Obrázek 12: Teplotní mapa pro hloubkové zahřívání při režimu 20 % ze 100 Hz

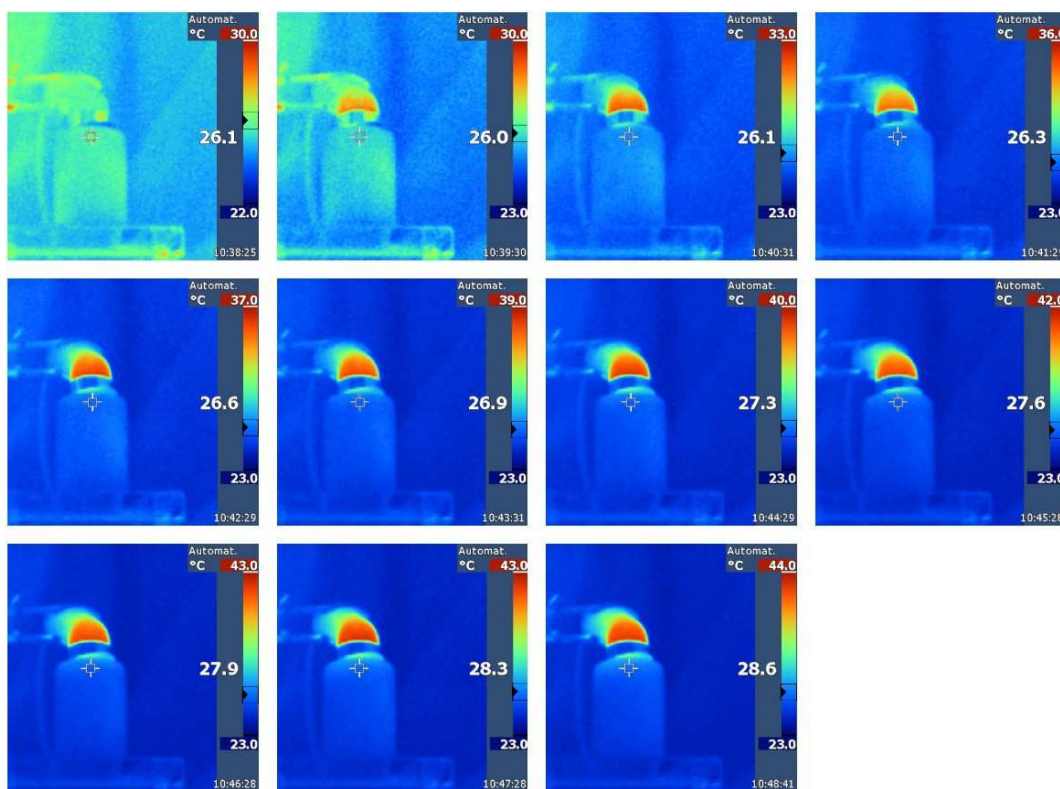
Měření při pulzním režimu 50 % ze 100 Hz

Tento režim vysílá pulz 5 ms z celkových 10 ms. Při tomto nastavení už byly rozdíly teplot o dost vyšší. V prvním centimetru se teplota zvedla o 2,5 °C. Hlavice se přehřála pouze jednou a to po devíti minutách. Ve dvou centimetrech pod povrchem byl rozdíl teplot 1,4 °C. Hlavice se přehřála po osmi minutách a celkem se aplikace přerušila čtyřikrát. Ve třech centimetrech byl rozdíl teplot 1,2 °C a přehřátí proběhlo čtyřikrát, poprvé po sedmi minutách. Ve čtyřech centimetrech se podle termokamery teplota dokonce snížila a to o 0,4 °C a přehřátí proběhlo patnáctkrát. V pěti centimetrech se teplota zvedla o 0,5 °C a v šesti o 0,2 °C. I v těchto dvou případech se hlavice několikrát přehřála, ale měření bylo možné dokončit.

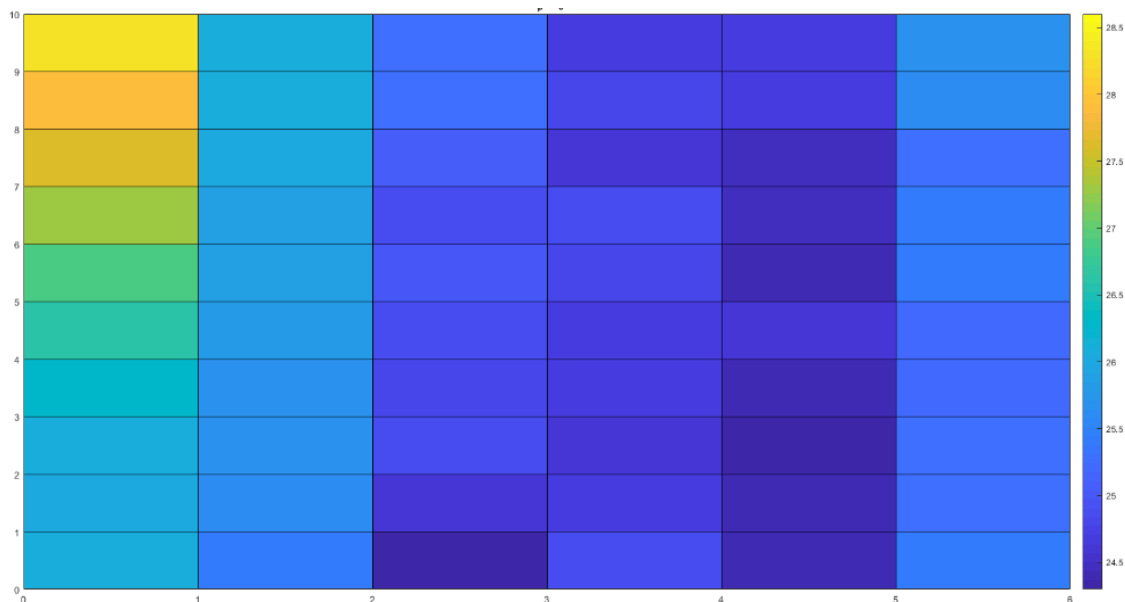
Kromě teploty ve 4 cm se teplota postupně snižovala. Přehled všech naměřených hodnot lze vidět v Tabulce 9. Na Obrázku 13 můžeme vidět, jak se teplota měnila v jednom centimetru pod povrchem během nastavení těchto parametrů. Na Obrázku 14 je zachycena teplotní mapa při tomto režimu. Označení os je stejné, jako u předešlé teplotní mapy.

Tabulka 9: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a pulzním režimu 50 % ze 100 Hz

Hloubkové zahřívání při pulzním režimu 50 % ze 100 Hz, frekvence 3 MHz					
1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm	6 cm
26,1	25,4	24,3	24,9	24,4	25,4
26,0	25,6	24,6	24,7	24,4	25,3
26,1	25,7	24,9	24,6	24,3	25,3
26,3	25,7	24,8	24,7	24,4	25,2
26,6	25,8	24,9	24,7	24,6	25,2
26,9	25,9	25,0	24,8	24,4	25,4
27,3	25,9	24,9	24,9	24,5	25,4
27,6	26,0	25,1	24,6	24,5	25,3
27,9	26,1	25,3	24,8	24,7	25,6
28,3	26,1	25,3	24,7	24,7	25,7
28,6	26,8	25,5	24,5	24,9	25,6
2,5	1,4	1,2	-0,4	0,5	0,2



Obrázek 13: Snímky z termokamery v 1 cm pod povrchem při režimu 50% ze 100 Hz a frekvenci 3 MHz



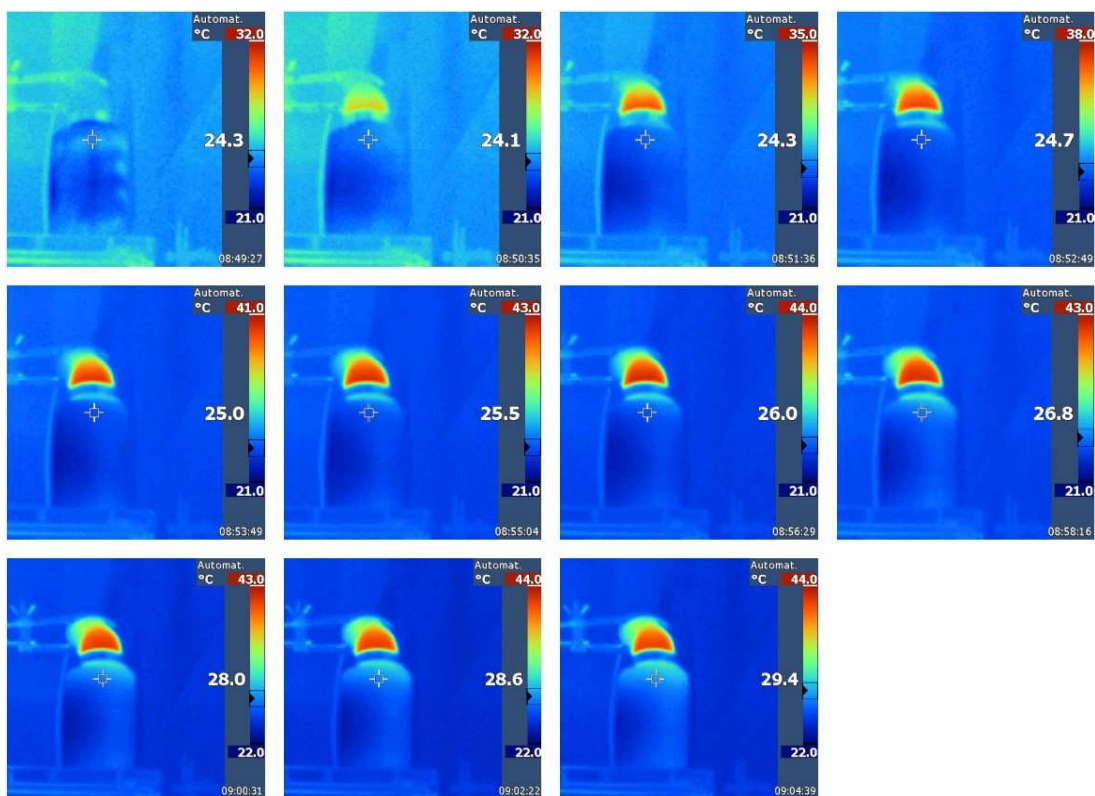
Obrázek 14: Teplotní mapa pro hloubkové zahřívání při režimu 50 % ze 100 Hz

Měření při kontinuálním režimu

V prvním centimetru se teplota zvýšila o 5,1 °C, ve druhém o 4,7 °C. Ve třech a ve čtyřech o 1,9 °C, v pěti o 2,3 °C a v šesti o 2,0 °C. Všechny výsledky měření jsou uvedeny v Tabulce 10. Na Obrázku 15 lze vidět prostup tepla modelem při kontinuálním režimu v jednom centimetru pod povrchem.

Tabulka 10: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a kontinuálním režimu

Hloubkové zahřívání při kontinuálním režimu, frekvence 3 MHz					
1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm	6 cm
24,3	26,9	25,9	23,8	24,5	25,1
24,1	27,4	26,0	23,8	24,8	25,3
24,3	27,3	26,3	23,8	25,0	25,6
24,7	27,4	26,3	24,0	24,8	25,7
25,0	28,0	26,6	24,1	25,2	25,8
25,5	28,3	26,6	24,2	25,4	26,2
26,0	29,1	27,0	24,5	25,7	26,4
26,8	29,6	27,0	24,8	25,9	26,5
28,0	30,5	27,2	24,9	26,0	26,6
28,6	31,0	27,7	25,3	26,4	26,9
29,4	31,6	27,8	25,7	26,8	27,1
5,1	4,7	1,9	1,9	2,3	2,0



Obrázek 15: Snímky z termokamery v 1 cm pod povrchem při kontinuálním režimu a frekvenci 3 MHz

V Tabulce 11 jsou výsledné rozdíly všech teplot u hloubkového měření pro porovnání.

Tabulka 11: Sumace výsledků hloubkového měření

Hloubkové zahřívání při frekvenci 3 MHz (rozdíly teplot ve °C, doba působení UZ 10 min., měřeno po 1 min)				
Režim/Hloubka v cm	10 % ze 100 Hz	20 % ze 100 Hz	50 % ze 100 Hz	kontinuální
1	0,8	0,8	2,5 P	5,1 P
2	0	0,5	1,4 P	4,7 P
3	0	0	1,2 P	1,9 P
4	0,3	0,5	-0,4 P	1,9 P
5	0,5	0	0,5 P	2,3 P
6	1	0,2	0,2	2 P

3. 4. 3 Zahřívání modelu s kostí

Cílem bylo zjistit, zda a v jaké míře se objekt zahřívá na rozhraní agaru a kosti (vzhledem k rozdílné rychlosti šíření vlnění se v tomto místě mění mechanická energie na tepelnou). Měření teploty probíhalo v místě, kde kost vstupovala do agaru (viz příložený Obrázek 16). Ultrazvuková hlavice byla umístěna přesně nad místo, kde se snímala teplota modelu. Frekvence byly 1 a 3 MHz a byly použity všechny čtyři režimy léčebného přístroje. Teplota modelu byla vždy velmi blízká teplotě v laboratoři a ta byla 25 °C. Na rehabilitačním oddělení KNL probíhalo měření na přístroji BTL 4000 SMART a zde byla teplota okolo 21 °C.



Obrázek 16: Model tkáně s kostí (autor)

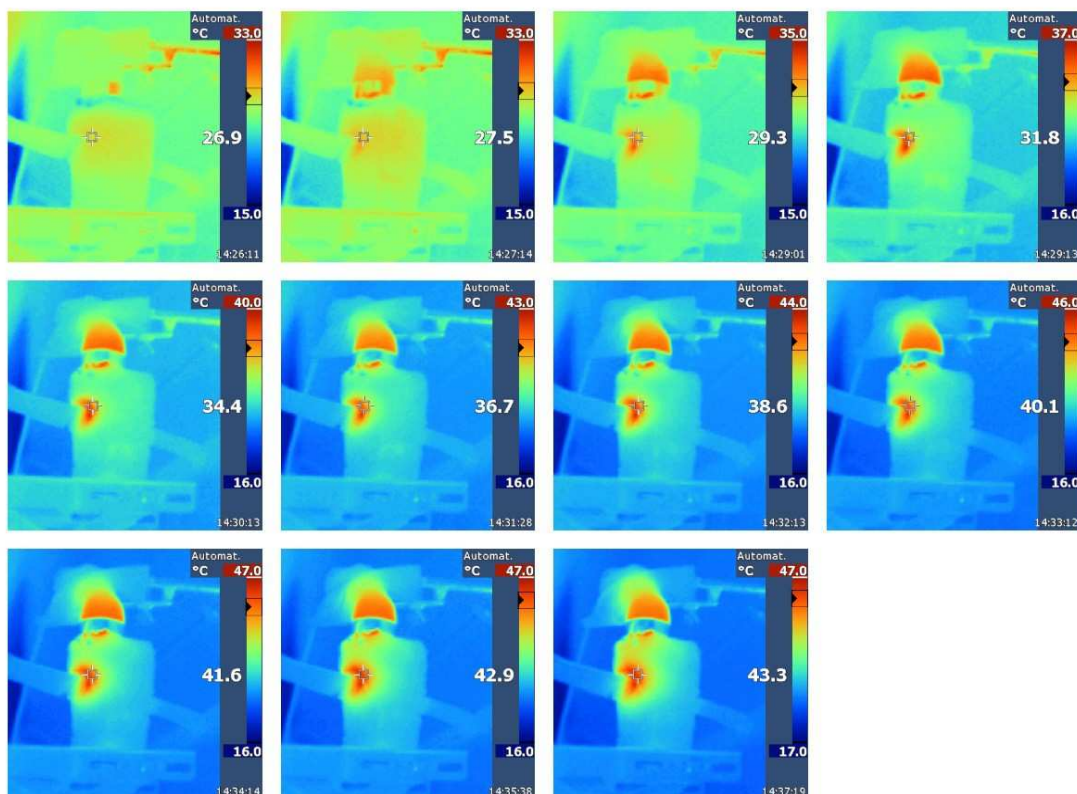
Měření 2,5 cm pod povrchem při frekvenci 1 MHz

Při amplitudě 1 MHz probíhala celkem čtyři měření pro všechny čtyři režimy působení. Při pulzním režimu 10 % ze 100 Hz (tj. doba pulzu 1 ms a 9 ms pauza) se teplota zvedla jen o 1,0 °C. Při režimu působení 20 % ze 100 Hz to již bylo o 1,9 °C. Vyšší rozdíl teplot se projevil u režimu 50 % ze 100 Hz. Zde se teplota zvedla o 7,7 °C. Ovšem při kontinuálním režimu se teplota zvedla rapidně a to o 16,4 °C. Sonda se přehřála po osmi minutách a celkem pětkrát. Všechny naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 12. Během aplikace kontinuálního režimu se teplota zvedla o 16,4 °C.

Na Obrázku 17 lze vidět, jak se tkáň u kosti postupně zahřívá při působení kontinuálního ultrazvuku.

Tabulka 12: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (2,5 cm pod povrchem) při frekvenci 1 MHz

Zahřívání s kostí 2,5 cm pod povrchem, frekvence 1 MHz			
Pulzní režim 10 % ze 100 Hz	Pulzní režim 20 % ze 100 Hz	Pulzní režim 50 % ze 100 Hz	Kontinuální režim
25,7	24,9	25,9	26,9
25,8	24,9	26,4	27,5
25,7	25,0	26,8	29,3
26,0	25,0	27,7	31,8
26,2	25,3	28,8	34,4
26,0	25,5	29,8	36,7
26,3	25,8	30,7	38,6
26,4	26,3	31,3	40,1
26,5	26,6	31,9	41,6
26,2	26,9	32,5	42,9
26,7	26,8	33,6	43,3
1,0	1,9	7,7	16,4



Obrázek 17: Snímky z termokamery modelu s kostí (2,5 cm pod povrchem) při frekvenci 1MHz a kontinuálním režimu

Měření 2,5 cm pod povrchem při frekvenci 3 MHz

Při amplitudě 3 MHz bylo zahřívání měřeno pouze v pulzních režimech. Při kontinuálním režimu při této amplitudě by bylo přehřívání tak časté, že by výsledky nebyly věrohodné a měření by nebylo možné dokončit. Při pulzním režimu 10 % ze 100 Hz se teplota u kosti zvedla o 1,1 °C, při režimu 20 % ze 100 Hz o 3,0 °C a při režimu 50 % ze 100 Hz dokonce o 5,6 °C. V příložené Tabulce 13 lze vidět všechny naměřené hodnoty během tohoto měření. .

Tabulka 13: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (2,5 cm pod povrchem) při frekvenci 3 MHz

Zahřívání s kostí 2,5 cm pod povrchem, frekvence 3 MHz		
Pulzní režim 10 % ze 100 Hz	Pulzní režim 20 % ze 100 Hz	Pulzní režim 50 % ze 100 Hz
26,3	26,1	26,6
26,2	26,2	26,8
26,4	26,7	27,5
26,6	27,0	27,9
26,5	27,4	28,6
26,8	27,6	29,2
26,9	28,1	29,6
26,9	28,4	30,6
27,1	28,4	31,2
27,3	29,0	31,8
27,4	29,1	32,2
1,1	3,0	5,6

V tabulce 14 jsou výsledné rozdíly teplot obou měření pro porovnání.

Tabulka 14: Sumace výsledků měření na modelu s kostí 2,5 cm pod povrchem

Hlubkové zahřívání s kostí (2,5 cm pod povrchem, rozdíly teplot ve °C, doba působení UZ 10 min., měřeno po 1 min.)				
Režim/frekv.	10% ze 100 Hz	20% ze 100 Hz	50% ze 100 Hz	kontinuální
1 MHz	1,0	1,9	7,7	16,4 P
3 MHz	1,1	3,0	5,6	XXX

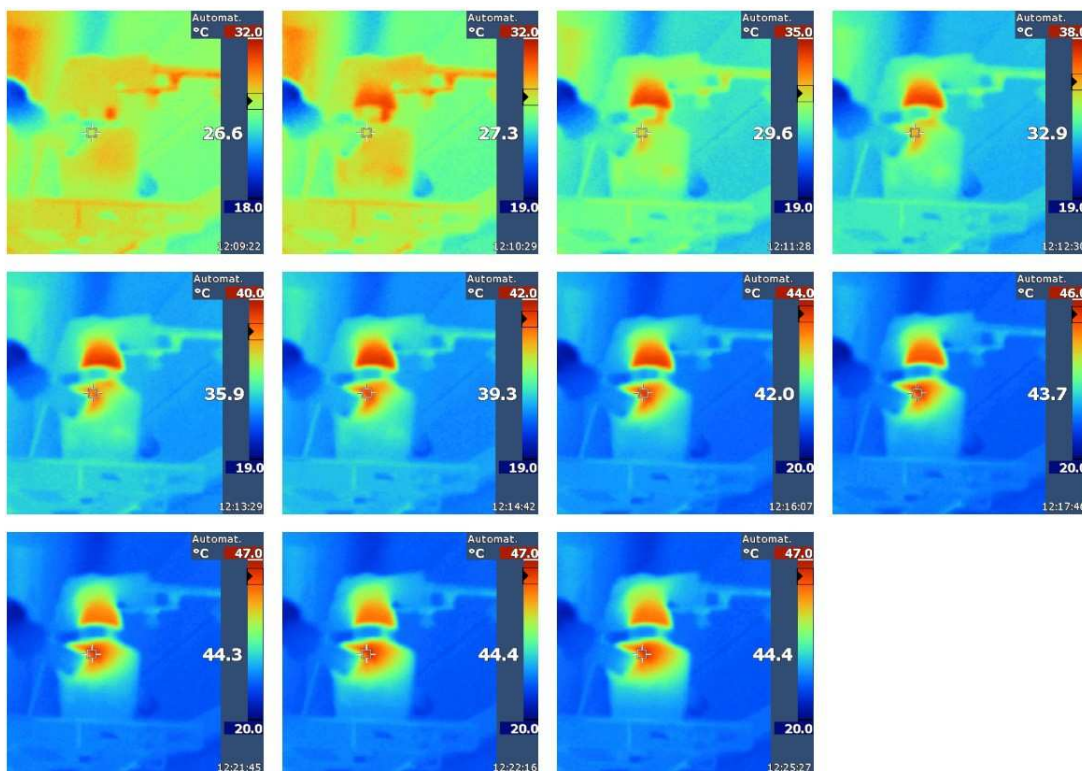
Měření 1,5 cm pod povrchem při frekvenci 1 MHz

Další měření s kostí probíhalo po seříznutí modelu shora o 1 cm. Vzdálenost hlavice a snímaného místa tedy byla 1,5 cm. Všechny ostatní parametry byly zachovány.

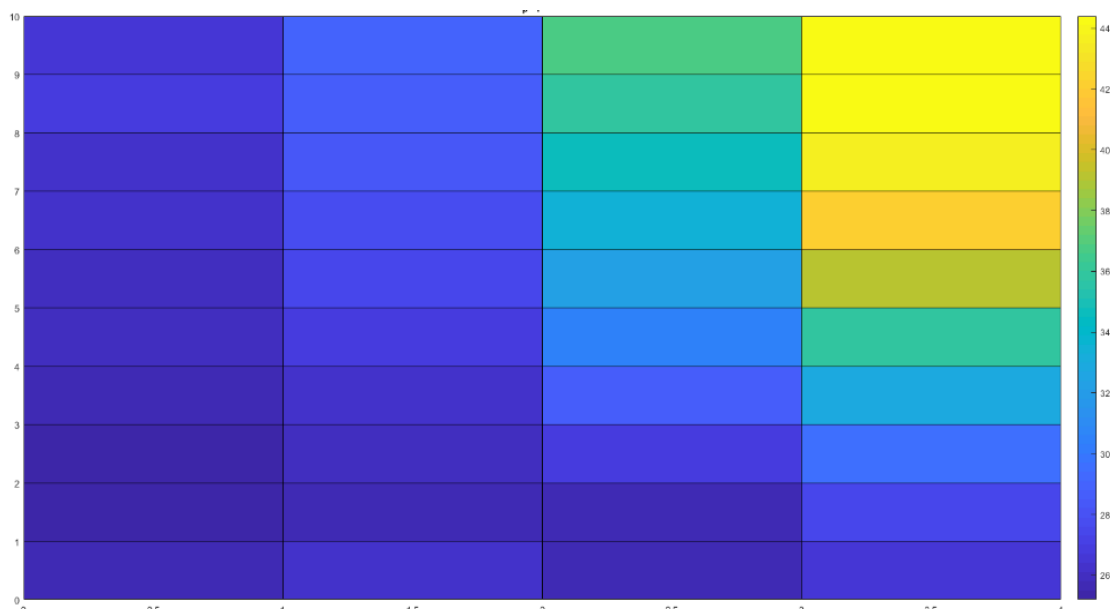
Při pulzním režimu 10 % ze 100 Hz se teplota zvýšila o 1,2 °C. Při režimu 20 % ze 100 Hz to bylo již více a to 3,0 °C. Při dalším režimu 50 % ze 100 Hz už bylo zvýšení veliké a to 12,2 °C. Při kontinuálním režimu bylo zvýšení teploty největší a to 17,8 °C. V tomto režimu se hlavice začala přehřívat po pěti minutách, ale měření bylo možné dokončit. V Tabulce 15 jsou výsledky všech měření v tomto nastavení. Na Obrázku 18 vidíme snímky z termokamery při působení kontinuálního ultrazvuku. Zahřátí tkáně u kosti je patrné již v druhé minutě měření. Na Obrázku 19 je znázorněna teplotní mapa při měření na modelu s kostí při těchto parametrech a všech čtyřech režimech. Vodorovná osa značí režim měření (tedy zleva 10, 20, 50 % ze 100 Hz a kontinuální režim. Svislá osa zaznamenává každé měření (po jedné minutě, celkem 10 minut). Napravo od mapy je teplotní stupnice.

Tabulka 15: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (1,5 cm pod povrchem) při 1 MHz

Zahřívání s kostí 1,5 cm pod povrchem, frekvence 1 MHz			
Pulzní režim 10 % ze 100 Hz	Pulzní režim 20 % ze 100 Hz	Pulzní režim 50 % ze 100 Hz	Kontinuální režim
25,7	26,3	25,5	26,6
25,2	25,6	25,7	27,3
25,3	25,9	26,9	29,6
25,7	26,3	28,7	32,9
25,8	26,8	30,3	35,9
25,9	27,4	32,1	39,3
26,2	27,8	33,4	42,0
26,3	28,3	34,6	43,7
26,7	28,5	35,9	44,3
26,6	28,8	36,7	44,4
26,9	29,3	37,7	44,4
1,2	3,0	12,2	17,8



Obrázek 18: Snímky z termokamery modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem, při frekvenci 1 MHz a kontinuálním režimu



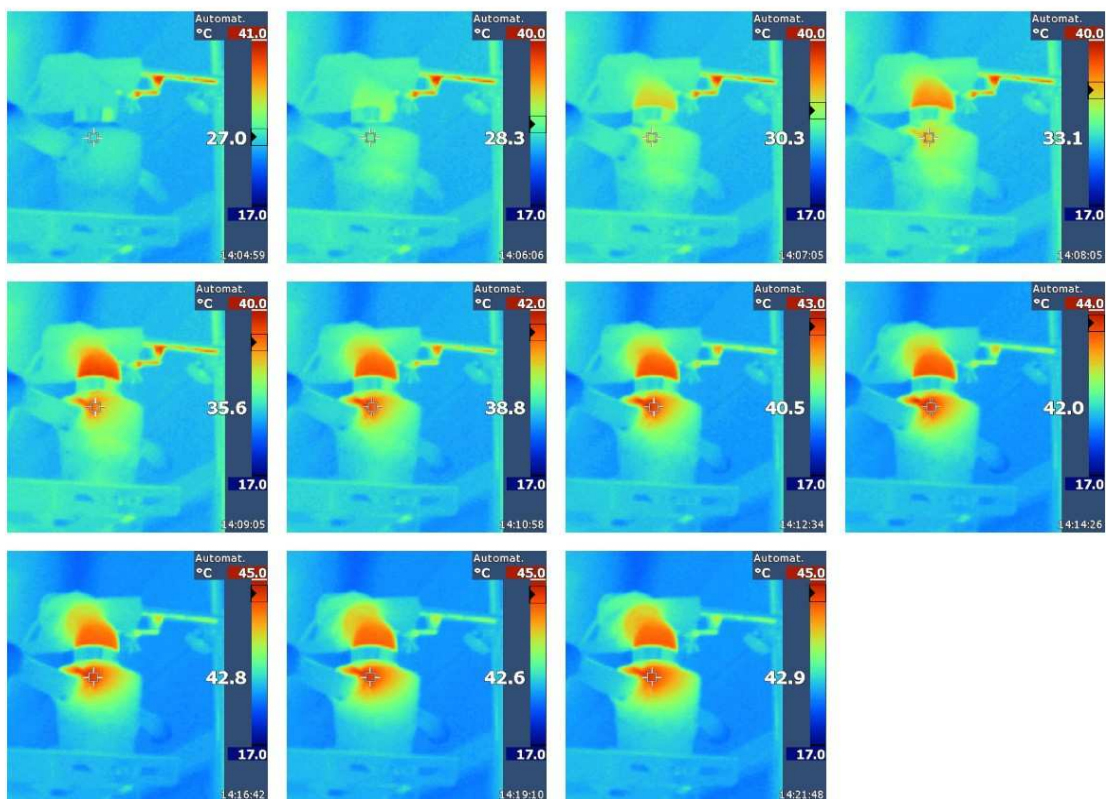
Obrázek 19: Teplotní mapa pro měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem při frekvenci 1 MHz a všech čtyřech režimech

Měření 1,5 cm pod povrchem při frekvenci 3 MHz

Kromě zvýšení amplitudy zůstala všechna nastavení během měření stejná. Při pulzním režimu 10 % ze 100 Hz byla teplota zvýšena o 1,3 °C, při 20 % ze 100 Hz o 4,0 °C. Při režimu 50 % ze 100 Hz bylo zvýšení teploty již znatelnější a to o 9,8 °C. Opět byl největší rozdíl v teplotách při kontinuálním režimu a to o 15,9 °C. Přehřátí hlavice se objevilo již po čtyřech minutách. Všechny zaznamenané výsledky lze vidět v Tabulce 16. Na Obrázku 20 je vidět, jak teplo prostupuje modelem při kontinuálním režimu.

Tabulka 16: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (1,5 cm pod povrchem) při frekvenci 3 MHz

Zahřívání s kostí 1,5 cm pod povrchem, frekvence 3 MHz			
Pulzní režim 10 % ze 100 Hz	Pulzní režim 20 % ze 100 Hz	Pulzní režim 50 % ze 100 Hz	Kontinuální režim
26,8	25,3	25,8	27
27,0	25,6	26,0	28,3
27,2	25,8	26,5	30,3
27,6	26,3	27,7	33,1
27,4	26,6	29,0	35,6
27,6	27,1	30,5	38,8
27,8	27,7	31,6	40,5
27,9	28,0	32,6	42,0
28,1	28,3	33,6	42,8
27,9	28,6	34,5	42,6
28,1	29,3	35,6	42,9
1,3	4,0	9,8	15,9



Obrázek 20: Snímky z termokamery modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem, při frekvenci 3 MHz a kontinuálním režimu

Všechny výsledné rozdíly teplot měřené 1,5 cm pod povrchem lze vidět v Tabulce 17.

Tabulka 17: Sumace výsledků měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem

Hlubkové zahřívání s kostí (1,5 cm pod povrchem, rozdíly teplot ve °C, doba působení UZ 10 min., měřeno po 1 min.)				
Režim/frekv.	10% ze 100 Hz	20% ze 100 Hz	50% ze 100 Hz	kontinuální
1 MHz	1,2	3,0	12,2	17,8 P
3 MHz	1,3	4,0	9,8	15,9 P

3. 4. 4 Porovnávání výsledků přístroje Intelect Mobile ultrazvuk a BTL 4000 SMART

Aby mohly být výsledky porovnatelné, provedli jsme některá předchozí měření také na ultrazvukovém terapeutickém přístroji BTL 4000 SMART. Tento přístroj ovšem při kontinuálním režimu nedovoluje nastavení vyšší intenzity než 2 W/cm². Kvůli tomu jsme museli na prvním použitém přístroji (Intelect Mobile ultrazvuk) naměřit teploty při stejných parametrech, tedy zvolit nižší intenzitu než u předchozích měření.

Hodnoty zvýšení teplot jsme porovnávali při povrchovém měření a při měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem. V Tabulce 18 jsou výsledky měření pro oba přístroje při povrchovém měření. V Tabulce 19 vidíme výsledky měření při aplikaci ultrazvuku na model s kostí 1,5 pod povrchem modelu.

Tabulka 18: Porovnání rozdílů teplot u obou přístrojů při povrchovém měření

Přístroj/ nastavené hodn.	BTL 4000 SMART	Intelect Mobile ultrazvuk
1 MHz, 50 % ze 100 Hz, 2,5 W/cm ²	5,8	10,3
1 MHz, kont. rež., 2 W/cm ²	8,1	9,7

Tabulka 19: Porovnání rozdílů teplot u obou přístrojů při měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem

Přístroj/nastavené hodn.	BTL 4000 SMART	Intelect Mobile ultrazvuk
1 MHz, 50 % ze 100 Hz, 2,5 W/cm ²	5,1	12,2
1 MHz, kont. rež., 2 W/cm ²	8,4	9,3
3 MHz, 50 % ze 100 Hz, 2,5 W/cm ²	7,2	9,8
3 MHz, kont. rež., 2 W/cm ²	7,5	9,4

4 Diskuze

Jak již bylo řečeno výše, zastavení působení ultrazvuku a chlazení je ochranou pouze přístroje a nikoliv pacienta. Z tohoto důvodu je možné, že tkáň bude mít při nižší frekvenci vyšší teplotu. V našem případě se jednalo o aplikaci na modelu tkáně s kostí, kde po seřiznutí byla kost 1,5 cm pod povrchem. Při nastavených hodnotách (intenzita 2,5 W/cm², 1 MHz, kontinuální režim, 10ti minutová aplikace) bylo zvýšení teploty v místě zaměření termokamery 17,8 °C. Počáteční teplota byla 26,6 °C a koncová 44,4 °C (viz Tabulka 15). Ovšem při stejných parametrech, kde se lišila pouze frekvence, která byla 3 MHz, bylo zvýšení teploty ve stejném místě měření 15,9 °C. Počáteční teplota činila 27,0 °C a konečná 42,9 °C (viz Tabulka 16). Nelze tedy spoléhat na to, že nižší hodnoty (intenzita a frekvence) zaručeně znamenají nižší zahřátí tkáně.

Při měřeních, kde se hlavice velmi často přehřívala, mohou být výsledky ovlivněny přirozeným ochlazováním modelu tkáně během doby nepůsobení ultrazvuku. Nelze to ovšem brát stoprocentně jako negativní faktor, jelikož v praxi se přístroj též musí při přehřátí zastavit nebo alespoň snížit dobu působení a teplota v tkáni také klesne.

Čím dále je tkáň od hlavice, tím by teplota tkáně měla být menší. Naše hloubkové měření to ale stoprocentně neprokázalo. Největší rozdíl v teplotách byl většinou mezi prvním a druhým centimetrem. Z toho lze usoudit, že největší zahřátí probíhá do prvního centimetru hloubky a pak hodnota zahřátí výrazně klesá. Během našeho měření se změna teploty projevovala pouze do šesti centimetrů hloubky. Ve větší hloubce již tkáň nebyla teplotou ovlivněna a proto zde nejsou výsledky z větší vzdálenosti od hlavice.

Co se týče rozdílu teplot v závislosti na režimech, tak velmi podobné výsledky byly zaznamenány při pulzním režimu 10 % a 20 % ze 100 Hz při všech měřeních. Znatelnější rozdíl už byl při režimu 50 % ze 100 Hz. Ovšem enormní zvýšení teploty bylo zaznamenáno při kontinuálním režimu a to až o 17,8 °C. To je prokázání toho, proč se v praxi kombinace statické metody a kontinuálního režimu téměř nepoužívá a pokud ano, tak musí být intenzita velmi nízká.

Rozdílná frekvence (1 MHz nebo 3 MHz) neměla až takový vliv, jelikož ta rozhoduje spíše o hloubce působení ultrazvuku. Znatelné jsou však rozdíly při různých intenzitách, jelikož se mění i výkon. Rozdíl v teplotách při intenzitách 2 a 2,5 W/cm²

byl až 9,4 °C.

Podobných výsledků bylo dosaženo i během odborné studie viz zdroj (11). Cílem studie bylo zhodnotit tepelné a mechanické účinky. Zde byl použit model napodobující kloub. Obsahoval materiál podobný svalu a dvě kosti. První byla hluboko uložená a sledována během aplikace s 1 MHz. Druhá byla povrchová a sledována při aplikaci s 3 MHz. Použity byly pulzní režimy i režim kontinuální. Ultrazvuková sonda byla statická nebo dynamická. Při aplikaci kontinuálního režimu se teplota zvedla až o 17 °C a to před, i za kostí. Během studie nebyly zaznamenány velké rozdíly v mechanickém účinku během všech nastavení. (11).

Z výsledků porovnání obou přístrojů vyplývá, že při použití přístroje Intellect Mobile se vždy model tkáně zahřál o něco více. To může být způsobeno méně vhodným provedením (či softwarovým vybavením) nebo odlišným chováním přístroje v případě přehřátí. Zatímco přístroj Intellect Mobile při přehřátí vypne generaci ultrazvuku (což se stávalo při měřeních velmi často), přístroj BTL 4000 SMART pouze sníží procentuální dobu působení ze zvolené frekvence. Teplota při přehřátí u obou přístrojů se liší pouze o 0,3 °C.

5 Návrh a doporučení pro praxi

Během měření se prokázalo, že ultrazvuk opravdu nelze aplikovat na kostní výčnělky, kde je kost těsně pod kůží.

Rovněž lze podle získaných výsledků doporučit, aby nebyla používána statická metoda společně s nastavením vyšší intenzity při kontinuálním režimu. Již je v praxi obecně zažito, že při ozvučování malé plochy (a tím i použití statické metody) není vhodné aplikovat ultrazvuk v kontinuálním režimu, nebo s příliš vysokou intenzitou. Naopak při dynamické metodě má tkáň větší možnost se ochlazovat, a tudíž lze použít vyšší intenzitu i kontinuální provoz. Vždy je samozřejmě nejlepší nalézt kompromis mezi efektivností a bezpečností pro pacienta.

Naše měření bylo kvantitativní, proměřili jsme teplotu při několika parametrech a podmínkách. Příští práce by mohla obsahovat více měření pro jedno nastavení (tam, kde byl výrazný rozdíl v teplotách a v praxi by hrozilo poškození tkáně), aby byly námi naměřené výsledky ověřeny. Jako další námět pro výzkumná měření bychom navrhovaly měření zahřívání na modelu s kovem, který složením odpovídá kovovým implantátům. Měřením by se dalo zjistit, jak daleko od kovového implantátu (či kardiostimulátoru nebo pacemakeru) lze ještě použít terapeutický ultrazvuk, a v jaké vzdálenosti je to už nebezpečné. Podobné měření by se dalo uskutečnit na modelu se vzduchovou bublinou, který by simuloval plíce naplněné vzduchem. Všechna měření by bylo vhodné provést jak statickou, tak dynamickou nebo i subakvální metodou, jelikož v praxi se používá všech třech metod.

6 Závěr

V práci byly představeny všechny fyzikální principy fungování ultrazvuku. Shrnuli jsme metody, kde se používá terapeutického ultrazvuku, sepsali jsme jejich výhody a nevýhody do přehledné tabulky. Při sepisování těchto informací jsme vycházeli z odborných studií a odborné literatury. Okrajově jsme se věnovali i potenciálním novým metodám.

Součástí seznámení se s konkrétními přístroji bylo i prostudování uživatelských příruček, servisních manuálů a provádění měření na těchto přístrojích. Předpokladem měření bylo, že se tkáň při působení ultrazvukových vln bude zahřívat. To se potvrdilo. Cílem měření zahřívání modelu tkáně termokamerou jsme ověřovali, zda se tkáň zahřívá, o kolik stupňů a do jaké hloubky. Zvolených parametrů bylo mnoho a odpovídaly parametrům běžně používaným v praxi. Nejvyšší rozdíl naměřených teplot byl 17,8 °C (viz Tabulka 17). Zjistili jsme, že tepelné působení se tolik neprojevuje do hloubky (nejvíce do jednoho centimetru). U všech měření byl největší rozdíl teplot zaznamenán při kontinuálním režimu, kde ultrazvuk působí nepřetržitě. Model s kostí se více zahříval, pokud byla sonda umístěna blíže ke kosti (měření s kostí 1,5 a 2,5 cm pod povrchem/sondou). Během měření byly použity dvě frekvence, a to 1 MHz a 3 MHz. Vyšší zahřátí se projevilo u frekvence nižší. To mohlo být způsobeno přirozeným ochlazováním modelu během zastavování působení ultrazvuku při přehřátí hlavice. Výsledné hodnoty mohly být ovlivněny použitým typem přístroje. Přístroj Intellect Mobile ultrazvuk, jenž na TUL slouží ke studijním účelům, způsoboval větší ohřívání modelu tkáně, než přístroj BTL 4000 SMART (viz Tabulky 18 a 19). Ten je v každodenním provozu na rehabilitačním oddělení KNL.

Teplota modelu vždy přibližně odpovídala okolní teplotě. Pokud bychom model tkáně vytemperovali na tělesnou teplotu člověka (tj. 36 - 37 °C), model by se přirozeně ochlazoval na okolní teplotu a výsledky měření by byly zkresleny.

Seznam použité literatury

- (1) EVŽEN, Čech. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Praha: Avicenum, 1982. ISBN 08-085-82
- (2) BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2005. ISBN 80-246-1009-4
- (3) PODĚBRADSKÝ, Jiří, Radana PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2899-5
- (4) CAPKO, Ján. [PŘELOŽENO ZE SLOVENŠTINY]. *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada, 1998. ISBN 80-7169-341-3
- (5) *Intelect Mobile, Uživatelská příručka*, Model 2776, Intelect Mobile Ultrazvuk, Chattanooga Group
- (6) ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7
- (7) BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5
- (8) GUIRRO, Elaine Caldeira de Oliveira, Dejanira de Franceschi de ANGELIS, Natanael Teixeira Alves de SOUSA et al. *Combination of therapeutic ultrasound with antibiotics interfere with the growth of bacterial culture that colonizes skin ulcers: An in-vitro study*. DOI: 10.1016/j.ultsonch.2016.03.024. ISBN 10.1016/j.ultsonch.2016.03.024
- (9) LIN, Jaiinn-Jim, Shao-Hsuan HSIA, Huei-Shyong WANG et al. *Transcranial Doppler ultrasound in therapeutic hypothermia for children after resuscitation: An in-vitro study*. Resuscitation. 2015, 89, 182-187. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2015.01.029.
- (10) MILLER, Douglas L., Nadine B. SMITH a Michael R. BAILEY. *Overview of Therapeutic Ultrasound Applications and Safety Considerations*. J Ultrasound Med. ISSN 0278-4297, 2012, 31(4), 623634
- (11) LIOCE, Elisa Edi Anna Nadia [aj.]. *Therapeutic Ultrasound in Physical Medicine and Rehabilitation: Characterization and Assessment of Its Physical Effects on Joint Mimicking Phantoms*. In: Ultrasound in Medicine. 2014, vol. 40, issue 11, s. 2743-2748. ISSN 0301-5629. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.07.004

- (12) YEĞİN, Tuğba, Lale ALTAN a Meliha KASAPOĞLU AKSOY. *The Effect of Therapeutic Ultrasound on Pain and Physical Function in Patients with Knee Osteoarthritis*. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2017, 43(1), 187-194. ISSN 03015629. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2016.08.035
- (13) CABALLERO, J.M., P. BORRAT, M. PARAIRA, L. MARTÍ a J. RISTOL. *Extracorporeal high-intensity focused ultrasound: Therapeutic alternative for renal tumors*. *Actas Urológicas Españolas (English Edition)*. 2010, 34(5), 403-411. ISSN 21735786. DOI: 10.1016/S2173-5786(10)70096-2
- (14) KASHCOOLI, Meisam, Mohammad Reza SALIMPOUR a Ebrahim SHIRANI. *Heat transfer analysis of skin during thermal therapy using thermal wave equation*. *Journal of Thermal Biology*. 2017, 64, 7-18 [cit. 2018-03-27]. ISSN 03064565. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2016.12.007s
- (15) *Fluke TiS10, TiS20, TiS40, TiS45, TiS50, TiS55, TiS60, TiS65 Performance Series Thermal Imagers*, Uživatelská příručka, Fluke Corporation, 2015
- (16) *BTL – 4000 SMART, BTL – 4000 PREMIUM, Uživatelská příručka*, BTL Zdravotnická technika, a.s.
- (17) *Intelect Mobile, Service Manual, Model 2782*, Intelect Mobile Ultrazvuk, Chattanooga Group
- (18) *Periodická bezpečnostně technická kontrola zdravotnických prostředků* [online]. , 1 [cit. 2018-04-22]. Dostupné z: <https://elektrika.cz/data/clanky/periodicka-bezpecnostne-technicka-kontrola-zdravotnickych-prostredku>

Seznam tabulek

Tabulka 1: Činitel absorpce pro důležitá prostředí (1).....	9
Tabulka 2: Hloubka průniku, kde je intenzita poloviční (2).....	10
Tabulka 3: Prahové hodnoty tvorby kavitace při daném kmitočtu (1).....	16
Tabulka 4: Intenzita ultrazvuku pro konkrétní lékařské využití (1).....	16
Tabulka 5: Výsledky měření po jedné minutě při povrchovém zahřívání, frekvenci 3 MHz a kontinuálním režimu.....	43
Tabulka 6: Rozdíly teplot všech režimů při povrchovém zahřívání.....	43
Tabulka 7: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a pulzním režimu 10 % ze 100 Hz.	45
Tabulka 8: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a pulzním režimu 20 % ze 100 Hz.	46
Tabulka 9: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a pulzním režimu 50 % ze 100 Hz.	47
Tabulka 10: Naměřené teploty při frekvenci 3 MHz a kontinuálním režimu.....	49
Tabulka 11: Sumace výsledků hloubkového měření.....	50
Tabulka 12: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (2,5 cm pod povrchem) při frekvenci 1 MHz.....	52
Tabulka 13: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (2,5 cm pod povrchem) při frekvenci 3 MHz.....	54
Tabulka 14: Sumace výsledků měření na modelu s kostí 2,5 cm pod povrchem.....	54
Tabulka 15: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (1,5 cm pod povrchem) při 1 MHz.	55
Tabulka 16: Naměřené hodnoty na modelu s kostí (1,5 cm pod povrchem) při frekvenci 3 MHz.....	57
Tabulka 17: Sumace výsledků měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem.....	58
Tabulka 18: Porovnání rozdílů teplot u obou přístrojů při povrchovém měření.....	59
Tabulka 19: Porovnání rozdílů teplot u obou přístrojů při měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem.....	69
Tabulka 20: Výhody a nevýhody všech popsaných terapeutických ultrazvukových metod.....	(Přílohy)
Tabulka 21: Přednastavené hodnoty přístroje BTL 4000 SMART.....	(Přílohy)

Seznam obrázků

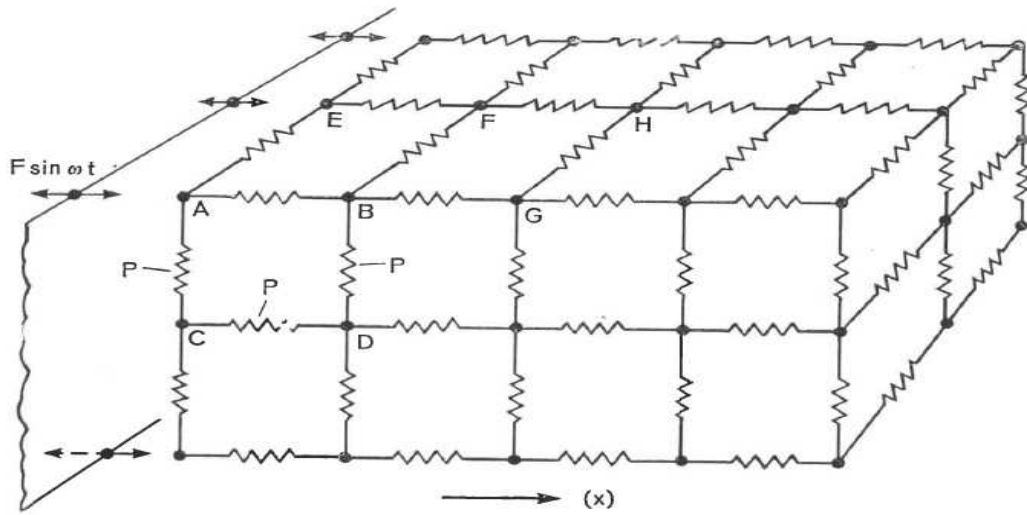
Obrázek 1: Model kmitajících částic (1, str. 32).....	(Přílohy)
Obrázek 2: Kmity jedné částice prostředí (1, str. 32).....	(Přílohy)
Obrázek 3: Vybrané druhy vlnění (1, str. 35).....	(Přílohy)
Obrázek 4: Odraz paprsků (1, str. 45).....	(Přílohy)
Obrázek 5: Výbrus pro ultrazvukové měniče (1, str. 48).....	(Přílohy)
Obrázek 6: Vyzařovací plocha pro terapeutické účely (1, str. 48).....	(Přílohy)
Obrázek 7: Měnič pro terapeutický ultrazvuk (1, str. 55).....	(Přílohy)
Obrázek 8: Podélný řez ultrazvukovým paprskem (7, str. 356).....	(Přílohy)
Obrázek 9: Tepelný reliéf na rozhraní tkání (1, str. 397).....	(Přílohy)
Obrázek 10: Fotografie pořízená během měření (autor).....	51
Obrázek 11: Snímky z termokamery v 1 cm pod povrchem při režimu 20 % ze 100 Hz a frekvenci 3 MHz.....	56
Obrázek 12: Teplotní mapa pro hloubkové zahřívání při režimu 20 % ze 100 Hz.....	56
Obrázek 13: Snímky z termokamery v 1 cm pod povrchem při režimu 50% ze 100 Hz a frekvenci 3 Mhz.....	58
Obrázek 14: Teplotní mapa pro hloubkové zahřívání při režimu 50 % ze 100 Hz.....	58
Obrázek 15: Snímky z termokamery v 1 cm pod povrchem při kontinuálním režimu a frekvenci 3 Mhz.....	60
Obrázek 16: Model tkáně s kostí (autor).....	61
Obrázek 17: Snímky z termokamery modelu s kostí (2,5 cm pod povrchem) při frekvenci 1MHz a kontinuálním režimu.....	63
Obrázek 18: Snímky z termokamery modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem, při frekvenci 1 MHz a kontinuálním režimu.....	66
Obrázek 19: Teplotní mapa pro měření na modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem při frekvenci 1 MHz a všech čtyřech režimech.....	66
Obrázek 20: Snímky z termokamery modelu s kostí 1,5 cm pod povrchem, při frekvenci 3 MHz a kontinuálním režimu.....	68

Seznam příloh

- Příloha 1: Schéma modelu kmitajících částic
- Příloha 2: Schéma kmitů jedné částice prostředí
- Příloha 3: Vyobrazení důležitých druhů vlnění
- Příloha 4: Zobrazení odrazu paprsků ultrazvuku od vyduté stěny
- Příloha 5: (citace textu a popis obrázků)
- Příloha 6: Měníč terapeutického ultrazvuku s popiskem všech částí
- Příloha 7: Řez ultrazvukového paprsku a jeho rozdělení na blízké a vzdálené pole
- Příloha 8: Reliéf vzniku tepla na rozhraní tkání lidského těla
- Příloha 9: Tabulka srovnání všech popsaných terapeutických ultrazvukových metod
- Příloha 10: Přednastavené parametry pro konkrétní onemocnění u přístroje BTL 4000 SMART
- Příloha 11: Ukázka protokolu BTK na podobném přístroji jako BTL 4000 SMART

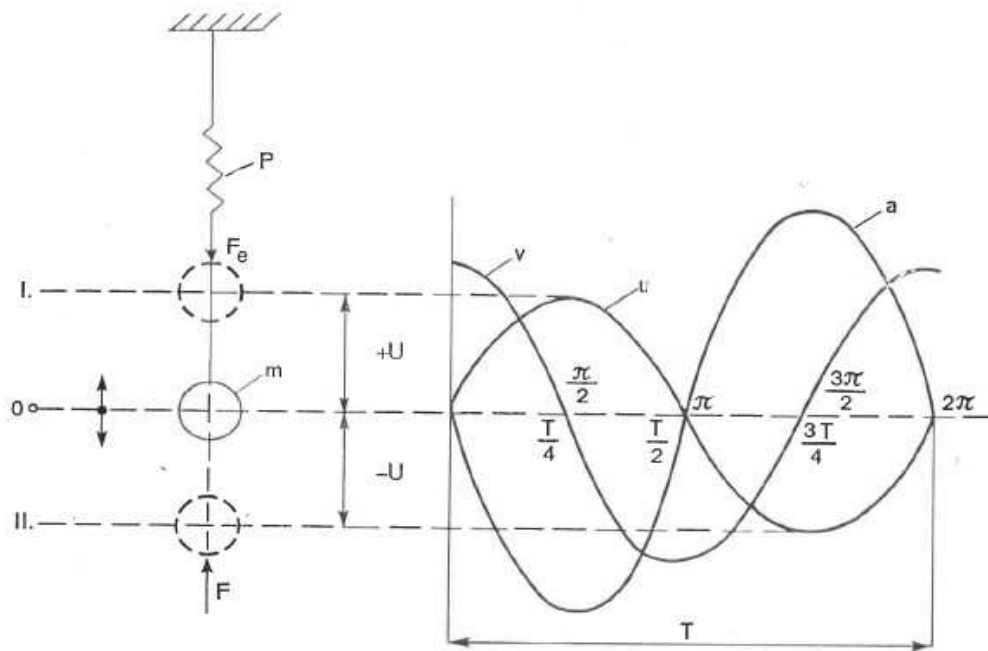
Přílohy

Příloha 1: Schéma modelu kmitajících částic



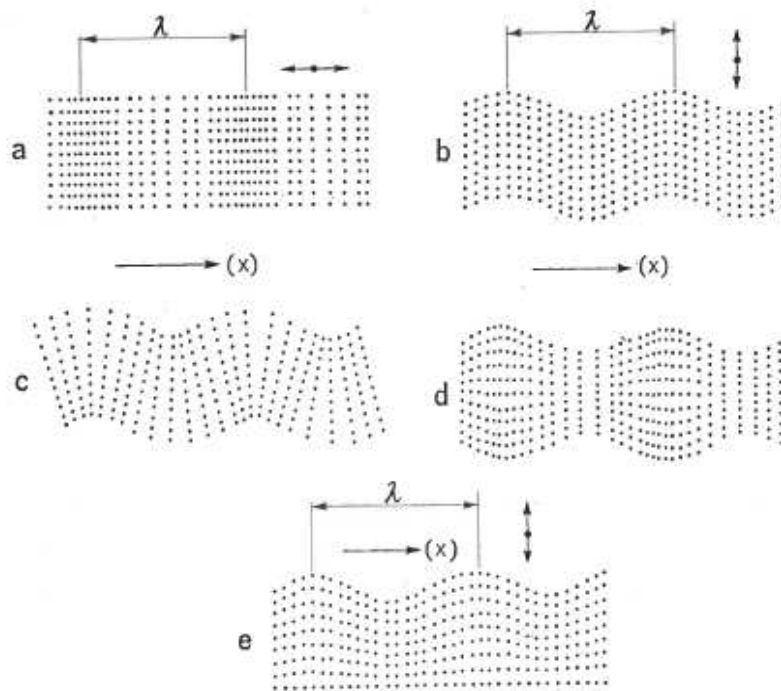
Obrázek 1: Model kmitajících částic (1, str. 32)

Příloha 2: Schéma kmitů jedné částice prostředí



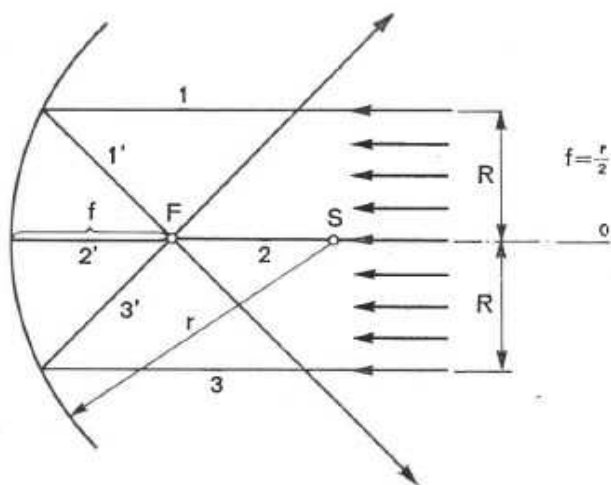
Obrázek 2: Kmity jedné částice prostředí (1, str. 32)

Příloha 3: Vyobrazení důležitých druhů vlnění



Obrázek 3: Vybrané druhy vlnění (1, str. 35)

Příloha 4: Zobrazení odrazu paprsků ultrazvuku od vyduté stěny



Obrázek 4: Odraz paprsků (1, str. 45)

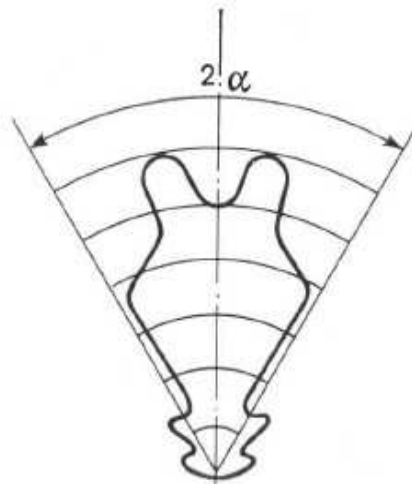
Příloha 5:

„Základním prvkem konvergentních měničů ultrazvuku je vhodně orientovaný výbrus, např. z piezoelektrického materiálu, jak ukazuje obrázku 5. Maximální intenzita ultrazvukového vlnění je přibližně v místě středu křivosti této plochy. Vyzařovací charakteristika je znázorněna na obrázku 6. Se zřetelem na tvar vyzařovací charakteristiky se konvergentní měniče hodí na fokusaci ultrazvukového vlnění pouze pro konzervativní terapeutické účely, nikoli pro chirurgické, při kterých je většinou nutno definovat prostor, kam je ultrazvuková energie fokusována.“ [1, str. 49].



a

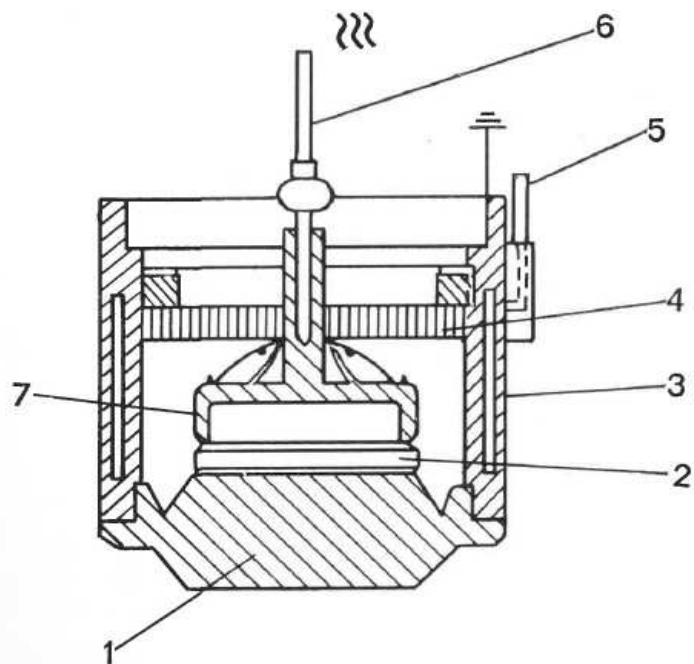
Obrázek 5: Výbrus pro ultrazvukové měniče (1, str. 48)



b

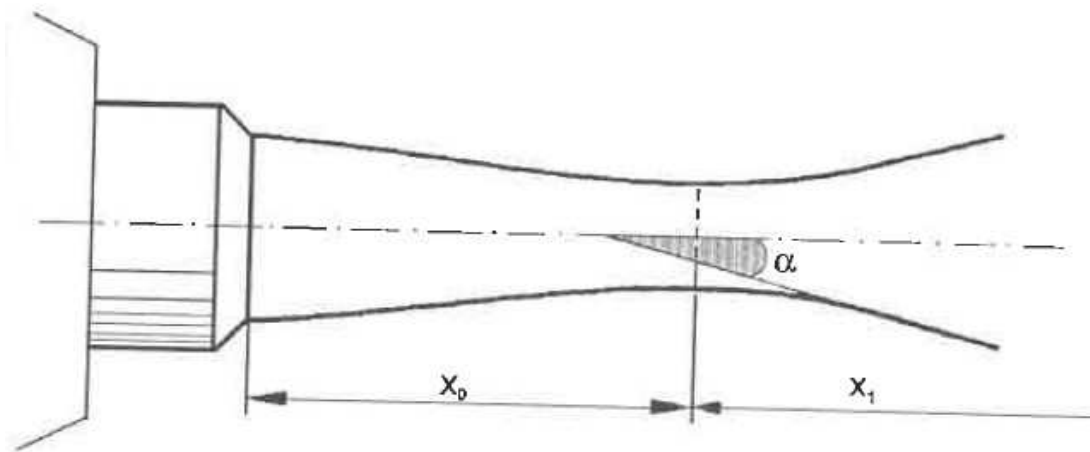
Obrázek 6: Vyzařovací plocha pro terapeutické účely (1, str. 48)

Příloha 6: Měníč terapeutického ultrazvuku s popisem všech částí



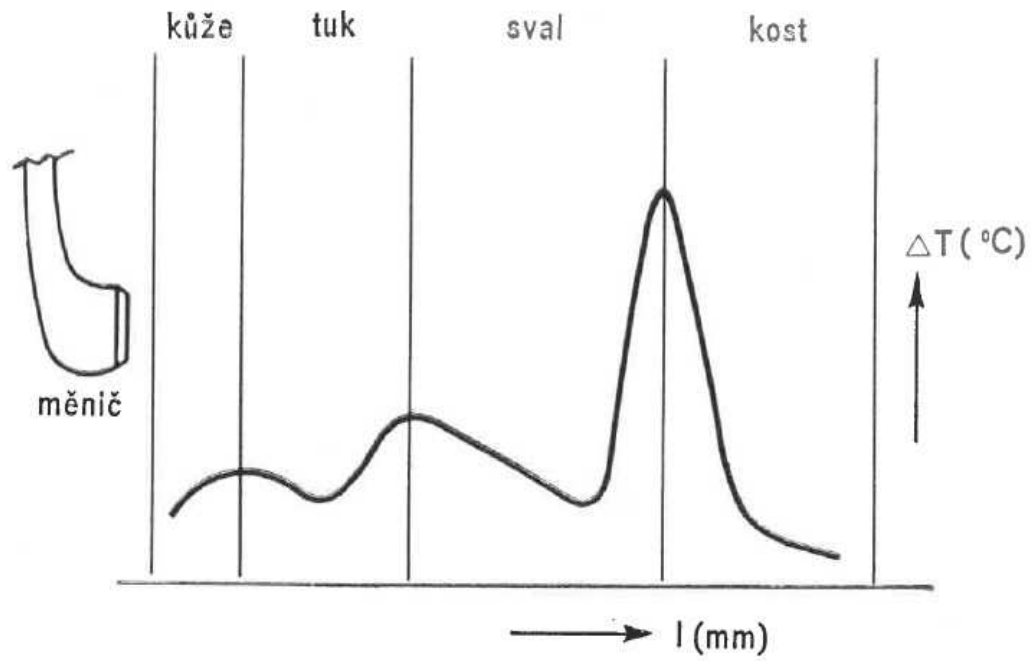
Obrázek 7: Měníč pro terapeutický ultrazvuk (1, str. 55)

Příloha 7: Řez ultrazvukového paprsku a jeho rozdělení na blízké a vzdálené pole



Obrázek 8: Podélný řez ultrazvukovým paprskem (7, str. 356)

Příloha 8: Reliéf vzniku tepla na rozhraní tkání lidského těla



Obrázek 9: Tepelný reliéf na rozhraní tkání (1, str. 397)

Příloha 9: Tabulka srovnání všech popsaných terapeutických ultrazvukových metod

Tabulka 20: Výhody a nevýhody všech popsaných terapeutických ultrazvukových metod

Metoda	Výhody	Nevýhody
Konzervativní terapie	Široká škála použití	Riziko popálení, mnoho kontraindikací
Ultrasonoforéza	Snížení prodlevy působení a dávky medikamentů	Málo rozšířená metoda
UZ + nízkofrekvenční proudy	Nejúčinnější metoda pro vyhledávání a odstranění Trigger points	Galvanické účinky, nutný rychlý postup
UZ + středofrekvenční proudy	Lepší snášenlivost než u předch. metody	Určeno spíše pro hloubkově uložené svaly
UZ + TENS	Bez galvanického účinku	Pouze analgetický účinek
Rázová vlna	Neinvazivní, extrakorporální	Riziko zánětu, snížení funkce, porušení stěny cév (a násl. hematomu) a možnost opětovné tvorby kamenů
Invazivní rázová vlna	Drcení nadměrně velikých konkrementů	Riziko krvácení, infekce, perforace, traumat
Hypertermie	Zahřátí velkého množství rakovinové tkáně	Na ústupu před HIFU (méně efektivní)
HIFU	Neinvazivní, extrakorpokální, široké využití (estetická med., ablace, koagulace, léčba rakoviny, ...)	Nutnost velmi přesného zaměření cíle, riziko krvácení, popálení, urologických a jiných komplikací
Pulzní UZ s nízkou intenzitou	Bezpečné, efektivní	Pomalá terapie, vhodné jen pro léčbu špatně se hojících zlomenin
UZ ve stomatologii	Oproti mechanické metodě vyšší rychlost, menší náročnost a menší poškození zubní skloviny	Limitace frekvence (do 60 kHz), dražší než mechanická metoda
Chirurgické nástroje	přesnost	Invazivní, riziko infekce
Ultrazvuková cévka	Urychlení nástupu účinku trombolitik, snížení dávky trombolitik oproti nitrožilnímu podání	Invazivní, nová a ne zcela prozkoumaná metoda

Příloha 10: Přednastavené parametry pro konkrétní onemocnění přístroje BTL 4000 SMART

Tabulka 21: Přednastavené hodnoty přístroje BTL 4000 SMART

Hodnoty/druh onemocnění	Doba aplikace (min.)	Inzence UZ (W/cm²)	Nosná frekvence (MHz)	Duty faktor
Bursitida - akutní	3	1,2	3	25% ze 100 Hz
Bursitida - chronická	5	1	3	100%
Artróza - akutní	4	0,8	3	25% ze 100 Hz
Artróza - chronická	5	1,2	3	50% ze 100 Hz
artritida	5	0,8	3	25% ze 100 Hz
Artritida - subakutně	5	1	1	50% ze 100 Hz
Endometritida - pozánětlivá	6	0,6	1	25% z 50 Hz
Epikondylitida - akutní	3	1,2	3	12,5% ze 100 Hz
Epikondylitida - chronická	5	1	3	50% ze 100 Hz
Epikondylitida - subakutně	4	1	1	12,5% z 50 Hz
Hematom - chronický	4	1	3	100%
Hematom - subakutní	4	1	3	25% ze 100 Hz
Kapsulitida - akutní	3	1,2	3	25% ze 100 Hz
Kapsulitida - chronická	5	1	3	100%
Svalová relaxace	5	1,4	3	100%
Syndrom karp.tunelu	4	1	1	12,5% z 50 Hz
Tendinitida - akutní	3	1	3	6,25% z 50 Hz
Tendinitida - chronická	5	1	3	100%
Natažený sval	5	0,8	3	25% ze 100 Hz

Příloha 11: Ukázka protokolu BTK na podobném přístroji jako BTL 4000 SMART

**Protokol o provedení bezpečnostní technické kontroly zdravotnického prostředku
dle §65 zákona č.268/2014 Sb. v platném znění a ČSN EN 62353 ed. 2**

Informace o zdravotnickém prostředku				
Provozovatel:				
Přístroj:				
Výrobní číslo:		Typ příložené části:	BF	
Výrobce:		Třída ochrany:	II	
Inventurní číslo:		Třída ZP:	IIb	
Zkouška:	Opakovaná	Připojení k síti:	-	
Kontrola bezpečnostních parametrů				
Měření	Naměřená hodnota	MJ	Připustná hodnota	Výsledek
Kontrola izolačních odporů				
Síťová část - přístupné vodivé části		MΩ	>= 7	
Síťová část - příložené části		MΩ	>= 70	
Kontrola unik. proudů přímou metodou				
Unikající proud přístroje tř. ochrany II		μA	<= 100	
Unikající proud příložené části BF		μA	<= 5000	
Kontrola vizuální a funkčních parametrů				
Vizuální kontrola prostředku a přísluš.				
Funkční zkouška dle prováděcího předpisu				
Poznámky, připomínky, doporučení				
Příslušenství: UZ hlavice 2675-B-05428, HFS 4476-B-01084				
Celkové posouzení				
Přístroj prošel bezpečnostně technickou kontrolou a je schopen dalšího bezpečného provozu.				
Použité měř. přístroje (název, typ, v.č.):	MD test IL2550, SN.:0120, BTL test. tool SN:V136-001, V139-018, Simulátor PH SN:7992, Fluke BPPS68 SN:1842031, QED6 SN.: 9304019, Multimetr UNI-T UT33C SN:811003494			
Podmínky měření:	Teplota 18 .. 28 °C, síťové napětí 198 až 253 V/50 Hz			
Datum provedení kontroly:				
Jiště kontrola do:				
Kontrolu provedl:				