

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

TERAPEUTICKÝ ULTRAZVUK
Diplomová práce
(Bakalářská)

Autor: Klára Světlíková
Vedoucí práce: Mgr. Josef Urban
Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Klára Světlíková

Název bakalářské práce: Terapeutický ultrazvuk ve fyzioterapii

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Josef Urban

Rok obhajoby bakalářské práce: 2016

Abstrakt: Bakalářská práce udává ucelený pohled na současné možnosti aplikace terapeutického ultrazvuku ve fyzioterapii a shrnuje nejčastěji indikované diagnózy k ultrasonoterapii. Obecná část se zabývá historií, fyzikálními základy a vlastnostmi ultrazvukového vlnění, popisuje parametry ultrazvuku vztahující se k fyzioterapii a jeho mechanismus účinku. Speciální část se věnuje základním indikacím a kontraindikacím léčebného ultrazvuku. Uvedené indikace jednotlivých diagnóz jsou podloženy především zahraničními studiemi, které účinnost terapie ultrazvukem potvrzují či vyvracejí.

Klíčová slova: terapeutický ultrazvuk, fyzioterapie, reparační proces, onemocnění pohybového systému, bolest

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovnických služeb.

Author's name and surname: Klára Světlíková

Title of the bachelor's thesis: Therapeutic ultrasound in physiotherapy

Department: Department of physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc

Supervisor: Mgr. Josef Urban

Year of presentation: 2016

Abstract: This Bachelor thesis gives a comprehensive view of the current possibilities of applications of therapeutic ultrasound in physiotherapy, and summarizes the most common diagnoses indicated to ultrasound therapy. The general part deals with the history, physical fundamentals, and characteristics of ultrasonic waves, describes the parameters related to ultrasound physiotherapy, and its mechanism of action/effectiveness. A special section is devoted to the basic indications and contraindications of therapeutic ultrasound. These indications of specific diagnoses are based primarily on foreign studies that confirm the effectiveness of therapy with ultrasound, or alternatively refute them.

Key words: therapeutic ultrasound, physiotherapy, healing, disorders of musculoskeletal system, pain

I agree to the lending of my bachelor's thesis within the framework of library services.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Josefa Urbana, uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a řídila jsem se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 29. 4. 2016

.....

Děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za pomoc, odborné vedení a cenné rady, které mi poskytl při zpracování bakalářské práce.

Obsah

1	ÚVOD	10
2	CÍL PRÁCE.....	11
3	HISTORIE ULTRAZVUKU	12
3.1	ULTRAZVUK V LÉKAŘSTVÍ.....	12
3.2	ULTRAZVUK VE FYZIOTERAPII	14
4	FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI ULTRAZVUKU.....	16
4.1	MECHANICKÉ VLNĚNÍ	16
4.1.1	Vlnová délka	17
4.1.2	Rychlost ultrazvuku.....	17
4.1.3	Směr kmitání částic vzhledem ke směru šíření vlnění	18
4.1.4	Akustický tlak	19
4.2	LOM A ODRAZ.....	19
4.3	INTERFERENCE.....	20
4.3.1	Opatření bránicí vzniku interference.....	21
4.4	ABSORPCE.....	22
4.4.1	Absorpční koeficient	22
4.4.2	Polohloubka a hloubka průniku.....	23
5	ZDROJE ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ.....	24
5.1	PIEZOELEKTRICKÉ MĚNIČE	24
5.1.2	Piezoelektrické materiály	25
5.1.3	Ultrazvukové hlavice s piezoelektrickým měničem.....	25
5.2	KAPACITNÍ ULTRAZVUKOVÉ PŘEVODNÍKY (CMUTs)	26
6	PARAMETRY ULTRAZVUKU	27
6.1	NOSNÁ FREKVENCE.....	27
6.2	TERAPEUTICKÉ REŽIMY ULTRAZVUKU.....	28

6.3	INTENZITA	29
6.4	ZPŮSOB APLIKACE	30
6.4.1	Aplikační technika.....	30
6.4.2	Oblast ozvučování	31
6.4.3	Dělení dle způsobu kontaktu hlavice s tkání.....	32
6.5	DOBA APLIKACE	34
6.6	POČET A FREKVENCE PROCEDUR.....	35
7	ÚČINKY ULTRAZVUKU	36
7.1	TERMICKÉ ÚČINKY	36
7.1.1	Faktory ovlivňující míru ohřevu	37
7.1.2	Terapeutický efekt.....	38
7.2	ATERMICKÉ ÚČINKY	38
7.2.1	Kavitace.....	38
7.2.2	Mikromasáž.....	39
7.2.3	Disperzní účinky	39
7.2.4	Biochemické účinky.....	40
7.3	NEŽÁDOUCÍ ÚČINKY	40
8	INDIKACE.....	42
8.1	RESTRIKCE MĚKKÝCH TKÁNÍ.....	42
8.2	OSTEOARTRÓZA	43
8.3	BOLEST	45
8.3.1	Chronické nespecifické bolesti zad	46
8.4	LÉZE MĚKKÝCH TKÁNÍ.....	46
8.4.1	Poškození šlach	48
8.4.2	Poškození vazů.....	48
8.5	PATNÍ OSTRUHA.....	49
8.6	SYNDROM KARPÁLNÍHO TUNELU	49

8.7	ENTEZOPATIE	51
8.7.1	Radiální epikondylitida	51
8.8	BURZITIDY A KAPSULITIDY	52
8.9	REVMATOIDNÍ ARTRITIDA	53
8.10	ZLOMENINY KOSTÍ.....	54
8.11	KOŽNÍ VŘEDY, DEKUBITY	54
8.12	POOPERAČNÍ RÁNY	55
9	KONTRAINDIKACE.....	56
9.1	ABSOLUTNÍ KONTRAINDIKACE.....	56
9.1.1	Epifyzy rostoucích kostí.....	56
9.1.2	Pohlavní orgány a oči.....	56
9.1.3	Stav po laminektomii	57
9.1.4	Krvácivé stavy.....	57
9.1.5	Maligní tumory.....	57
9.1.6	Těhotenství.....	58
9.2	RELATIVNÍ KONTRAINDIKACE	59
9.2.1	Mozek, parenchymatozní orgány a srdce	59
9.2.2	Periferní nervový systém.....	59
9.2.3	Kostěné výběžky	59
9.2.4	Kloubní náhrady.....	60
9.2.5	Tromboflebitida.....	60
9.2.6	Porucha senzitivního cití	60
10	MODERNÍ FORMY ULTRAZVUKOVÝCH TERAPIÍ	61
10.1	SIRIO - NÍZKOFREKVENČNÍ ULTRAZVUK.....	61
10.2	KOMBINOVANÁ TERAPIE	61
10.3	SONOFORÉZA	62
11	KAZUISTIKA.....	64

11. 1	ANAMNÉZA.....	64
11. 2	VLASTNÍ VYŠETŘENÍ	65
11. 3	REHABILITAČNÍ PLÁN	67
11. 4	ZHODNOCENÍ PŘÍPADU	68
12	DISKUZE.....	69
13	ZÁVĚR.....	71
14	SOUHRN	72
15	SUMMARY	73
16	REFERENČNÍ SEZNAM.....	74
17	PŘÍLOHY.....	83

1 ÚVOD

Ultrazvuk je z pohledu fyzioterapeuta významnou fyzikální modalitou, jejímž prostřednictvím je schopen ovlivnit rychlost a kvalitu reparačních procesů v patologicky změněných tkáních pohybového systému. Právě ultrazvuk je v současné fyzioterapeutické praxi jednou z nejčastěji využívaných fyzikálních procedur.

Ve fyzioterapii je terapeutický ultrazvuk využíván déle než 50 let, avšak v posledních letech se filosofie této fyzikální procedury zásadně změnila. V minulosti byly do popředí stavěny zejména termické účinky ultrasonoterapie, v současné době se ultrazvuk aplikuje především pro účinky atermické. Přestože je ultrazvuk v rehabilitaci využíván déle než půl století, je jeho účinnost v léčbě bolesti a poruch pohybového aparátu velice sporná. Vědecký základ pro jeho aplikaci má velice jemnou povahu a fyzioterapeuté mají tendenci tento fakt přehlížet. (Ensminger & Bond, 2012; Watson, 2008)

I když je terapie ultrazvukem pro pacienta většinou asymptomatická, může být při správné indikaci a vhodně nastavených parametrech velice přínosná. Jeho interakce s biologickými tkáněmi se odvíjí od zvolených parametrů signálu a z toho důvodu je ze strany fyzioterapeuta nezbytně nutná alespoň základní znalost vlastností a účinků ultrazvukového vlnění. (Cameron, 2012)

2 CÍL PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je vytvořit přehled, který podává ucelený pohled na roli ultrazvuku ve fyzioterapii a dnešní možnosti jeho využití.

Tato práce přiblíží fyzikální základy ultrazvuku, mechanismus jeho účinku a podá aktuální informace o účinnosti ultrazvukové energie u nejfrekventovaněji indikovaných diagnóz k ultrasonoterapii. Součástí práce je i kazuistika pacientky, která terapii ultrazvukem podstoupila.

3 HISTORIE ULTRAZVUKU

Poprvé byl zvuk zkoumán jako fyzikální jev v druhé polovině 19. století. Roku 1877 byla vydána dvoudílná práce *The Theory of Sound*, v němž jeho autor John W. Strutt vysvětlil základy akustiky a ultraakustiky. K dalšímu zásadnímu objevu došlo o století později v roce 1980, kdy bratři Curieové objevili piezoelektrický jev. Ve své práci úspěšně pokračovali a roku 1981 popsali nepřímý piezoelektrický jev, jako možný zdroj vysokofrekvenčního ultrazvukového vlnění. (Beneš, Jiráček & Vítek, 2015; Ensminger & Bond, 2012)

Přestože k základním objevům v oblasti ultrazvuku došlo dříve než k objevu rentgenového záření, transformace získaných poznatků do lékařských oborů trvala mnohem déle. Důkazem je fakt, že diagnostické vyšetření prostřednictvím rentgenového záření bylo již na přelomu století oceněno Nobelovou cenou, zatímco otázky ultrazvuku zůstaly ještě dlouho pouze na bázi teoretické. (Čech, 1982)

Samotná ultrazvuková technologie se nejprve začala rozvíjet v ryze technických odvětvích. První vyrobené přístroje byly využívány v lodní dopravě a sloužily výhradně k detekci nebezpečných překážek pod hladinou moře. V důsledku srážky osobní dopravní lodě Titanic s ponořenou částí ledovce v roce 1912 došlo k bleskovému rozvoji ultrazvukové technologie. V návaznosti na tuto událost bylo vyvinuto zařízení, které mělo obdobným situacím zabránit, a fungovalo na principu horizontálně vysílaného ultrazvukového vlnění a registraci jeho zpětného odrazu od ponořených překážek v okolí plující lodě. Velký zájem o takové zařízení vzrostl ze strany námořnictva během válečného období první světové války. Armáda je používala k odhalování nepřátelských ponorek. První detektor pro armádní účely sestrojil v roce 1916 profesor Paul Langevin, který se v průběhu dalších let zasloužil o vznik vyspělejšího detekčního systému SONAR pro účely druhé světové války. Během své práce byl profesor Langevin v roce 1917 navštíven americkým profesorem R. W. Woodem, který byl silou generovaného ultrazvukového pole naprosto ohromen, především jeho smrtícím účinkem na živé organismy. (Čech, 1982; Fyfe & Bullock, 1985)

3.1 ULTRAZVUK V LÉKAŘSTVÍ

Potenciálně využitelné biologické účinky ultrazvukového vlnění byly zaregistrovány až v roce 1927. K tomuto objevu přispěli Wood a Loomis, kteří sledovali

smrtící účinek podvodního Langevinova detekčního přístroje na menší ryby vyskytující se ve vytvořeném podvodním ultrazvukovém poli. Stejný smrtící efekt popsali při experimentu, ve kterém vystavili žáby dvouminutovému působení vysokoenergetického ultrazvuku. V jiných pracích popisují bolestivé vjemy při vnoření ruky do nádoby s vodou ve směru vysílaných ultrazvukových vln z ponořeného generátoru. (Čech, 1982; Ensminger & Bond, 2012; Fyfe & Bullock, 1985)

Během dalších let zkoumali interakce ultrazvuku na úrovni mikroorganismů. Na tyto práce navázaly Harvey a Johnson, kteří studovali kavitační účinky ultrazvuku na protozoa a erythrocyty. Všechny tyto práce, které zkoumaly změny v tkáních v důsledku působení ultrazvuku, zaujaly značné množství biologů a ve 30. letech obrátily pozornost vědecké společnosti na možnost využití ultrazvuku v medicíně. (Čech, 1982; Fyfe & Bullock, 1985)

V průběhu následujících let se ultraakustická technologie v medicíně rozvíjela ve dvou hlavních proudech a to v terapeutickém (ultrasonoterapie) a diagnostickém (ultrasonografie). Tato odvětví se liší v používaných hodnotách frekvence a intenzity ultrazvuku, jejichž variabilita značně moduluje jeho biologické účinky. Pro terapeutické efekty ultrazvuku se osvědčily frekvence v rozsahu 0,75 až 3 MHz a intenzita pohybující se v rozmezí 0,2 až 3 W/cm². Pro zobrazovací účely se frekvence ultrazvuku pohybují v rozmezí 1 až 20 MHz, přičemž intenzita je velice nízká s hranicí maxima 3 W/cm². Při překročení maximální intenzity dochází k ireverzibilním morfologickým změnám ozvučené tkáně, kterým se snažíme během neinvazivního ultrazvukového vyšetření vyvarovat. (Ahmadi et al., 2012; Ensminger & Bond, 2012)

Zpočátku se ultrazvukové vlnění v lékařských oborech prioritně využívalo pro účely terapeutické. Terapeutické aplikace ultrazvuku byly tradičně rozdělovány do dvou kategorií. První kategorie zahrnuje inhalační léčbu, při které se ultrazvuk používá jako rozprašovač. Tento typ léčby se používá pro léčbu pacientů s respiračním onemocněním, jako je například cystická fibróza. Vysokofrekvenční ultrazvukové nebulizéry rozpraší léčivý přípravek na dostatečně malé kapičky rozptýlené ve vzduchu, které jsou při vdechnutí vtáhnuty do plicních sklípků a tam dochází k jejich vstřebávání. Druhá kategorie ultrazvukové terapie zahrnuje přímé ozvučení lidské tkáně, kterého se využívá ve fyzikální terapii pro zlepšení hojení měkkých tkání a kostí. Ve fyzioterapii se terapeutický ultrazvuk používá při léčbě kloubů a měkkých tkání a dále k léčbě onemocnění jako jsou bursitidy, svalové spasmusy, traumatická poranění měkkých tkání a některé typy kolageních poruch. (Ensminger & Bond, 2012)

Jako první byla vyvinuta zařízení, která generovala ultrazvuk pro konzervativní léčbu s využitím v rehabilitaci. Vzápětí se zrodily ultrazvukové přístroje s uplatněním v odvětví chirurgie. Při zvýšení intenzity ultrazvukové energie a doby ozvučení přecházíme od terapie k operačním zákrokům, při kterých je cílová tkáň zničena. Tyto destruktivní interakce ultrazvuku s živou tkání rozdělujeme dle mechanismu účinku na HIFU, litotrypsi a další vysokovýkonné-nízkofrekvenční procedury. Terapie HIFU používá k destrukci nežádoucí tkáně termických účinků ultrazvuku, naopak litotrypse je založena na vzniku rázové vlny, která je schopna rozbít tvrdou hmotu jako jsou například ledvinové kameny. (Ensminger & Bond, 2012)

Od roku 1942, kdy bylo ultrazvukové vlnění poprvé použito jako alternativní zobrazovací metoda v gynekologii, se vývoj v oblasti lékařského ultrazvuku zaměřil zejména na jeho diagnostické využití. V důsledku této skutečnosti byl rozvoj terapeutického ultrazvuku po určitou dobu mírně zastíněn. (Fyfe & Bullock, 1985)

3.2 ULTRAZVUK VE FYZIOTERAPII

V medicíně našel terapeutický ultrazvuk uplatnění nejdříve v oblasti fyzioterapie, protože sestavení zdroje generujícího ultrazvuk o potřebných fyzikálních parametrech nevyžadovalo příliš složité technologie. Poprvé byl v Evropě ultrazvuk v rámci rehabilitační terapie použit v roce 1930. Významnou osobností, jejíž rozsáhlé rešeršní literární práce podnítily prudký rozvoj ultrazvukové konzervativní terapie, byl Raimar Pohlman. V roce 1938 představil v Berlíně „ultrazvukovou masáž“ jako novou metodu přinášející terapeutické efekty při léčbě měkkých tkání. (Čech, 1982; Leighton, 2007; Mason, 2011)

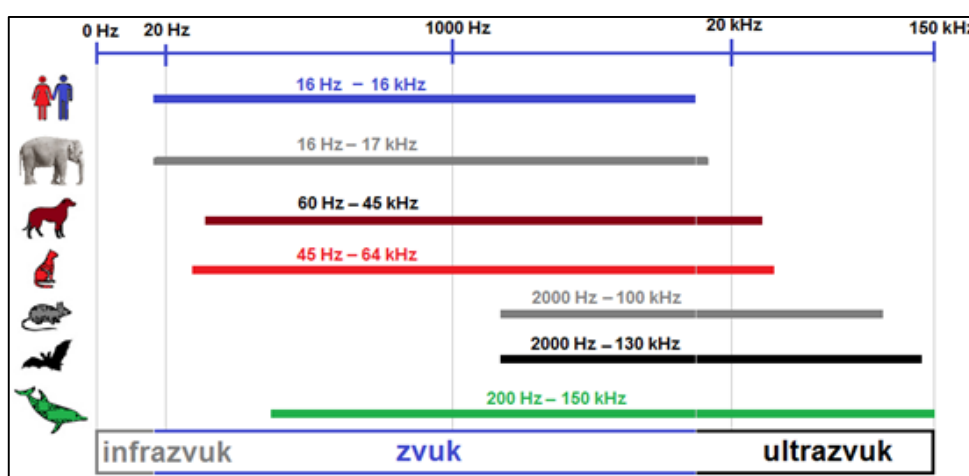
Terapie ultrazvukem se již od samotného počátku vyvíjela nerovnoměrným způsobem. Především v Evropských zemích se po dosažení prvních terapeutických úspěchů (Berlín, 1930) zvedla vlna entuziazmu během níž byly účinky ultrasonoterapie značně přeceňovány. Následoval prudký rozmach této nové terapeutické metody v klinické praxi, který nedoprovázely adekvátně prováděné experimentální studie vymezující vhodné indikace na základě vědeckých důkazů. To vedlo k neadekvátním terapeutickým zásahům, které postrádaly terapeutický efekt, anebo byly doprovázeny nežádoucími účinky. Teprve od roku 1968 se objevily první studie zkoumající interakce ultrazvuku s lidskou tkání na vědecké úrovni. Od této doby jsou shromažďována fakta, která pomáhají určit přesný mechanismus, pomocí kterého je dosahováno terapeutických účinků (Čech, 1982; Fyfe & Bullock, 1985)

V současnosti je terapeutický ultrazvuk jednou z nejpoužívanějších a nejdostupnějších fyzikálních modalit ve fyzioterapii. I přes jeho rozšířené využití se však stále setkáváme s nedostatkem vědeckých důkazů, které by jeho účinnost v terapii jednotlivých diagnóz dokládaly. Dále se ukázalo, že fyzioterapeuté během jeho aplikace spoléhají spíše na klinické zkušenosti než na dostupné poznatky z výzkumů. De Brito Vieira et al. (2012) ve své studii prošetřovali současné přesvědčení brazilských fyzioterapeutů o použití, klinickém výzkumu, teoretických základech a kritériích využití terapeutického ultrazvuku. Výsledky výzkumné práce poukázaly na nedostatek teoretických znalostí o biologických účincích a absolutních kontraindikacích terapeutického ultrazvuku. Warden & McMeecken (2002) ve své práci mapovali použití a zároveň dávkování terapeutického ultrazvuku ve sportovní fyzioterapii v Austrálii. Výsledky potvrdily širokou dostupnost a frekventované využití ultrasonoterapie a dále uvádí dva trendy v dávkování vztahující se k stádiu onemocnění, pro které však neexistuje vědecky podložené odůvodnění. Armijo-Olivo et al. (2013) uvádí, že dávkování terapeutického ultrazvuku má během posledních 15 let tendenci k snižování.

Terapie ultrazvukem ve fyzioterapii patří do oblasti mechanoterapie, která je definována jako aplikace mechanické energie na lidský organismus. Některé zahraniční zdroje uvádí, že ultrasonoterapie je řazena do oblasti elektroterapie, která k dosažení terapeutických efektů využívá elektrický proud. Takovéto dělení je možné pouze z didaktických důvodů, jelikož ultrazvuk je energie mechanická nikoli elektromagnetická. (Watson, 2000)

4 FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI ULTRAZVUKU

Ultrazvuk se skládá ze dvou slov, ze kterých vyplývá jeho definice. Zvuk je mechanické vlnění, které vzniká v důsledku rozkmitání jednotlivých částic hmotného prostředí. Předpona „ultra“ charakterizuje zvuk z hlediska rozsahu frekvence kmitání těchto elementárních částic, která je vyšší než 20 kHz. Ultrazvukové vlnění se pohybuje nad hranicí lidského sluchu, protože lidské ucho je schopno vnímat pouze vlnění, jehož kmitočet se pohybuje v rozmezí 20 Hz až 20 kHz (některá literatura uvádí 16 Hz až 16 kHz). Obrázek 1 znázorňuje, že někteří živočichové mohou vnímat i mnohem vyšší frekvence. (Beneš et al., 2015; Regazzo & Regazzová, 2013)



Obrázek 1. Zvuk z pohledu slyšitelnosti (Retrieved 20. 1. 2016 from the World Wide Web: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/1668>)

4.1 MECHANICKÉ VLNĚNÍ

Ultrazvuk je mechanické vlnění, které ke svému šíření potřebuje hmotné prostředí. Při jeho propagaci nedochází k transportu hmoty, ale přenáší se kinetická či potenciální energie, která vzniká kmitáním částic kolem svých rovnovážných poloh. Tímto se mechanické vlnění zásadně odlišuje od vlnění elektromagnetického, které ke své propagaci hmotu nepotřebuje. Z toho vyplývá, že ultrazvukové vlnění se na rozdíl od elektromagnetické energie nemůže šířit vakuem, kde se žádné částice nenacházejí. (Leighton, 2007; Regazzo & Regazzová, 2013)

Kmitání částic hmotného prostředí je možné díky existenci pružných sil, kterými jsou vázány ke své rovnovážné poloze a k částicím sousedním. Pokud na atomy a molekuly nepůsobí žádná síla, nachází se v rovnovážné poloze. Působí-li na ně sinusově proměnná síla, indukují se harmonické kmitání, které se prostřednictvím těchto

elastických sil přenáší i na všechny částice v okolí. (Čech, 1982; Ensminger & Bond, 2012)

Díky těmto pružným vazbám se jednotlivé kmity rozšíří na částice ve všech rovinách prostředí a díky elastickým vazbám mezi sousedními partikuly je propagace kmitavého pohybu časově závislá. Částice se tedy nepohybují současně, a zatímco se partikuly první roviny vychylují z klidového stavu např. doleva, provádí částice druhé roviny výkmit z rovnovážné polohy doprava. Částice, které kmitají stejnou fází, vytváří tzv. vlnoplochu a vlnoplocha, která odděluje kmitající částice od těch v klidovém stádiu, se nazývá čelo vlny. Dále jsou popsány veličiny, kterými je harmonické kmitání částic charakterizováno. (Čech, 1982)

4. 1. 1 Vlnová délka

Vzdálenost dvou nejbližších kmitajících částic v rámci jedné vlnoplochy se označuje jako vlnová délka. Tato veličina se značí písmenem řecké abecedy lambda (λ) a její základní jednotkou je metr (m). Vlnová délka je matematicky vyjádřena poměrem rychlosti šíření zvuku a frekvencí vlnění jak ukazuje vztah 4.1.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad 4.1$$

Z uvedeného vztahu vyplývá, že vlnová délka je nepřímo úměrná frekvenci vlnění. Jinak řečeno, čím bude vlnová délka delší, tím bude frekvence vlnění nižší. Vlnová délka ultrazvukového vlnění je tedy mnohem kratší než vlnová délka zvuku. (Čech, 1982; Humphrey, 2007)

Frekvence (kmitočet) udává počet kmitů, který částice vykoná za daný časový úsek. Tato fyzikální veličina se označuje písmenem f a její základní jednotkou je s^{-1} , neboli Hz (Hertz).

4. 1. 2 Rychlost ultrazvuku

Rychlost šíření mechanického vlnění je charakteristická veličina, která je ovlivňována fyzikálními vlastnostmi a teplotou hmotného prostředí, v němž propagace probíhá (Tabulka 1). Rychlost ultrazvuku nese označení c a je vyjádřena následujícím vztahem 4.2.

$$c = \frac{Z_S}{a} \quad 4.2$$

Specifická akustická impedance prostředí (Z_S) je vlastností každého média, která významně ovlivňuje rychlost šíření ultrazvuku. Vyjadřuje akustický odpor

prostředí vztažený k jednotkové ploše. Matematické vyjádření této veličiny odvozujeme z předcházejícího vztahu jako součin rychlosti šíření ultrazvuku a měrné hustoty prostředí, kterým se pohybuje. Měrná hmotnost prostředí (a) vyjadřuje akustickou vodivost média. Čím je prostředí hmotnější, tím je akusticky vodivější.

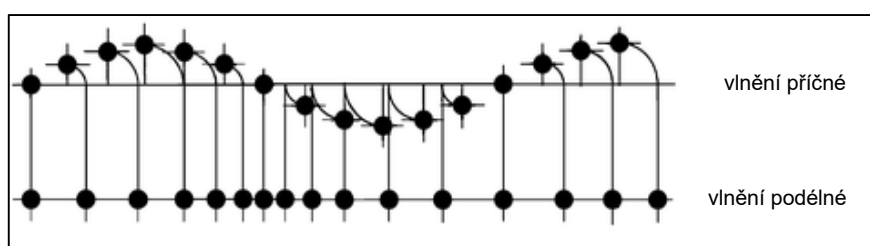
Tabulka 1. Rychlost šíření ultrazvuku v závislosti na prostředí (Rosina et al., 2006)

Prostředí	Rychlost šíření (m.s ⁻¹)
vzduch	340
voda	1500
mozek	1538
sval	1568
kev	1580
kost	3360

4. 1. 3 Směr kmitání částic vzhledem ke směru šíření vlnění

Hmotné prostředí, kterým se ultrazvukové vlnění šíří, může být plynného, kapalného či pevného skupenství. V kapalinách a plynech se ultrazvuk může šířit pouze jako vlnění podélné (longitudinální), kde částice oscilují kolem rovnovážné polohy paralelně se směrem šíření ultrazvukové vlny. Dochází v podstatě k periodickému zahušťování a zředování kapalného či plynného média. Stejným způsobem se ultrazvuk šíří v měkkých tkáních (vazivo, šlacha, sval), jejichž strukturální uspořádání elementárních částic se vyznačuje nízkou mírou pružnosti ve smyku. (Čech, 1982; Humphrey, 2007)

V pevných elastických tkáních (kostní tkáň), jejichž částice mají vysoký modul pružnosti ve smyku, se ultrazvuk může šířit nejen jako vlnění podélné (longitudinální), ale i jako vlnění příčné (transverzální) jak je vidět na Obrázku 2. V případě příčného vlnění oscilují částice v rovinách kolmých na směr šíření. (Čech, 1982; Humphrey, 2007)



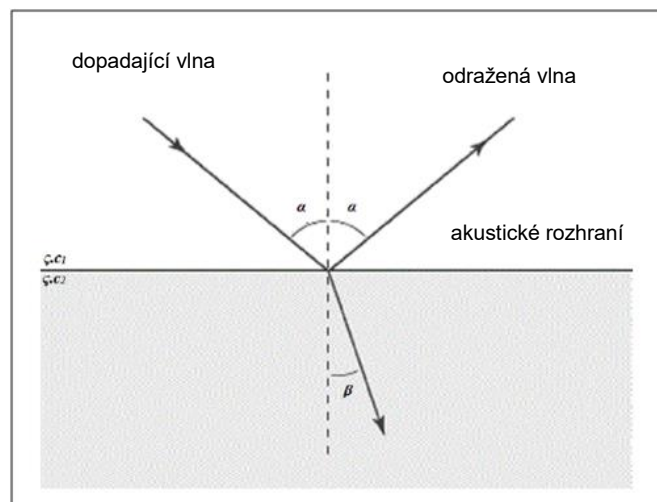
Obrázek 2. Příčné a podélné vlnění (Beneš, Kyplová & Vítek, 2015)

4. 1. 4 Akustický tlak

Ultrazvuková vlna šířící se v kapalinách a plynech a tedy i v měkkých tkáních, způsobuje zahušťování a zředování daného prostředí. Během propagace ultrazvuku vznikají harmonické změny tlaku v závislosti na čase. Při použití ultrazvuku v rámci rehabilitační léčby se akustický tlak pohybuje v hodnotách do 0,3 MPa. (Ensminger & Bond, 2012; Rozman et al., 2006)

4. 2 LOM A ODRAZ

Specifickou vlastností ultrazvukové vlny je odraz a lom na rozhraní dvou prostředí s odlišnými akustickými vlastnostmi. Jsou-li akustické odpory dvou prostředí stejné ($Z_1 = Z_2$), ultrazvukové vlnění se jimi šíří přímočaře. Vyskytují-li se dvě prostředí, jejichž specifické akustické impedance se liší ($Z_1 \neq Z_2$), vzniká mezi nimi rozhraní, na kterém se část ultrazvukového vlnění odrazí a část se při průchodu láme, což je znázorněno na Obrázku 3. Tyto fyzikální vlastnosti ultrazvuku se projeví pouze v případě, jsou-li rozměry rozhraní či překážky větší než vlnová délka ultrazvuku, proto se nízkofrekvenční ultrazvuk propaguje do větší hloubky než konvenčně užívaný ultrazvuk s frekvencí 1 a 3MHz. (Beneš et al., 2015; Rosina et al., 2006)



Obrázek 3. Odraz a lom ultrazvukového vlnění (Kulík, 2012)

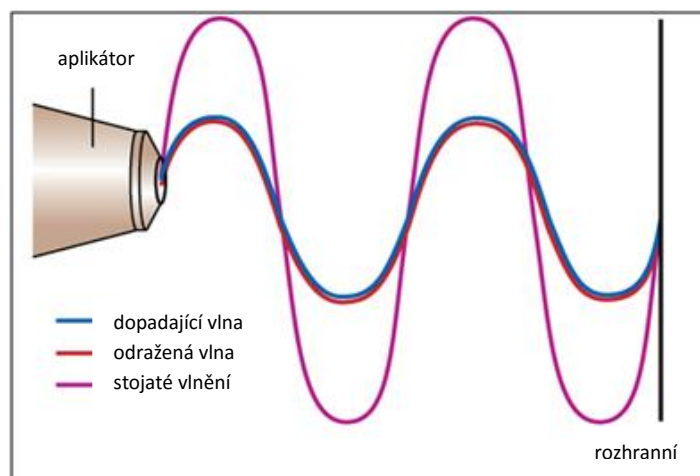
Z výše uvedených vlastností ultrazvukového vlnění vyplývá, že při praktické aplikaci ultrazvuku je nezbytně nutné vyeliminovat vzduchovou vrstvu mezi ultrazvukovou hlavicí a povrchem pacientova těla. Vzduchové bubliny inhibují přenos ultrazvukové energie, protože plynné prostředí má podstatně odlišné akustické vlastnosti než pokožka a na jejich rozhraní dochází k odrazu až 99 % vln. Pro přenos

ultrazvuku z hlavice do lidské tkáně je proto zásadní důkladné pokrytí léčené oblasti kontaktním médiem (sonogel, voda), které zajistí impedanční přizpůsobení umožňující průnik ultrazvuku do tkání bez větších energetických ztrát. (Ensminger & Bond, 2012; Poděbradský & Vařeka, 1998)

4.3 INTERFERENCE

Dalším z významných fyzikálních jevů souvisejících s ultrazvukovým vlněním je interference, která je definována jako skládání dvou a více vlnění během jejich setkání. V důsledku superpozice kmitavých pohybů elementárních částic vzniká výsledné vlnění, které je dáno vektorovým součtem jednotlivých kmitů všech dílčích vlnění. Maximální amplitudy kmitů se během harmonického pohybu periodicky mění, a proto v některých místech nastává zeslabení a v jiných zesílení vlnění. (Ensminger & Bond, 2012)

K interferenčním jevům může docházet během ultrasonoterapie například při ozvučování kostěných výběžků, které se nacházejí blízko pod kůží. V takovém případě spolu interferuje vlnění vycházející z aplikační hlavice a vlnění, které se odráží od rozhraní kůže/kost zpět do aplikátoru. Jestliže se během skládání dvou a více vlnění jednotlivé amplitudy odečítají, dochází k destruktivní interferenci ultrazvukového vlnění, v jejímž důsledku je terapeutický účinek ultrazvuku oslaben. Obrázek 4 znázorňuje, že pokud se jednotlivé amplitudy kmitů během skládání vlnění sčítají, dochází ke vzniku konstruktivní interference, jejíž speciální formou je stojaté vlnění, ke kterému dochází skládáním dvou protisměrně se propagujících postupných vlnění stejné amplitudy a vlnové délky.



Obrázek 4. Stojaté vlnění (Cameron, 2012)

V praxi k tomuto jevu dochází, jestliže se amplitudy paprsku vycházejícího z aplikátoru sčítají s amplitudy vln, které se odrazily od kostní tkáně. V důsledku tohoto jevu dochází k několikanásobnému zesílení účinků ultrazvukového pole, v němž stoupají lokální špičky intenzity v násobcích nastavené hodnoty. Vysoká intenzita ultrazvukové energie je absorbována periostální tkání jako tepelná energie a při překročení určité hodnoty dochází k denaturaci bílkovin a poškození periostu. (Mason, 2011)

Jelikož je vznik konstruktivní či destruktivní interference závislý zejména na vzdálenosti hlavice od kostního výběžku, nejsme během aplikace schopni určit, který jev nastane. Proto je nutné dodržovat opatření, která brání vzniku oběma typům interferenčních jevů.

4. 3. 1 Opatření bránící vzniku interference

První dvě opatření nevyžadují žádné přístrojové technologie. Základní kontraindikací ultrasonoterapie je ozvučování kostních výběžků, které se nacházejí blízko pod kůží. Dalším způsobem jak zabránit interferenci je dynamický a semistatický způsob aplikace. Díky pohybu hlavice se mění směr vyzařovaných vln, které se míjejí a nehrozí jejich skládání. (Cameron, 2012)

Přístrojová ochrana proti vzniku interference spočívá v registraci stojatého vlnění. Součástí moderní aplikační ultrazvukové hlavice je čidlo, které snímá množství vracejících se paprsků ultrazvuku. Tato technologie využívá přímého piezoelektrického jevu. Registračním zařízením je piezoelektrická destička, která se při návratu ultrazvukového vlnění mechanicky deformuje a indukuje elektrické napětí. V momentě kdy vznikající napětí přesáhne nastavenou hodnotu BNR, dochází k rozpojení přístroje, které zastaví produkci dalšího ultrazvukového vlnění. (Cameron, 2012)

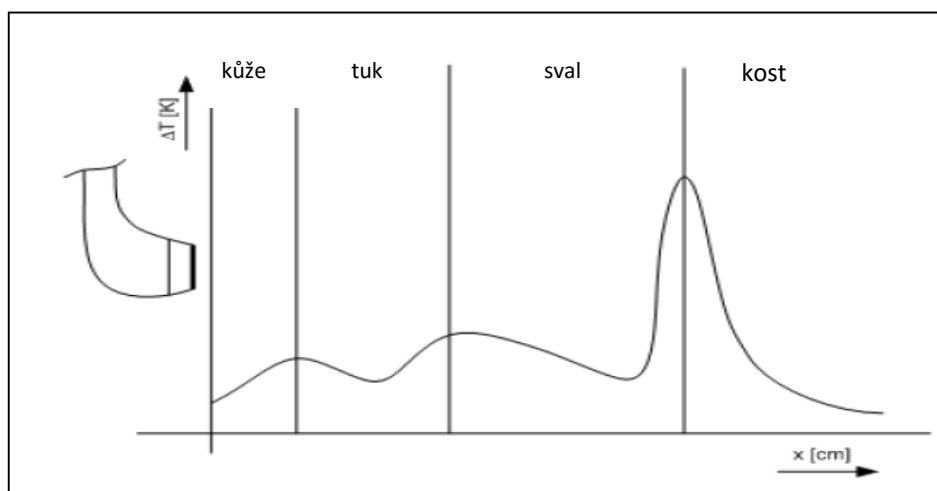
Hodnota BNR (Beam Non-uniformity Ratio) je bezrozměrné číslo, které vyjadřuje míru nehomogenity ultrazvukového paprsku. Jedná se o poměr mezi prostorovou špičkou intenzity a průměrnou prostorovou intenzitou. Udává, při kolika násobku intenzity ultrazvukové energie vracející se do hlavice, dojde k jejímu rozpojení. Nízká hodnota BNR aplikační hlavice zaručuje vysokou ochranu před vznikem stojatého vlnění a s ním spojeným poškozením pacienta i vlastní hlavice. Tento parametr by u kvalitních hlavic neměl přesáhnout hodnotu 6. (Cameron, 2012, osobní sdělení Mgr, J. Urbana)

4.4 ABSORPCE

Dalším aspektem ovlivňující ultrazvukové vlnění je absorpce. Aby ultrazvuk dosáhnul terapeutického účinku, musí být alespoň část jeho energie absorbována. Absorpce ultrazvukové energie roste spolu s intenzitou a frekvencí ultrazvuku. Ultrazvukové vlnění o vyšší frekvenci proniká do menší hloubky než ultrazvuk s nižším kmitočtem. Poděbradský & Vařeka (1998) uvádí, že pro ultrazvuk s frekvencí 1 MHz je absorpční koeficient až třikrát menší než pro ultrazvuk s frekvencí 3 MHz. Absorpce závisí nejen na frekvenci ultrazvukového vlnění, ale také na absorpčních vlastnostech tkáně. (Hoogland, 2005)

4.4.1 Absorpční koeficient

Míru pohlcování ultrazvukové energie tkáněmi vyjadřuje absorpční koeficient, který je charakteristický pro každou tkáň. Tato hodnota závisí na makromolekulárním složení ozvučované struktury. Tkáně s větším obsahem proteinů (kost, chrupavka, šlacha, vazy) absorbují více ultrazvukové energie, než tkáně obsahující malý poměr bílkovin a velký podíl vody (tuk, lymfa, krev). Přestože největším obsahem bílkovin dominuje kostní a chrupavčitá tkáň, nepatří mezi klinicky nejvýznamnější struktury pro ozvučování, protože na jejich rozhraní s měkkou tkání dochází k obrovským energetickým ztrátám ultrazvuku, což je patrné na Obrázku 5. Proto klinicky nejvýznamnější absorpční vlastnosti vykazují tkáně s vysokým obsahem kolagenu: šlacha, ligameta, fascie, kloubní pouzdra a jizvy. (Hoogland, 2005; Watson, 2008)



Obrázek 5. Absorpční charakteristika tkání (Rozman et al., 2006)

4. 4. 2 Polohloubka a hloubka průniku

Míra účinnosti ultrazvukové energie v biologické tkáni je charakterizována polohloubkou a hloubkou účinku, které se odvíjí od absorpčního koeficientu tkáně (Tabulka 2). Polohloubka průniku, neboli polopropustná vrstva, je parametr vyjadřující hloubku, ve které lze očekávat 50 % původní intenzity ultrazvukové energie. Je to vzdálenost ve směru šíření ultrazvuku, kde intenzita v homogenní tkáni poklesá na polovinu intenzity původní. (Hayes et al., 2004; Hoogland, 2005)

Hloubka průniku popisuje maximální vzdálenost ve směru ultrazvukového paprsku, kde intenzita poklesá na 10 % původní hodnoty. V této vzdálenosti lze ještě očekávat terapeutický efekt. (Hoogland, 2005)

Tabulka 2. Absorpční koeficient, polohloubka a hloubka průniku (Poděbradský & Vařeka; 1998)

Tkáň	Absorpční koeficient		Polohloubka (mm)		Hloubka průniku (mm)	
	1 MHz	3 MHz	1 MHz	3 MHz	1 MHz	3 MHz
Tuk	0,14	0,42	50,0	16,5	165	55
Sval podélně	0,76	2,28	9,0	3,0	30	10
Sval příčně	0,28	0,84	24,6	8,0	82	27
Kůže	0,62	1,86	11,1	4,0	37	12
Šlacha	1,12	3,36	6,2	2,0	21	?
Chrupavka	1,16	3,48	6,0	2,0	20	?
Kost	3,22	?	2,1	?	?	?

5 ZDROJE ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ

Ultrazvuk lze vyrobit v širokém rozsahu kmitočtů. Potřebné intenzity a frekvence ultrazvukového vlnění získáváme prostřednictvím různých typů ultrazvukových generátorů. Z historického hlediska jsou nejvýznamnější mechanické generátory ultrazvukového vlnění, neboť byly hlavním zdrojem ultrazvuku až do konce první světové války. V současnosti se však s mechanickými generátory ultrazvuku v lékařské praxi neseťkáme. Jiným zdrojem ultrazvuku mohou být magnetostrikční generátory ultrazvukového vlnění, což jsou zařízení, která k přeměně elektrické energie na mechanickou využívají princip přímé magnetostrikce. Takto vygenerované ultrazvukové vlnění dosahuje maximální frekvence 100 kHz a je využíváno především v zubním lékařství a v ultrazvukové chirurgii. Ve fyzioterapii je třeba použít takové zdroje, které jsou schopny vygenerovat vysokofrekvenční ultrazvukové vlnění pro nejčastěji používané kmitočty 1 a 3 MHz. Pro tyto účely jsou využívány piezoelektrické měniče, jež jsou již po mnoho let dominantní technologií pro výroby ultrazvuku v rehabilitační praxi. (Ahmadi et al., 2012; Beneš et al., 2015;)

5.1 PIEZOELEKTRICKÉ MĚNIČE

Nejčastěji využívané zdroje terapeutického ultrazvuku jsou piezoelektrické měniče, které využívají principu nepřímého piezoelektrického jevu. Intenzita takto generovaných kmitů dosahuje až 10 W.cm^{-2} a frekvence se pohybuje v řádu milionů hertzů. (Beneš et al., 2015; Ensminger & Bond, 2012)

Nepřímý piezoelektrický jev vychází z jevu piezoelektrického, který lze definovat jako schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho současné mechanické deformaci. Vznik tohoto fenoménu je podmíněn strukturou deformované látky, která má atomy a ionty vázané v pravidelně se opakujícím vzoru. Takovéto uspořádání se nazývá krystalová mřížka, díky které jsou kladné a záporné náboje rovnoměrně rozmístěny a krystal je elektricky neutrální. Působí-li na krystal deformační síla, dochází k vzájemnému posunu kladně a záporně nabitých částic a z elektricky neutrální látky se stává dipól, na jehož povrchu lze naměřit elektrické napětí. Tento jev zobrazuje Obrázek 6. (Beneš et al., 2015; Ensminger & Bond, 2012; Petržílka et al., 1960)

Opačným dějem je transformace elektrické energie na mechanickou, který v piezoelektrické nazýváme obráceným piezoelektrickým jevem. Přivedeme-li na krystal

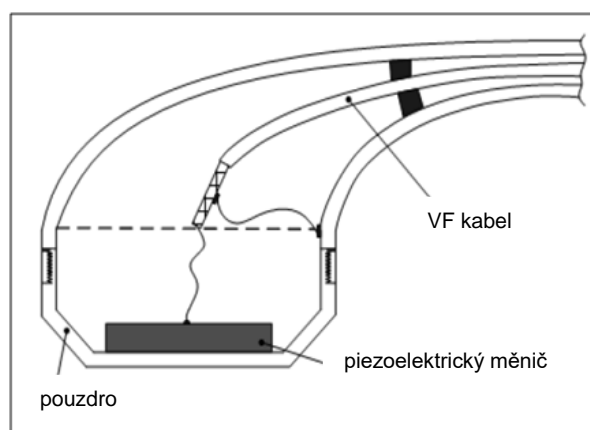
elektrické napětí, dochází k vzájemnému pohybu kladně a záporně nabitých částic ve směru působení vnějšího elektrického pole. V důsledku transferu jednotlivých částic vznikají tvarové deformace krystalické látky, které rozkmitávají částice v okolí. (Petržílka et al., 1960)

5. 1. 2 Piezoelektrické materiály

Materiály s piezoelektrickými vlastnostmi rozdělujeme na látky přírodní krystalické (výbrus krystalu křemene, turmalín) a uměle vyrobené, které se nazývají piezokeramické (PZT). Pro technické účely jsou častěji využívány destičky piezokeramické, které se vyznačují lepšími vlastnostmi piezoelektrika. Jedinou nevýhodou piezokeramika je nižší Curieho teplota, při jejímž překročení dochází k ztrátě či změně polarizace a tím pádem ke ztrátě piezoelektrických vlastností. V praxi to znamená, že pracovní činnosti musí být vykonávány při nižších teplotách. V klinické praxi fyzioterapie však překročení Curieho teploty běžně nehrozí, výjimkou může být sterilizace přístroje při vysokých teplotách. (Beneš et al. 2015; Ensminger & Bond, 2012; Čech, 1982)

5. 1. 3 Ultrazvukové hlavice s piezoelektrickým měničem

Aktivní součástí ultrazvukové hlavice je piezoelektrická destička. Na obou pólech této destičky je umístěna jedna elektroda, která přivádí vysokofrekvenční elektrický proud, jak znázorňuje Obrázek 6. V důsledku nepřímého piezoelektrického jevu dochází k tvarovým deformacím destičky, jejichž počet opakování v jedné sekundě závisí na frekvenci střídavého napětí. Vygenerovaná mechanická energie destičky rozkmitává částice okolního prostředí a tedy kovový povrch ultrazvukové hlavice. (Beneš et al., 2015; Petržílka et al., 1960; Rozman et al., 2006)



Obrázek 6. Ultrazvukový měnič pro terapeutické účely (Rozman et al., 2006)

Poděbradský a Vařeka (1998) uvádí, že zharmonizování tloušťky piezoelektrika s frekvencí přiváděného elektrického proudu je podmínkou pro vznik homogenního ultrazvukového pole. Piezoelektrický krystal musí mít vhodnou tloušťku, tak aby byl schopen s touto frekvencí rezonovat, proto se pro generaci vyšších frekvencí používají tenčí a fragilnější krystaly. V minulosti existovaly přístroje, které měly pro každou frekvenci zvláštní hlavici. V současnosti jsou používány multifrekvenční hlavice, které jsou univerzálně vyrobené pro dvě nejpoužívanější frekvence – 1 a 3 MHz. (Cameron, 2012)

Multifrekvenční převodníky používají jediný piezoelektrický krystal, jehož tloušťka je optimalizována pro jednu frekvenci a při změně kmitočtu přiváděného střídavého proudu se odpovídajícím způsobem mění i frekvence jeho vibrací. Tato technologie je spojena se sníženou efektivitou přístroje. Proto jsou v současnosti vyvíjeny moderní kompozitní materiály, které jsou schopny vytvářet více frekvencí ultrazvukového vlnění s větší přesností a efektivností. (Cameron, 2012; Chapelon et al., 2000; Chilibon, 2008; Pye, 1996)

5. 1. 3. 1 Efektivní vyzářovací plocha hlavice (ERA)

Účinná radiační plocha hlavice je oblast, kterou je distribuována většina ultrazvukové energie. Její rozloha je dána velikostí piezoelektrické destičky, která komunikuje s ultrazvukovou hlavicí. ERA je vždy menší než kovová aplikační plocha hlavice, a to z toho důvodu, že piezoelektrická destička nikdy nevibruje uniformně. Jedná se o důležitý parametr pro určování efektivní intenzity, protože její reálná hodnota ovlivňuje dávku terapeutického ultrazvuku. (Cameron, 2012; Hoogland, 2005)

5. 2 KAPACITNÍ ULTRAZVUKOVÉ PŘEVODNÍKY (CMUTs)

Díky nedávným pokrokům ve vývoji mikroelektromechanických systémů se vyvinula nová generace elektrostatických převodníků. Jedná se o kapacitní mikroobráběné ultrazvukové měniče, které převodu elektrické energie na ultrazvuk dosahují pomocí změn elektrické kapacity vodiče. (Ahmadi et al., 2012)

Vzhledem k malým rozměrům kapacitních ultrazvukových měničů lze snadnějším způsobem dosáhnout vlnění o vysokých frekvencích a tím tato nová technologie předčívá piezoelektrické měniče. Tento alternativní způsob generace mechanické energie může být novým využitelným zdrojem ultrazvuku v medicíně a to jak pro účely terapeutické tak diagnostické. (Ahmadi et al., 2012)

6 PARAMETRY ULTRAZVUKU

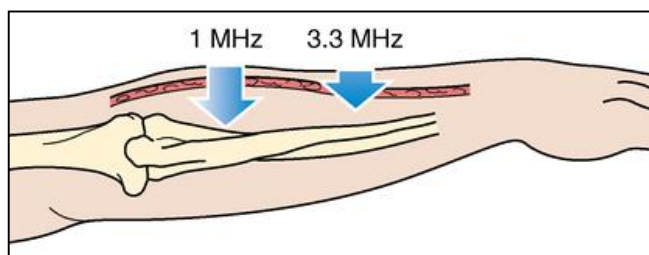
K dosažení požadovaných terapeutických účinků v cílových tkáních slouží fyzioterapeutům a rehabilitačním specialistům celá řada technických parametrů. (Cambier et al., 2001; Demmink et al., 2003)

6.1 NOSNÁ FREKVENCE

Prvním z parametrů je nosná frekvence, jejíž korektní nastavení je během ultrazvukové terapie zvláště důležité. Vzhledem k existující závislosti absorpce na kmitočtu vlnění je nosná frekvence ultrazvuku volena podle toho, jak hluboko je cílová tkáň uložena. (Cambier et al., 2001; Demmink et al., 2003)

Hloubka penetrace ultrazvukové vlny se zvyšuje s klesající frekvencí ultrazvuku. Tento jev byl popsán již v roce 1948, kdy Hüter konstatoval, že čím vyšší nosnou frekvencí zvolíme, tím většího útlumu ultrazvukové energie v povrchových strukturách docílíme. Naopak s nižší frekvencí je tento útlum v povrchově uložených strukturách nižší a díky tomu je ultrazvuková energie absorbována až v hlouběji uložených tkáních. (Demmink et al., 2003)

Pro terapeutické účely by se hodnota nastavené frekvence měla pohybovat v rozmezí 0,8 až 3 MHz. V klinické praxi jsou k terapii běžně používány multifrekvenční hlavice pro dvě základní frekvence: 1 a 3 MHz. Pro ozvučení hluboko uložených tkání volíme frekvenci 1 MHz a frekvenci 3 MHz používáme k ošetření povrchově uložených tkání což je znázorněno na Obrázku 7. Pro ultrazvuk s frekvencí 3 MHz proniká je udávaná polohloubka průniku 1,6 cm. Běžně se tato velikost frekvence ultrazvuku nastavuje při ozvučení struktur nacházejících se v rozmezí hloubky 0,8 až 1,6 cm. Naopak ultrazvukové vlnění s frekvencí 1 MHz používáme k ošetření tkání uložených v hloubce 2,3 až 5 cm. (Draper et al., 1995; Hayes et al., 2004; Poděbradský & Vařeka, 1998)



Obrázek 7. Hloubka průniku ultrazvuku závislá na nosné frekvenci (Cameron, 2012)

Tato doporučení v nastavení nosné frekvence potvrdila svým výzkumem skupina Cambier et al. (2001), která umístila měřící sondy do vzdálenosti 1cm, 3cm a 5cm od ultrazvukového aplikátoru pro frekvenci 1 a 3 MHz. Ultrazvuk byl aplikován na mrtvá těla v pulzním i kontinuálním terapeutickém režimu. Autoři měřili v daných vzdálenostech nárůst teploty, který byl měřítkem pro zbývající množství ultrazvukové energie. Je nutné brát v úvahu chybějící efekt homeostatických mechanismů živé tkáně a to hlavně cirkulace krevního oběhu. Demminik et al. (2003) upozorňuje, že pokud je jeden z hlavních záměrů ultrazvukové terapie ohřev cílové tkáně, musí si fyzioterapeut uvědomit, že dosažená hloubka ozvučení bude značně ovlivněna nejen frekvencí ultrazvukového vlnění ale také absorpčním koeficientem tkáně a dobou ozvučení.

Výzkumná skupina Hayes et al. (2004) provedla experiment, kterým ukázala, že 3MHz ultrazvuk proniká hlouběji, než se předpokládalo. Během ozvučování lýtkového svalu ultrazvukem s frekvencí 1 a 3 MHz (intenzita 1,5 W/cm², ERA 5 cm², ozvučovaná plocha = 2x ERA, duty cycle 100 %) porovnávali nárůst teploty uvnitř lýtkového svalu v hloubce 2,5 cm. Výsledky experimentu ukázaly, že většího ohřevu tkáně v této hloubce dosáhl ultrazvuk s frekvencí 3 MHz a je tedy zřejmé, že 3MHz ultrazvuk proniká hlouběji, než je konvenčně udáváno. Autoři studie uvádějí, že tento objev vyžaduje další výzkumné bádání.

6.2 TERAPEUTICKÉ REŽIMY ULTRAZVUKU

Základním parametrem pro dosažení či potlačení tepelného účinku ultrazvukového vlnění je terapeutický režim ultrazvuku. Základní režimy ultrazvuku jsou dva: kontinuální a pulzní. (Ensminger & Bond, 2012; Poděbradský & Vařeka, 1998)

Kontinuální režim ultrazvuku je charakteristický délkou impulsu, který je roven délce periody. Poměr impulsu a periody je tedy 1:1, což znamená, že ultrazvukový paprsek probíhá po celou dobu cyklu bez přerušení. Tato forma ultrazvuku indukuje v cílové tkáni značný vzestup lokální teploty a je kontraindikována u akutních zánětlivých stavů, při kterých je vzestup teploty nežádoucí. (Cameron, 2012; Watson, 2008)

Naopak pulzní terapeutický režim ultrazvuku vzniká tak, že vysokofrekvenční střídavý proud je do piezoelektrického převodníku přiváděn pouze po určitou dobu cyklu. Biologické účinky pulzního ultrazvuku jsou zejména atermické a při jeho použití

tak můžeme využít efektů ultrazvukové energie bez biologicky významného ohřevu. (Cameron, 2012)

Pro vyjádření periody pulzního ultrazvuku se používá parametr opakovací frekvence. Jedná se o veličinu, která udává počet cyklů za minutu a je definovaná jako součet impulzu a pauzy během periody. Pomocí opakovací frekvence lze upravit termicitu ultrazvukového paprsku. Čím nižší tato frekvence je, tím větší bude tepelný účinek ultrazvuku. Z fyzikálního hlediska sice dochází k přenosu stejného množství energie, avšak z pohledu fyziologických dějů nikoli. V klinické praxi je nejčastěji používána opakovací frekvence 100 Hz, přičemž se perioda pulznosti rovná deseti milisekundám (jeden cyklus trvá 10 milisekund). Pokud je opakovací frekvence rovna 50 Hz, pak trvá perioda jednoho cyklu 20 milisekund. (osobní sdělení Mgr. J. Urbana)

Tabulka 3 znázorňuje charakteristiku pulznosti ultrazvuku, která se liší dle výrobců jednotlivých ultrazvukových přístrojů. Někteří popisují poměrné číslo PIP = poměr impulz/perioda, které udává dobu periody (cyklu), po kterou je ultrazvuk vyzařován. Jiný výrobce charakterizuje pulzní ultrazvuk pulzním poměrem (pulse ratio), který vyjadřuje poměr mezi impulzem a pauzou. Poslední možností je procentuální vyjádření doby trvání impulzu v rámci jednoho cyklu. Takovýto popis je výrobcem označován jako duty faktor (duty cycle) a určuje, kolik procent z cyklu zaujímá vyzařování ultrazvukového paprsku. V rehabilitační praxi se nejčastěji setkáváme s vyjádřením pulznosti pomocí duty faktoru, jehož hodnota se nejčastěji nastavuje na 20 %. (Cameron, 2012)

Tabulka 3. Vyjádření pulznosti ultrazvuku (Mgr. J. Urban, přednáška 2014)

Doba impulzu (opakovací frekvence=100Hz)	Doba impulzu (opakovací frekvence =50 Hz)	PIP	PULZNÍ POMĚR	DUTY FAKTOR	PRŮBĚH
10 ms	20 ms	1:1	-	100 %	KONTINUÁLNÍ
5 ms	10 ms	1:2	1:1	50 %	PULZNÍ
2,5 ms	5 ms	1:4	1:3	25 %	

6.3 INTENZITA

Dalším parametrem, který významně ovlivňuje interakce ultrazvuku s biologickou tkání, je intenzita. Intenzita ultrazvukového vlnění je energetická hustota

ultrazvuku, která určuje množství akustické energie procházející jednotkou plochy, na kterou kolmo dopadá ultrazvukový paprsek. Díky této energii dochází k rozpořybování elementárních částic. Intenzita je matematicky popsána jako součin akustické rychlosti a akustického tlaku a zadáváme ji v jednotkách W/cm^2 . (Cameron, 2012)

Intenzita ultrazvukové energie je volena dle terapeutického cíle. Pokud je záměr terapeuta zahřívání tkáně, volená intenzita se pohybuje v rozmezí 1,5 až 2 W/cm^2 pro frekvenci 1 MHz a 0,5 W/cm^2 pro kmitočet 3 MHz. Tyto hodnoty jsou v uvedeném rozmezí korigovány dle reakce pacienta. Intenzitu zvyšujeme, pokud pacient během 2 až 3 minut nehlásí pocit tepla a naopak okamžitě snižujeme, jestliže ošetřovaná osoba pociťuje jakýkoli diskomfort v oblasti ozvučení. Při aplikaci ultrazvuku pro jeho atermické účinky je vhodné použít intenzitu v rozmezí 0,5 až 1 W/cm^2 . (Cameron, 2012)

Dalším kritériem pro nastavení intenzity stav onemocnění. Při akutní fázi volíme nízké hodnoty intenzity v rozmezí 0,1 až 0,5 W/cm^2 . Při léčbě chronických pacientů začínáme s intenzitou 0,8 až 1 W/cm^2 a dle reakce organismu formou pozitivního stepu dále zvyšujeme. V rámci prevence předávkování nikdy nezvyšujeme dobu aplikace a hodnotu intenzity zároveň. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

Horní hranice intenzity pro ultrasonoterapii se ve fyzioterapii liší dle terapeutického režimu. Při aplikaci kontinuálního ultrazvuku by intenzita neměla přesáhnout hodnotu 2 až 3 W/cm^2 . Mezní hodnota pro pulzní ultrazvuk je díky pauzám během cyklů větší a dosahuje 3 až 5 W/cm^2 . Uvedené hranice platí pro hodnotu intenzity dosažené v tkáni. (osobní sdělení Mgr, J. Urbana)

6. 4 ZPŮSOB APLIKACE

Aplikace terapeutického ultrazvuku se liší dle pohybu ultrazvukové hlavice po kůži pacienta, dle ozvučované oblasti a nakonec podle způsobu kontaktu hlavice s tkání.

6. 4. 1 Aplikační technika

Techniku aplikace terapeutického ultrazvuku můžeme rozdělit dle pohybu hlavice po povrchu pacientova těla. Každá technika má své uplatnění a její výhody či nevýhody vyplývají z fyzikálních vlastností ultrazvukových vln.

Nejméně využívanou technikou je statická aplikace, při níž je hlavice upevněna ve speciálním nástavci a přikládána na cílovou tkáň, po které se dále nepohybuje. Tímto způsobem se ultrazvuk aplikuje zcela výjimečně z důvodu nebezpečí vzniku stojatého

vlnění. Toto riziko odpadá při semistatické aplikaci. Pokud je velikost ozvučované plochy přibližně shodná s efektivní vyzařovací plochou ultrazvukové hlavice je nejuvhodnější použít právě tento typ aplikace. Terapeut během ní nepřetržitě opisuje spirály po obvodu kruhu v ošetřované oblasti. Poslední konvenční technikou aplikace je dynamická, která je první volbou při ozvučování oblasti o větším rozměru, než je efektivní vyzařovací plocha hlavice. Pohyb je opět vykonáván v spirálovitých trajektoriích po oblasti vymezené k ošetření. Optimální rychlost pohybu hlavice by měla být udržována kolem 4 cm/s. (Cameron, 2012; Michlovitz, Bellew & Nolan, 2011)

V současné době se v praxi setkáváme i s hybridní technologií, která používá bezobslužné aplikátory. Tyto „hands-free“ aplikátory kombinují benefity statické a semistatické aplikační techniky. Výhodou statické aplikační metody je úspora terapeutova času, jelikož nemusí být přítomen v průběhu celé doby procedury. Zároveň jsou tyto aplikátory schopny samy regulovat a kontrolovat vznik interferenčních jevů, tak aby nepoškodily pacienta. V podstatě se jedná o dvoufrekvenční aplikátor, který se skládá z více piezoelektrických krystalů, takže povrch hlavice je rozdělen do více polí. Během aplikace je pevně přikurtován k pacientovi a jeho jednotlivé části se v určitých periodách zapínají a vypínají, tak aby bránily vzniku stojatého vlnění. Postupnou aktivací jednotlivých krystalů je vytvořeno rotující ultrazvukové pole. Tyto aplikátory navíc umožňují nastavit alternující nosnou frekvenci, pomocí níž může terapeut v průběhu aplikace měnit nosnou frekvenci mezi 1 a 3 MHz a tím ovlivňovat hloubku působení ultrazvuku.

6. 4. 2 Oblast ozvučování

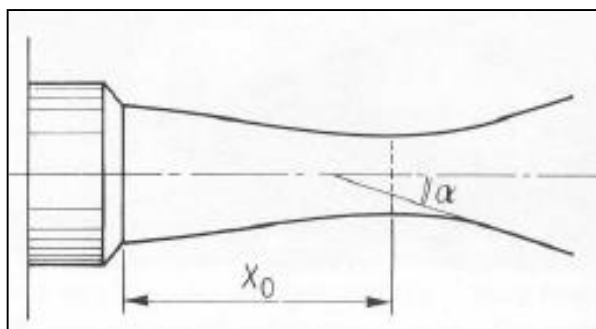
Dalším kritériem pro dělení ultrasonoterapie je místo ozvučování. Bezespору nejčastějším způsobem aplikace ultrazvuku z hlediska místa ozvučování je lokální aplikace, kdy ošetření probíhá v místě obtíží (např. bolesti či posttraumatického chronického otoku). (Hoogland, 2005)

Méně častou volbou je radikulární aplikace ultrazvuku, během níž jsou ošetřovány výstupy míšních kořenů v oblasti paravertebrálních valů. Ozvučujeme výstupy nervových kořenů, které segmentálně odpovídají postižené oblasti. Nejčastější indikací k radikulární aplikaci je Sudeckův syndrom a morbus Raynaud, kde se snažíme příznivým směrem ovlivnit trofické změny v cílové tkáni. Podobným typem ozvučení je segmentální aplikace, kdy se jedná se o aplikaci ultrazvuku na míšní kořen, kterou následuje ozvučení manifestní Headovy zóny. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

Vzácným typem ozvučení je neurální aplikace, jejímž cílem je snížení rychlosti vedení vzruchů. Ozvučení nervu nejdříve způsobí vzrůst excitability, která vzápětí klesá a rychlost vedení je zpomalena. V další fázi dochází k reverzibilní paréze nervu, který zcela přestává vést akční potenciál. V tomto stádiu existuje tenká hranice, při jejímž překročení způsobíme explozi axonu uvnitř zachovaných myelinových pochev a tím pádem ireverzibilní poškození nervu. Tento způsob aplikace je velmi riskantní a používá se pouze ve výjimečných případech, jako jsou fantomovy a pahýlové bolesti. (Poděbradský & Vařeka, 1998; Hoogland, 2005)

6. 4. 3 Dělení dle způsobu kontaktu hlavice s tkání

Dle přístupnosti k ošetřované oblasti se ultrazvuk aplikuje prostřednictvím blízkého či vzdáleného ultrazvukového pole, přičemž blízké pole je přednostně používáno pro terapii přímým kontaktem a vzdálené pole pro podvodní ozvučení. Blízké a vzdálené ultrazvukové pole je znázorněno na Obrázku 9. (Cameron, 2012; Poděbradský & Vařeka, 1998)



Obrázek 9. Blízké (X_0) a vzdálené ultrazvukové pole. (Hoogland, 2005)

6. 4. 3. 1 Přímý kontakt - Blízké ultrazvukové pole

Během přímého kontaktu ultrazvukové hlavice s povrchem těla se cílová tkáň vyskytuje v zóně blízkého ultrazvukového pole. Tato oblast se také nazývá Fresnelova zóna a vyznačuje se nízkou divergencí ultrazvukového paprsku. V důsledku konvergence ultrazvukových vln a následné konstruktivní interference vzniká významná variace intenzity ultrazvukového pole, jehož lokální špičky mohou několikanásobně přesahovat nastavenou hodnotu intenzity. Délka blízkého pole (x_0) roste spolu s velikostí efektivní radiační plochy hlavice a klesá s rostoucí frekvencí ultrazvuku. (Ensminger & Bond, 2012; Hoogland, 2005; Poděbradský & Vařeka, 1998)

Přímý kontakt ultrazvukové hlavice s povrchem těla se neobejde bez použití kontaktního média, které musí být dostatečně tekuté, aby vyplnilo všechny dostupné prostory a zároveň relativně viskózní, aby během aplikace v těchto prostorách setrvalo. Požadovanou vlastností vmezeřeného média je dobrá akustická vodivost, díky které nedochází během průchodu ultrazvuku k jeho výrazné absorpci, útlumu či eliminaci. (Watson, 2008)

V praxi se obvykle používají parafinové oleje a ultrazvukové gely. Parafinový olej se vyznačuje lepšími akustickými vlastnostmi, avšak není elektricky vodivý a nedá se využít při kombinované terapii. Proto se častěji na rehabilitačních pracovištích setkáme s ultrazvukovými gely, které mají v porovnání s parafinem horší akustické vlastnosti, avšak mají dobrou elektrickou vodivost. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

6. 4. 3. 2 Podvodní (subaquální) aplikace - Vzdálené ultrazvukové pole

Podvodní aplikace využívá zejména vzdáleného ultrazvukového pole, které se označuje jako Fraunhoferova zóna. Vzdálené ultrazvukové pole je charakteristické rostoucí divergencí ultrazvukového paprsku a tím pádem minimálním výskytem interferenčních jevů. V důsledku divergence vlnění dochází v této zóně k postupnému poklesu intenzity ultrazvukové energie. (Hoogland, 2005)

Vzhledem k absenci konstruktivní interference lze tímto způsobem ozvučovat i nerovný povrch s kostními strukturami nacházejícími se blízko pod povrchem kůže. Proto se podvodní aplikace používá při ošetření obtížně přístupných oblastí aker, jako jsou například malé klouby ruky a nohy. Podvodní aplikace se také využívá, pokud je ošetřovaná oblast příliš bolestivá a přímý kontakt by pacient nesnesl. (Hoogland, 2005)

Kontaktním médiem pro přenos ultrazvukového vlnění je v tomto případě vodní prostředí vytvořené uvnitř vodou naplněné plastové nádoby, do které je ponořena ošetřovaná část akra i aplikační hlavice. Výborné akustické vlastnosti vody zajišťují propagaci ultrazvuku s minimálními či nulovými ztrátami energie. Hoogland (2005) uvádí, že voda by měla být před aplikací převařená, aby se eliminoval výskyt vzduchových bublin, které mohou přenos ultrazvukové energie vodním prostředím značně limitovat.

Pro podvodní aplikaci ultrazvuku používáme frekvenci 1 MHz a ultrazvukovou hlavici, jejíž ERA se rovná 4 cm². Tabulka 4 znázorňuje, že pro takové parametry končí blízké ultrazvukové pole ve vzdálenosti 10 cm od aplikátoru. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

Tabulka 4. Vztah frekvence k ultrazvukovému poli. (J. Urban, přednáška 2014)

	Blízké UZ pole	Vzdálené UZ pole
Frekvence/ ERA	1 cm ²	5 cm ²
1MHz	2 cm	10 cm
3 MHz	6 cm	30 cm

Během podvodní aplikace ultrazvuku je nezbytné dbát na pracovní hygienu terapeuta. V žádném případě nesmí dojít k ponoření terapeutovy ruky, která přidržuje ultrazvukovou hlavici, z důvodu neadekvátního ozvučení terapeutovy ruky v důsledku bočního šíření ultrazvuku. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

6.5 DOBA APLIKACE

Jedná se o další důležitý parametr, který ovlivňuje úspěšnost terapie. Doba aplikace musí být dostatečně dlouhá, aby v cílové tkáni došlo k vhodné intervenci, zároveň však nesmí dojít k předávkování pacienta. Optimální délka aplikace se odvíjí především od stádia onemocnění. Dále je ovlivněna způsobem aplikace, velikostí ošetřované plochy, efektivní vyzařovací plochou hlavice a terapeutickým režimem ultrazvuku. (Cameron, 2012)

Aplikace pulzního ultrazvuku trvá zpravidla delší dobu než terapie v kontinuálním režimu. Při stanovení délky aplikační doby je dále nezbytné zohlednit velikost ošetřované oblasti, kdy každou plochu o velikosti 1 cm² ozvučíme minimálně 1 minutu. Zároveň ale dodržujeme horní hranici, která je pro většinu indikací 10 minut. Semistatickou aplikaci provádíme u akutních případů maximálně 3 minuty a u chronických stavů 5 minut. Použijeme-li dynamickou aplikaci, musíme dobu ozvučení adekvátně prodloužit. Pro tyto účely je využíván vzorec 6.1 (k =min doba k ozvučení 1 cm², p = kolikrát je ošetřovaná plocha větší než ERA, dc = duty cycle).

$$t = \frac{k \cdot p}{dc} \quad 6.1$$

6.6 POČET A FREKVENCE PROCEDUR

Také počet a frekvence jednotlivých procedur ovlivňují úspěšnost ultrazvukové terapie. Doporučený počet opakování léčebných zásahů ultrazvukem je založený pouze na klinických standardech a zkušenostech, protože v současnosti neexistuje žádná studie, která by porovnávala efektivnost mezi různými frekvencemi léčebných jednotek. I přesto se v klinické praxi při volbě frekvence procedur dodržují určité zásady. (Cameron, 2012)

Četnost opakování procedur závisí na průběhu onemocnění. Jestliže se jedná o akutní stav, doporučovaný počet absolvovaných terapií odpovídá pěti návštěvám během jednoho týdne. Pacienti s chronickým stavem indikovaným k ultrasonoterapii dochází obvykle třikrát za týden, přičemž je doporučováno průběžně měnit interval mezi jednotlivými procedurami. Příkladem je situace, kdy pacient dochází v prvním týdnu terapie tři dny za sebou (denně) a v druhém léčebném týdnu dochází na terapii každý druhý den (taktéž třikrát týdně). Tímto postupem můžeme zvýšit efektivitu ultrasonoterapie u chronicky probíhajícího onemocnění. (Cameron, 2012; Poděbradský & Vařeka, 1998)

Významným faktorem, který ovlivňuje počet doporučených terapeutických jednotek, je reakce pacienta na aplikovaný ultrazvuk. V případě, že se zdravotní stav pacienta zásahem ultrazvukové energie adekvátně nezlepšuje, je vhodné terapeutickou intervencí modifikovat buď změnou parametrů ultrazvuku, nebo výběrem jiné léčebné metody. V mnoha případech je efekt léčby viditelný během první až třetí terapie. (Cameron, 2012)

Celkový počet aplikací terapeutického ultrazvuku je velice individuální. V rehabilitační praxi se můžeme setkat s nárazovými či pravidelnými aplikacemi. Jednorázová ultrasonoterapie může být použita pro uvolnění měkkých tkání před myoskeletálním výkonem fyzioterapeuta. Častěji se však setkáváme s pravidelně opakovanými výkony, které se u chronických pacientů provádí nejčastěji devětkrát v období tří týdnů. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

7 ÚČINKY ULTRAZVUKU

K přenosu optimálního množství ultrazvukové energie z hlavice na tkáň je nutné zajistit vhodné podmínky pro jeho transport. Absorpce těchto vln lidským tělem způsobuje oscilační pohyby atomů, molekul a celých buněk vyskytujících se v poli ultrazvuku. Předaná mechanická energie se třením kmitajících částic dále přeměňuje na energii tepelnou a způsobuje ohřev tkáně. (Cambier et al., 2001; Poděbradský & Vařeka, 1998)

Lidský organismus reaguje na nárůst teploty aktivací homeostatických mechanismů, prostřednictvím nichž dochází k odvodu tepla do okolních tkání. Pokud je nárůst teploty dostatečně velký, nedochází k odpovídající tepelné regulaci a vzniká lokalizovaný nárůst teploty, který má do jisté míry léčebné účinky. V případě, kdy je odvod tepla shodný s jeho generací, působí ultrazvuk na tkáň takzvanými atermickými účinky. Předpokládá se, že takových účinků je možné dosáhnout nízkou intenzitou ultrazvukové energie nebo pulzním terapeutickým režimem ultrazvuku. (Cambier et al., 2001)

Obecně tedy můžeme biologické účinky ultrazvuku rozdělit na termické a atermické. Nelze však předpokládat, že v určitou chvíli působí ultrazvuk pouze tepelně nebo pouze mechanicky. Skutečnost je taková, že tyto dva efekty jsou neoddelitelné a vyskytují se v určitém poměru vždy současně. Proto je nutné předpokládat, že mechanické vlivy ultrazvuku jsou doprovázeny zahříváním tkání a naopak tepelné účinky vznikají za doprovodu atermických jevů. I přes tuto skutečnost je rozdělení účinků ultrazvuku na termické a atermické vhodné a často používané. (Baker, Robertson & Duck, 2001)

7.1 TERMICKÉ ÚČINKY

Termické účinky ultrazvuku byly poprvé demonstrovány v roce 1930, kdy bylo dokázáno, že aplikací ultrazvuku jsme schopni lokálně zvýšit teplotu tkání. Během propagace ultrazvukového vlnění tkáněmi dochází k rozkmitání částic prostředí a jejich třením vzniká teplo. Míra ohřevu závisí na mnoha faktorech, zejména na absorpčním koeficientu tkáně, na stupni prokrvení a na frekvenci a intenzitě vlnění. (Watson, 2008)

7. 1. 1 Faktory ovlivňující míru ohřevu

Tkáně obsahující vysoký obsah bílkovin absorbují ultrazvuk snadněji než ty s vyšším obsahem tuku. Cameron (2012) ultrazvuk nepovažuje za nejvhodnější fyzikální modalitu pro zahřívání svalové tkáně díky jejímu relativně nízkému absorpčnímu koeficientu a také díky tomu, že většina svalů má mnohem větší plochu než používané ultrazvukové hlavice. Ultrazvuk však považuje za velice efektivní při zahřívání malých oblastí jizevnaté tkáně uvnitř svalů, které absorbují mnohem více ultrazvukové energie díky zvýšenému podílu kolagenních látek.

Míra absorpce a tím pádem ohřevu se zároveň zvyšuje s rostoucí hodnotou nosné frekvence. Uvádí se, že 3MHz ultrazvuk zvyšuje míru ohřevu tkáně až třikrát více než ultrazvuk s frekvencí 1 MHz. Studie, během které bylo toto tvrzení ověřováno ozvučováním lidského lýtkového svalu, prokázala až čtyřnásobně větší nárůst lokální teploty při aplikaci 3MHz ultrazvuku v porovnání s 1 MHz. Intenzita ultrazvukové energie by proto měla být volena s ohledem na nastavenou frekvenci a to tak, že při použití frekvence 1 MHz je volena intenzita 3 až 4krát nižší než u frekvence 3 MHz. (Cameron, 2012; Draper, 1995)

Ke zvýšení totálního množství dopravené ultrazvukové energie do cílových tkání je zásadní hodnota nastavené intenzity ultrazvukového vlnění. Stupeň ohřevu ozvučené tkáně je přímo úměrný velikosti intenzity aplikované energie. Uvádí se, že aplikace 1MHz ultrazvuku s intenzitou 1 W/cm^2 způsobí nárůst lokální teploty přibližně o $0,2 \text{ }^\circ\text{C}$ za minutu. (Atkins & Duck, 2003; Draper, 1995; Levine et al., 2001)

Míra ohřevu je dále ovlivnitelná terapeutickým režimem ultrazvuku, přičemž kontinuální režim je v tomto ohledu efektivnější než pulzní. Naopak se ukázalo, že rychlost pohybující se hlavice, nemá na míru ohřevu tkáně žádný vliv. Weaver et al. (2006) prokázali, že pohyb ultrazvukové hlavice rychlostí 2 až 3, 4 až 5, 7 až 8 cm/s během aplikace ultrazvuku způsobila naprosto stejný nárůst teploty ozvučené tkáně. Parametry použitého ultrazvuku byly následující: frekvence 1 MHz, režim kontinuální, intenzita $1,5 \text{ W/cm}^2$ a doba aplikace 10 minut. (Baker et al., 2001; Johns, 2002; Watson, 2008)

Nárůst teploty tkáně je navíc ovlivňován vnitřními faktory organismu. Musíme si uvědomit, že při jakékoli změně vnitřního prostředí dochází k aktivaci biochemických dějů vedoucí k obnově homeostázy. Stejně tomu je i při zahřívání ozvučených tkání. Jakákoli teplotní změna automaticky iniciuje homeostatické reakce, které vedou

k obnově fyziologického stavu. Je zřejmé, že tyto mechanismy nezabrání ohřevu úplně, ale značně ovlivní hloubku dosaženého účinku. Výsledná teplota ozvučené tkáně tedy primárně závisí na stupni prokrvení, jehož prostřednictvím dochází k odvodu tepla krví do okolního prostředí. Z tohoto důvodu dochází k nejmenším tepelným ztrátám v tukové tkáni a ve šlachách, jejichž stupeň perfuze je nejnižší. (Baker et al., 2001; Demminik et al. 2003)

7. 1. 2 Terapeutický efekt

Biologicky významný tepelný účinek nastává při zvýšení lokální teploty tkáně na 40 až 45 °C přetrvávající po dobu alespoň 5 minut. Kontrolovaným zahříváním tkáně tak dosahujeme terapeutických efektů, které zahrnují úlevu od bolesti z lokální ischemie (spazmolýza), uvolnění kloubní ztuhlosti, svalovou myorelaxaci, zlepšení místní cirkulace a tím zvýšení lokálního metabolismu. (Baker et al., 2001; Watson, 2008)

Ve fyzikální terapii dosahujeme takových teplot, které mají příznivý vliv na lidské tkáně. Slabý ohřev tkáně o 1 až 2 °C má za následek zvýšení lokálního metabolismu až o 13 procent. Mírný vzestup tkáňové teploty o 2 až 4 °C přináší myorelaxační účinky, úlevu od bolesti, utlumuje chronický zánětlivý proces a podporuje lokální prokrvení. Nárůst teploty o 4 °C a více způsobuje zvýšení extenzibility kolagenních struktur a působí inhibičně na aktivitu sympatiku. (Demminik et al., 2003; Draper et al., 1995; Michlovitz, Bellew & Nolan, 2011)

7. 2 ATERMICKÉ ÚČINKY

Existují situace, ve kterých dosahuje ultrazvuk biologických účinků, aniž by docházelo k významnému nárůstu teploty v tkáni. Nelze však tvrdit, že tyto účinky jsou striktně atermické. Ve skutečnosti jsou netermální interakce ultrazvuku s tkáněmi doprovázeny tepelnou akumulací, ta však není biologicky významná. Mezi atermické mechanické účinky patří kavitace a mikromasáž. (Baker et al., 2001; Watson, 2008)

7. 2. 1 Kavítace

Kavitační jevy jsou vázány na změny tlaku v kapalinách. Jedná se o vznik bublin v kapalině, kterou prochází tlaková vlna. Akustická kavitace může být přesněji definována jako formování malých plynových bublin v tkáni v důsledku ultrazvukové vibrace. Rychlé změny tlaku, které vznikají vedením ultrazvukové vlny, jsou pro okolní buňky rizikové, protože mohou vést k jejich destrukci. Jestliže vzniklé mikroskopické

bublínky expandují a vzápětí kolabují, může dojít k mikroexplozi okolních buněk. (Baker et al., 2001; Johns, 2002)

Kavitační jevy jsou využívány při rozrušování ledvinových kamenů v chirurgii či zubních kazů ve stomatologii. Baker et al. (2001) uvádí, že v intenzitách používaných ve fyzioterapii k tomuto jevu nedochází. Ensminger & Bond (2012) vznik kavitačních jevů v ošetřovaných tkáních, při aplikaci ultrazvuku o běžně používaných parametrech ve fyzioterapii, zcela nezavrhuje. Popisují studie, které dokazují, že vlivem kavitačních jevů dochází k změně transportních vlastností kůže a dále ke vzniku volných radikálů. Je nutné zdůraznit, že většina těchto experimentů byla provedena v podmínkách *in vitro*, kde se podmínky prostředí významným způsobem odlišují od těch *in vivo*. Z tohoto důvodu je těžké transformovat experimentální poznatky z laboratorních podmínek do klinické praxe a výsledky nemusí být totožné.

7. 2. 2 Mikromasáž

Mikromasáž je z pohledu terapie velice významná. Dochází k ní při aplikaci pulzního i kontinuálního ultrazvuku a v závislosti na intenzitě ultrazvukové energie může mít na tkáň příznivý i nepříznivý vliv. V důsledku molekulární vibrace dochází k zvýšení propustnosti buněčných membrán a tím se zefektivňuje transport metabolických produktů. (Baker et al., 2001; Hoogland, 2005; Tascioglu et al., 2010)

Ultrazvukové vibrace způsobují při průchodu tkáněmi jejich kompresi a expanzi, jejichž frekvence odpovídá kmitočtu aplikovaného ultrazvuku. Díky tomu dochází ke kolísání tlaku v tkáni, a proto je mechanický účinek nazýván jako mikro-masáž. (Hoogland, 2005)

7. 2. 3 Disperzní účinky

Velká část vnitřního prostředí lidského organismu má charakter molekulárních koloidních roztoků. Především se jedná o vodné roztoky biopolymerů zejména bílkovin a nukleových kyselin. Většina koloidních roztoků existuje kapalné nebo tuhé formě. (Hrazdira & Mornstein, 2001)

Gel vzniká zesíťováním částic disperzního podílu prostřednictvím slabých chemických interakcí. V organismu se běžně s touto formou koloidů setkáváme během procesu hojení, kdy se v rámci hemokoagulace vytváří fibrinová síť. Tato struktura svými vlastnostmi připomíná gel obsahující až 95 % vody. Přeměna fibrinogenu na fibrin tvořící jizvu je hlavním pilířem úspěšného zhojení traumatizované tkáně.

Přítomnost fibrinu však způsobuje gelatinizaci vzniklého otoku a hematomu. Gely jsou na rozdíl od solů pro organismus těžko vstřebatelné, a proto se v terapii snažíme dosáhnout jejich krátkodobého zkapalnění. Tohoto tixotropního efektu lze dosáhnout aplikací ultrazvukové energie, jejímž působením dochází za nezměněné teploty k přechodu koloidní látky z pevného stavu do kapalného a zpět. (Blombäck & Bark, 2004; Hrazdira & Mornstein, 2001;)

V důsledku působení ultrazvukové energie vzniká na přechodnou dobu přebytečná tekutina, kterou je potřeba z ošetřované oblasti odčerpat. Bezprostředně po aplikaci ultrazvuku by tedy měla následovat aktivace svalové pumpy rytmickým pohybem v ozvučném segmentu. Pokud pohyb v segmentu není možný, volíme aplikaci elektroterapie s antiedematozním účinkem, například diadinamický CP proud. (osobní sdělení Mgr, J. Urbana)

S aplikací ultrazvuku nezačínáme dříve než 24 hodin po traumatu, kdy probíhá přeměna fibrinogenu na fibrin. Je důležité si uvědomit, že tato přeměna je pro zastavení krvácení a formování jizevnaté tkáně naprosto zásadní. (Blombäck & Bark, 2004; Poděbradský & Vařeka, 1998)

7. 2. 4 Biochemické účinky

Bylo prokázáno, že působení nízko-intenzivního ultrazvuku zvyšuje intracelulární koncentraci vápníku a také permeabilitu buněčných membrán. Dále se ukázalo, že ultrazvuková energie podporuje fyziologickou aktivitu různých typů buněk jako například žírných buněk nebo makrofágů. Vhodná aplikace ultrazvuku má také stimulační efekt na fibroblasty a šlachové buňky, které zajišťují syntézu proteinů. Kromě toho se ultrazvuk podílí na stimulaci syntézy proteoglykanů, za kterou jsou odpovědní chondrocyty. Těchto účinků bylo dosaženo použitím takových parametrů ultrazvuku, které nezpůsobují významný ohřev ozvučených tkání a tím pádem jsou považovány za atermické. (Altland et al., 2004; Cameron, 2012; Choi et al, 2006; Hsu & Huang, 2004)

7.3 NEŽÁDOUCÍ ÚČINKY

Obecně platí, že nežádoucí účinky ultrazvuku se moc často nevyskytují, ovšem mohou se objevit, pokud je ultrazvuk aplikován nesprávným způsobem nebo v případě, kdy jsou porušeny kontraindikace. (Nyborg, 2001)

Nejčastěji se setkáváme s popálením kůže, které je způsobeno neadekvátním zahřáním ultrazvukové hlavice. To vzniká v důsledku aplikace vysoké intenzity kontinuálního ultrazvuku zejména během statické aplikace. Další možnou příčinou může být nedostatek kontaktního média vyplňující prostor mezi hlavicí a kůží. V obou případech se jedná o vznik konstruktivní interference, která způsobuje přehřátí kovového povrchu aplikátoru. Riziko popálení stoupá u pacientů s deficitem termického cití. (Cameron, 2012)

V důsledku stojatého vlnění, dochází v ozvučované oblasti ke změně chování erytrocytů, které začnou vytvářet uzlíkovité formace a dochází k jejich městnání. Jakmile je působení stojatého vlnění přerušeno, erytrocyty se rozpojují a vrací se do fyziologického pohybu. Takové chování červených krvinek může způsobit trvalé poškození endotelové vrstvy cévní stěny. Tyto efekty byly demonstrovány při aplikaci ultrazvukové energie s následujícími parametry: frekvence 1 až 5 MHz a intenzita 0,5 W/cm². Jelikož se ve fyzioterapii aplikuje ultrazvuk s podobnými parametry, je důležité upřednostňovat semistatický či dynamický způsob aplikace jako prevence vzniku stojatého vlnění v prokrvených tkáních. Působení ultrazvuku na krevní řečiště dále způsobuje narušení pohyblivosti leukocytů, čímž dochází ke snížení buněčné imunity. (Cameron, 2012; Hoogland, 2005; Poděbradský & Vařeka, 1998)

Dalším rizikem je možnost přenosu infekčního agens z povrchu aplikační hlavice a sonogelu na pacienta. Existuje práce, jejímž cílem bylo zhodnocení míry kontaminace ultrazvukového zařízení. Během studie byly zkoumány ultrazvukové hlavice a gely, které pocházely z různých rehabilitačních zařízení. Výsledky ukázaly, že 27 % ultrazvukových hlavic a 28 % kontaktních gelů bylo kontaminováno bakteriemi. Kmeny bakterií vyskytující se na povrchu aplikátorů odpovídaly běžně vyskytujícím se mikroorganismům na povrchu lidské kůže. Tyto kmeny nejsou příliš nebezpečné a jsou snadno redukovatelné použitím 70% alkoholového roztoku. Závažnější nález se objevil při kultivaci kmenů ze sonogelů, které slouží při aplikaci ultrazvuku jako kontaktní médium. Ultrazvukové gely byly kontaminovány oportunistickými patogenními kmeny bakterií a dokonce byl dokázán výskyt obávaného *Strepococci Aurelia*. (Schabrun, Chipchase & Rickard, 2006)

8 INDIKACE

Ultrazvuk je běžně používaná fyzikální modalita, které je využíváno k léčbě rozsáhlého množství patologických stavů. Úspěšných terapeutických výsledků dosahuje ultrazvuk díky termickým a atermickým účinkům. Tepelné působení ultrazvukové energie se uplatňuje především před strečinkovými technikami zkrácených měkkých tkání a pro ovlivňování bolesti. Atermické účinky se uplatňují primárně při ovlivňování permeability buněčných membrán v zájmu urychlení procesu hojení. Existuje mnoho studií, které prokazují, že atermické působení ultrazvukové energie podporuje hojení kožních vředů, operačních jizev, poraněných šlach a zlomenin kostí. Ukázalo se, že působení termických i mechanických účinků ultrazvuku podporuje a urychluje transdermální penetraci lokálně podávaných léčiv. Aplikací ultrazvuku také můžeme podpořit resorpci nežádoucích kalciových usazenin. (Cameron, 2012)

Přehled výzkumů, které vytvářejí vědecký podklad pro indikaci ultrazvuku k jednotlivým diagnózám, se stále vyvíjí a díky mezerám současného bádání nelze jednoznačně určit, zda je v klinické praxi výše uvedených léčebných účinků konzistentně dosahováno. (Baker, Robertson & Duck, 2001; Robertson & Baker, 2010)

V následující části budou vyjmenovány patologické stavy, které jsou nejčastěji indikovány k ultrazvukové terapii.

8.1 RESTRIKCE MĚKKÝCH TKÁNÍ

V důsledku imobilizace, inaktivity, nebo jizev dochází ke zkracování měkkých tkání pohybového systému. Jedná se především o zkrácení kloubního pouzdra, šlach a ligament, jež se klinicky projevují bolestí, omezením rozsahu pohybu a funkční limitací. K navrácení jejich původní fyziologické délky slouží nejefektivněji strečinkové techniky, přičemž protažitelnost měkkých tkání může být podpořena jejich zahříváním, během kterého dochází ke změně viskoelastických vlastností kolagenních vláken a adaptability kolagenního matrixu. (Culav, Clark & Merrilees, 1999; Demmink et al., 2003)

Vhodnou modalitou, kterou lze snadno dosáhnout ohřevu zkrácených vazivových tkání je díky jejich vysokému absorpčnímu koeficientu terapeutický ultrazvuk, který dokáže penetrovat do požadované hloubky. Existují důkazy, které říkají, že kontinuální ultrazvuk s frekvencí 1 MHz a intenzitou 1 až 2,5 W/cm² zajistí v porovnání s infračerveným zářením intenzivnější ohřev a následně zvýšenou

protahitelnost měkkých tkání kyčelního kloubu. Wessling et al. (2004) dokázali, že kombinace ultrasonoterapie (1 MHz, 1 W/cm^2 , kontinuální režim) s následným strečinkem aplikovaných na zkrácený lýtkový sval je pro zvyšování rozsahu pohybu do dorzální flexe efektivnější než statický strečink samotný. (Cameron, 2012; Wessling, Demir et al., 2004; Devane & Hylton, 1987)

Volba efektivních parametrů terapeutického ultrazvuku závisí na hloubce uložených tkání a podle toho určujeme frekvenci 1 nebo 3 MHz. Při použití ultrazvuku s frekvencí 3 MHz volíme intenzitu v rozmezí 0,5 až $1,0\text{ W/cm}^2$ a při použití ultrazvuku s frekvencí 1 MHz pro hluboko uložené tkáně nastavujeme hodnotu intenzity v rozmezí 1,5 až $2,5\text{ W/cm}^2$. Trvání aplikace ultrazvuku je doporučováno po dobu 5 až 10 minut. Pro optimální efekt protažení se doporučuje provedení strečinku již během aplikace ultrazvuku, nebo nejpozději v období 5 až 10 minut po ukončení terapie. (Cameron, 2012)

8.2 OSTEOARTRÓZA

Osteoartróza je jednou z nejčastějších patologií způsobující bolesti a poruchy funkce pohybového systému. Jedná se o degenerativní onemocnění synoviálních kloubů charakterizované progresivním úbytkem a znehodnocením kloubní chrupavky, sklerózou subchondrální kosti, formováním osteofytů a patologickými změnami okolních měkkých tkání. Nejčastěji jsou postihovány nosné klouby. Artróza nosných kloubů bývá provázena významnými bolestmi, omezením rozsahu pohybu a snížením svalové síly. Významným zdrojem artrotických bolestí je vysoký intraartikulární tlak vznikající v důsledku restrikce kloubního pouzdra. Mezi další příčiny bolestí patří zánětlivá synovialitida, odchlípení periostu, svalový hypertonus, kostní hyperémie a zvýšení napětí úponů šlach a svalů. V objektivním nálezu se setkáváme zejména s viditelným otokem okolních měkkých tkání a výpotkem v kloubu. (Dungl et al., 2005; Kolář, 2012; Zhang et al., 2005))

V poli konzervativní terapie osteoartrózy se významně uplatňuje rehabilitační léčba, která zahrnuje zejména fyzikální terapii, manuální techniky a léčbu pohybovou. V rámci fyzikálních procedur se nabízí aplikace terapeutického ultrazvuku, jehož energie může snížit bolest a kloubní ztuhlost artroticky změněných kloubů. Významným způsobem se uplatňují disperzní účinky ultrazvuku, díky kterým dochází ke zkapalnění chronického gelatinózního otoku a usnadňuje tak jeho resorpci. Pokud je přebytná extracelulární tekutina úspěšně vstřebávána, dochází ke snížení napětí

v okolí postiženého kloubu a následnému snížení bolesti. Působením ultrazvuku se navíc zvyšuje permeabilita kapilár a rychlost tkáňového metabolismu, dochází k zvýšení prahu bolesti a k zvýšení protažitelnosti fibrózních tkání jako jsou šlachy, vazy a struktury kloubního pouzdra. (Baker et al., 2001; Srbely et al., 2008; Tascioglu et al., 2010; Zhang et al., 2005)

Účinnost ultrazvukové terapie při léčbě osteoartrózy nosných kloubů byla zkoumána jen v několika málo kvalitních výzkumných pracích. Výsledky některých prací ukázaly, že ultrazvuk může být efektivní procedurou k snížení bolesti a disability spojenou s artrotickým onemocněním. V porovnání s těmito závěry se objevují studie, které demonstrují, že terapeutický ultrazvuk je v léčbě artrotických onemocnění bezvýznamný. (Tascioglu et al., 2010)

Tascioglu a jeho kolegové (2010) navrhli studii, která hodnotila efektivitu ultrazvukové terapie v kontinuálním a pulzním režimu u 90 pacientů se symptomatickou gonartrózou. Pacienti byli náhodně rozděleni do tří terapeutických skupin: pacientům v první skupině byl aplikován kontinuální ultrazvuk (1 MHz, 2 W/cm², plocha hlavice 5 cm²), pacientům druhé skupiny byl aplikován pulzní ultrazvuk (1 MHz, 2 W/cm², duty cycle 20 %, plocha hlavice 5 cm²) a pacientům třetí kontrolní skupiny aplikovaly placebo ultrazvuk. Při každé terapeutické jednotce byl ultrazvuk aplikován po dobu 5 minut a celkově proběhlo 10 terapií v průběhu 2 týdnů. K hodnocení krátkodobé úspěšnosti jednotlivých terapií autoři použili vizuální analogovou škálu a dotazník WOMAC (Wesern Ontario and McMater Universites osteoarthritis index). Výsledky práce ukázaly, že pouze u pacientů ze skupiny pulzního ultrazvuku bylo demonstrováno signifikantní zlepšení stavu ve srovnání s kontrolní skupinou.

Kozanoglu et al. (2003) ve své práci srovnali efekt aplikace ibuprofenu prostřednictvím sonoforézy s konvenční ultrazvukovou terapií při léčbě gonartrózy. Do výzkumu bylo zahrnuto celkem 60 pacientů, kterým byl aplikován kontinuální ultrazvuk s frekvencí 1 MHz, intenzitou 1 W/cm² po dobu 5 minut během celkově deseti procedur. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin, přičemž první skupině byl aplikován ultrazvuk prostřednictvím kontaktního média, které obsahovalo 5 % účinné látky ibuprofenu, a u pacientů druhé skupiny byl použit kontaktní gel, který neobsahoval žádné farmakologicky aktivní látky. Autoři výzkumu hodnotili bolest, rozsah pohybu kolene, rychlost chůze a dotazník WOMAC a dospěli k závěru, že obě použité modality jsou v léčbě osteoartrózy efektivní a že ibuprofenová sonoforéza není účinnější než samotná ultrazvuková terapie.

Huang et al. (2005) uvádí, že ultrazvuková terapie, především v pulzním terapeutickém režimu, může zefektivnit účinnost izokinetického posilování periartikulárních struktur kolenního kloubu při terapii artrotických bolestí. V závěru své výzkumné práce uvádí, že pulzní ultrazvuk je v léčbě osteoartrózy účinnější než kontinuální.

Další výzkumná skupina Ulus et al. (2012) naopak uvádí, že ultrazvuk není efektivní modalitou při terapii bolesti a funkční disability pacientů s artrotickým onemocněním. Do jejich výzkumu bylo přijato 42 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou skupin. První skupina podstoupila terapii ultrazvukem v kontinuálním režimu s frekvencí 1 MHz a intenzitou 1 W/cm² po dobu 10 minut. Druhé skupině byl aplikován falešný (sham) ultrazvuk. Kromě ultrazvuku byly oběma skupinám aplikovány horké zábaly po dobu 20 minut, interferenční proudy po dobu 10 minut a indkováno 15 minutové izometrické cvičení čtyřhlavého stehenního svalu oboustranně. Takto kombinovaná terapie probíhala 5krát týdně v průběhu tří týdnů. Při hodnocení efektivnosti nebyl prokázán rozdíl v účinnosti mezi aktivním a placebo ultrazvukem. Proto autoři uvádí, že ultrazvuková terapie je bezpečná, ale v rámci konvenčních fyzioterapeutických programů pro léčbu osteoartrózy bezvýznamná.

8.3 BOLEST

Působením ultrazvuku můžeme ovlivňovat bolest a to buď na úrovni vnímání a vedení bolesti, nebo modifikací základních podmínek, které bolest způsobují. Zkušenosti ukazují, že mechanismus, kterým ultrazvuk přináší úlevu od bolesti nelze zcela vysvětlit. Vliv ultrazvukové energie na vnímání bolesti není zcela objasněn, nicméně jsou známy biologické účinky ultrazvuku, které se na redukci bolesti nepochybně podílejí. Mezi tyto faktory patří zvýšení lokálního prokrvení, které vede k odvodu dráždivých látek a tím pádem se snižuje množství iritovaných nociceptivních vláken. Zlepšení prokrvení a mízní cirkulace dále příznivě působí na resorpci tekutin a redukci otoku, dochází tak ke snížení napětí v tkáni a následné snížení bolesti. Aplikace ultrazvuku dále vede k normalizaci svalového napětí prostřednictvím snížení množství metabolitů, které excitují aferentní vlákna inervující sval. Uvažuje se o tom, že úleva od bolesti může být způsobena aktivací A α a A β mechanoceptivních vláken, která inhibují přenos impulzů nociceptivními vlákny A δ a C na úrovni zadních vrátek. (Cameron, 2012; Hoogland, 2005; Tascioglu et al., 2010)

8. 3. 1 Chronické nespecifické bolesti zad

Chronické nespecifické bolesti zad jsou jedním z nejčastějších patologických stavů muskuloskeletálního systému a jsou velkým zdravotním i socioekonomickým problémem. V léčbě tohoto onemocnění se uplatňuje především konzervativní terapie, která zahrnuje farmakologické i nefarmakologické postupy. Nefarmakologické metody patří především do oblasti fyzioterapie, která kromě pohybové léčby využívá velkého množství fyzikálních modalit. Jednou z nejčastěji využívaných procedur při léčbě chronických bolestí zad je ultrasonoterapie, i přesto, že neexistuje dostatek důkazů prokazující její efektivitu. (Ebadi et al., 2012)

Ebadi et al. (2012) ve své studii zkoumali efektivitu ultrazvukové terapie v kombinaci s cvičebním programem u pacientů s chronickými nespecifickými bolestmi zad. Do výzkumu zařadili 50 pacientů, které rozdělili do dvou skupin: první skupině byl aplikován na paravertebrální svaly bederní oblasti kontinuální ultrazvuk (1 MHz, 1,5 W/cm², 8 minut) plus cvičení a druhé skupině aplikovali falešný ultrazvuk spolu s cvičením. Pacienti podstoupili 10 terapií během 4 týdnů. Pacienti ze skupiny aktivního ultrazvuku dosáhli signifikantně většího funkčního zlepšení, rozsahu pohybu bederní páteře a kondice paravertebrálních svalů. Mohseni-Bandpei et al. (2006) ve své studii taktéž potvrdili, že kontinuální ultrazvuk je jako přídatná terapie účinným prostředkem v léčbě chronických bolestí zad, a uvádějí, že manipulace v oblasti bederní páteře je jako přídatná procedura účinnější než ultrazvuk.

8. 4 LÉZE MĚKKÝCH TKÁNÍ

Aplikací ultrazvuku můžeme efektivně ovlivnit proces hojení traumatických lézí měkkých tkání. Jelikož ultrazvuk nejúčinněji působí na tkáně s vysokým obsahem proteinů, uplatňuje se nejlépe při léčbě poškozených šlach, vazů, fascií, kloubního pouzdra a jizevnaté tkáně ve svalech. Obecně se doporučuje volba dávkování ultrazvuku v závislosti na fázi reparačního procesu. V akutní zánětlivé fázi se doporučují nízké dávky (0,5 až 1 W/cm²) pulzního ultrazvuku a v pozdějším stádiu se používá kontinuální režim s vyšší intenzitou v kombinaci se strečinkem s cílem zabránit retrakci vytvořené jizevnaté tkáně. (Cameron, 2012; Watson, 2008)

V průběhu iniciální zánětlivé fáze působí ultrazvukové vlnění stimulačně na žírné buňky, krevní destičky a makrofágy (bílé krvinky schopné fagocytózy). Příkladem je působení na žírné buňky, kdy ultrazvukové vlnění způsobuje jejich degranulaci a

následné uvolnění kyseliny arachidonové. Jedná se o kyselinu, která je prekurzorem pro syntézu hlavních zánětlivých mediátorů (prostaglandiny, leukotrieny). Je zřejmé, že v iniciální fázi působí ultrazvuk spíše prozánětlivě, přičemž funguje jako její optimalizátor. Je důležité si uvědomit, že zánětlivá reakce je nezbytná pro hojení tkání a její inhibice by negativně ovlivnila následující fáze reparačního procesu. (Watson, 2008)

Jakmile proběhne zánět, dochází k proliferaci tkání. Během proliferační fáze můžeme aplikací ultrazvuku stimulovat aktivitu fibroblastů, endoteliálních buněk a myofibroblastů. Jedná se o buňky, které se podílejí na tvorbě jizvy. Působením ultrazvukového vlnění neměníme průběh proliferace, nýbrž maximalizuje její efektivitu a optimalizujeme vznik jizevnaté tkáně. Bylo prokázáno, že nízká dávka pulzního ultrazvuku stimuluje syntézu fibroblastů a kolagenu a podporuje fibroplazii. Tvorba a vznik jizvy jsou esenciální komponentou reparačního procesu a pro většinu tkání pohybového systému je funkční zjizvená tkáň nejlepším možným výsledkem. Cílem fyzioterapeuta by tedy měla být podpora výstavby co nejefektivnější jizvy, která nebude omezovat rozsah pohybu. Jedná se totiž o vazivovou tkáň, která má výrazné tendence k retrakci. Použitím ultrazvuku během první iniciální a v průběhu druhé proliferační fázi můžeme zánětlivý a proliferační proces značně urychlit. (Watson, 2008)

Ve třetí fázi reparačního procesu dochází k remodelaci jizvy. V průběhu remodelační fáze se neorganizovaná struktura mění v diferenciovanou strukturu, která přejímá charakteristiky hojící se tkáně. K této remodelaci dochází díky specifické orientaci kolagenních vláken a také změnou jejich složení, kdy při optimálním výsledku převažuje kolagen typu I. Tento proces je podstatnou složkou úspěšného hojení a může trvat i déle než jeden rok. V této fázi můžeme aplikací ultrazvuku zvýšit funkční kapacitu vytvořené jizevnaté tkáně tím, že ovlivníme vhodným směrem orientaci kolagenových vláken. Ultrazvuk navíc příznivě působí na změnu složení kolagenu z převažujícího kolagenu typu III na kolagen typu I. Tyto mechanismy výrazně zvyšují mobilitu jizvy a její odolnost v tahu. (Watson, 2008)

V současnosti existuje několik studií, které účinnost ultrazvuku při léčbě poranění měkkých tkání dokazují. V kontrastu s pozitivními výsledky těchto studií, se však objevují experimenty, které účinnost terapeutického ultrazvuku v procesu hojení měkkých tkání popírají. Příčinou rozdílnosti výsledků jednotlivých studií může být rozdílnost parametrů použitého aktivního ultrazvuku nebo aplikace v odlišných stádiích reparačního procesu. (Cameron, 2012; D'vaz et al., 2009)

8. 4. 1 Poškození šlach

Na základě dostupných poznatků je k facilitaci hojícího procesu poraněných šlach aplikace ultrazvuku doporučována. Za efektivní dávku se považuje intenzita 0,5 až 2,5 W/cm², terapeutický režim pulzní i kontinuální, frekvence 1 nebo 3 MHz a doba aplikace 3 až 5 minut. (Cameron, 2012)

Ng et al. (2003) ve své studii aplikovali kontinuální 1MHz ultrazvuk s intenzitou 1 a 2 W/cm² po dobu 4 minut každý den během 30 dnů na přeríznuté Achillovy šlachy krysy a zjistili, že pravidelným ozvučováním hojící se šlachy se výrazně zvýšila její odolnost v tahu v porovnání s kontrolní skupinou. Autoři dále uvádí, že aplikace ultrazvuku s intenzitou 2 W/cm² byla účinnější než ultrazvuk s intenzitou 1 W/cm². Výsledky další studie prokázaly, že vysoké dávky pulzního ultrazvuku (2,5 W/cm², 20 % duty cycle, 5 minut, 3krát týdně) jsou při konzervativní léčbě přetnutých Achillových šlach efektivnější než dávky nízké. Autoři hodnotili odolnost šlachy v tahu a její pevnost. (Ng et al., 2004; Yeung, Guo & Ng, 2006)

Da Cunha, Parizotto & de Campos Vidal (2001) srovnali efekt aplikace 1MHz pulzního a kontinuálního ultrazvuku s intenzitou 1 W/cm² na přetnuté Achillovy šlachy krysy a ukázalo se, že pulzní ultrazvuk dosáhl lepších výsledků než kontinuální.

8. 4. 2 Poškození vazů

Pro ozvučení poraněných ligament s cílem urychlit a zkvalitnit jejich reparační proces se doporučuje aplikace nízké dávky (0,5 až 1,0 W/cm²) pulzního ultrazvuku. (Cameron, 2012)

Sparrow et al. (2005) aplikovali ultrazvuk na přetnuté mediální kolaterální vazy u králíků každý den během 6 týdnů. Zjistili, že v pravidelně ozvučovaných vazech se zvýšil podíl kolagenních vláken typu I a tím pádem se zlepšily jejich biomechanické vlastnosti, ve srovnání s ligamenty, které byly ozvučovány falešným ultrazvukem. V této studii byl použit ultrazvuk s následujícími parametry: kontinuální režim, frekvence 1 MHz, intenzita 0,3 W/cm², doba ozvučení 10 minut.

Warden a jeho spolupracovníci (2006) ve své práci porovnávali efekt ultrazvukové terapie s účinkem nesteroidních antirevmatik na proces hojení poraněných ligament v průběhu druhého, čtvrtého a dvanáctého týdne od vzniku léze. Parametry aplikovaného ultrazvuku byly následující: frekvence 1 MHz, intenzita 0,5 W/cm², pulzní režim s 20% duty cycle, doba aplikace 20 minut, 5 procedur během každého

týdne. Výzkumná skupina zjistila, že nízko intenzivní pulzní ultrazvuk proces hojení urychluje, zatímco aplikace nesteroidních antirevmatik reparační proces inhibuje.

8.5 PATNÍ OSTRUHA

Jedná se o kostní výrůstek v oblasti mediálního výběžku hrbolu patní kosti. Do tohoto místa se upínají krátké svaly planty a to musculus flexor digitorum brevis, musculus quadratus plantae a musculus abductor hallucis. Při nadměrném dlouhodobém tahu těchto svalů vzniká trakční osteofyt, který se nazývá patní ostruha. K přetížení úponu dochází často vlivem nevhodné obuvi. Nejvýraznějším klinickým symptomem této maladaptace je bolest, která je lokalizovaná přesně nad místem ostruhy. Tato bolest má startovací charakter a v pozdějších stádiích se objevuje během a po zátěži. V objektivním nálezu se objevuje palpační bolestivost krátkých svalů planty, které jsou v trvalém hypertonu. (Dungl, 2005; Kolář, 2012)

Terapie je především konzervativní a spočívá v úpravě obuvi a lokálním podáním kortikoidů. V rámci fyzioterapie se uplatňují fyzikální procedury, zejména ultrazvuk, který působí antiedematózně, analgeticky a myorelaxačně. Bylo dokázáno, že ultrazvuk navíc dokáže facilitovat resorpci kalciových usazenin. Mechanismus těchto účinků není zcela objasněn, ale předpokládá se vliv ultrazvuku na snížení zánětlivé reakce v oblasti patologicky změněné tkáni. Ebenbichler a spolupracovníci (1999) prokázali, že aplikace aktivního ultrazvuku měla za následek vyšší míru resorpce kalciových usazenin při úponu svalů v oblasti ramenního kloubu, oproti kontrolní skupině, které aplikovali falešný ultrazvuk. Pro tuto studii byl použit aktivní ultrazvuk v pulzním režimu, s intenzitou $2,5 \text{ W/cm}^2$ a frekvencí 0,89 MHz. Doba aplikace 15 minut během 24 opakování. (Ebenbichler et al., 1999; Cameron, 2012; Gorkiewicz, 1984)

Nedávno zpracovaný systematický přehled dosavadních poznatků z oblasti ultrazvukové terapie publikuje důkazy, které účinnost ultrazvuku v léčbě kalcifikující tendinitidy signifikantně prokazují. (Pfefer, Cooper & Uhl, 2009)

8.6 SYNDROM KARPÁLNÍHO TUNELU

Syndrom karpálního tunelu je v populaci nejčastěji se vyskytující kompresní mononeuropatií, přičemž ženy jsou postiženy až čtyřikrát častěji než muži. Jedná se o útlak nervus medianus, v místě jeho průchodu karpálním tunelem. Jakýkoli stav, který zužuje oblast karpálního tunelu, nebo zvětšuje objem struktur procházející tímto prostorem, způsobuje útlak tohoto nervu. Klinicky se tato patologie projevuje

paresteziemi prstů ruky, které postižené obtěžuje nejvíce v noci a mizí až po rozcvíčení. V pokročilých stádiích tyto akroparestezie trvají nepřetržitě a přidružují se motorické poruchy. (Ebenbichler et al., 1998; Gerritsen et al., 2002; Kolář, 2012)

Základem terapie úžinových syndromů je farmakoterapie a léčebná rehabilitace. Léčebná rehabilitace je zaměřená na ovlivnění svalového, vazivového, kostního, kožního, vegetativního, cévního a lymfatického systému a také na poruchy mobility periferního nervu. Kromě prvků kinezioterapie se ve velké míře uplatňují i fyzikální procedury, které působí svým analgetickým a myorelaxačním účinkem. Důležité je, že fyzikální terapie by v žádném případě neměla být jediným typem ošetření, ale měla by být léčbou doprovodnou. (Kolář, 2012)

Často využívanou modalitou k uvolnění měkkých struktur v oblasti karpálního tunelu je terapeutický ultrazvuk. Účinky ultrazvuku, které přináší úlevu pacientům léčených pro syndrom karpálního tunelu, zahrnují protizánětlivé, antiedematózní a stimulační působení. Obecně se nedoporučuje aplikace kontinuálního ultrazvuku, protože jeho použití sebou nese vysoké riziko nadměrného zahřátí nervu a následného zpomalení vedení akčních potenciálů. Naopak bylo dokázáno, že aplikace pulzního ultrazvuku je při terapii syndromu karpálního tunelu účinná. (Cameron, 2012)

Ebenbichler a jeho kolegové (1998) aplikovali po dobu 15 minut pulzní ultrazvuk (1:4) s frekvencí 1 MHz a intenzitou 1 W/cm² na oblast zápěstí pacientům se syndromem karpálního tunelu. Kontrolní skupině pacientů se stejnou diagnózou byl aplikován ultrazvuk falešný. Pacienti absolvovali celkem 20 terapeutických jednotek v průběhu 6 týdnů. Výsledky studie prokázaly, že aktivní ultrazvuk v pulzním terapeutickém režimu může signifikantně zlepšit subjektivní vnímání stavu a zvýšit sílu úchopu. Objektivně došlo k zlepšení výsledků elektromyografického vyšetření ve srovnání se skupinou pacientů, kterým byl aplikován falešný ultrazvuk.

Bakhtiary & Rashidy-Pour (2004) ve své studii srovnávali efektivnost ultrazvukové a laserové terapie v léčbě pacientů s tímto typem úžinového syndromu. Pacienti byli náhodně rozděleni do dvou skupin, kdy první skupině byl na oblast karpálního tunelu aplikován ultrazvuk (1 MHz, 1,0 W/cm², pulzní režim 1:4, ERA 5cm², 15 minut) a druhá skupina podstoupila nízko intenzivní laserovou terapii (intenzita 9 J, 830 nm, infračervený laser aplikovaný v pěti bodech v průběhu nervus medianus). Obě terapie byly prováděny pětikrát týdně po dobu 3 týdnů a výsledky ukázaly, že terapeutický ultrazvuk je v léčbě pacientů se syndromem karpálního tunelu

efektivnější než nízko intenzivní aplikace laseru. Hodnocena byla bolest, elektromyografické vyšetření a síla normálního a špetkového úchopu.

Chang et al. (2014) srovnali účinnost ultrazvuku s parafínovou terapií u 60 pacientů se syndromem karpálního tunelu. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin, přičemž oběma byla indikována zápěstní ortéza. První skupina navíc podstoupila parafínovou terapii (55°C, 20 min) a druhé skupině aplikovali pulzní ultrazvuk (1 MHz, 1,0 W/cm², pulzní režim 1:4, ERA 5cm², 5 min). Obě procedury byly prováděny dvakrát týdně v průběhu 8 týdnů. Výsledky studie ukázaly, že kombinace ultrasonoterapie se zápěstní ortézou je efektivnější než indikace zápěstní ortézy s doprovodnou parafínovou terapií.

8.7 ENTEZOPATIE

Jedná se o zánětlivý či degenerativní stav periartikulárních tkání, který ovlivňuje úponovou část šlachy či ligamenta v místě připojení na kost. Nejčastější příčinou entezopatií je lokální přetížení, nebo opakovaná mikrotraumata vznikající při neoptimálních stereotypních pohybech (často v souvislosti s pracovním zařazením) v důsledku špatné pohybové koordinace. Klinický obraz entezopatií zahrnuje především bolest v místě patologického procesu a zřídka se setkáváme s lokálním otokem. Mezi nejčastěji postižená místa patří: patní kost v místě úponu Achillovy šlachy nebo v místě připojení plantární fascie, epikondyly pažní kosti a oblast pes anserinus. (Cush, Kavanaugh & Stein, 2005)

Rehabilitační postupy se uplatňují především u chronických entezopatií, které vznikají vlivem dlouhodobé mikrotraumatizace a u kterých převládá proces degenerace. Fyzioterapie probíhá ve dvou fázích, kdy současně ošetřujeme postižený úpon a dále se zaměřujeme na příčinu, která přetížení a tím zánět a bolest úponu vyvolala. Nejčastější patogenezi je inkoordinace aktivity svalů, kdy k dosažení fyziologické kokontrakční aktivity je nezbytná myorelaxace přetížených svalových vláken. V tomto ohledu se uplatňuje právě ultrazvuková terapie. (Kolář, 2012)

8.7.1 Radiální epikondylitida

Radiální epikondylitida, neboli tenisový loket, je postižení úponových částí extenzorů zápěstí a prstů a dále m. supinator v oblasti radiálního epikondylu humeru a hlavičky radia. Jedná se především o degenerační proces, který vzniká v důsledku dlouhodobé mikrotraumatizace uvedených tkání. V klinickém obrazu se běžně objevuje

bolest při zátěži a reflexní změny ve svalových břišcích extenzorové skupiny. (Kolář, 2012; Lizis, 2015)

Konzervativní terapie tenisového lokte spočívá v podávání nesteroidních antirevmatik, lokální aplikaci kortikosteroidů, kinezioterapii (posilovací a protahovací cvičení), tapingu, laserové terapii, iontoforéze a dalších. Mezi běžně používané neinvazivní procedury dále patří ultrazvuková terapie a terapie rázovou vlnou. Binder et al. ve své studii roku 1986 publikovali, že ultrazvuková terapie (pulzní režim, 1 MHz, 1 až 2 W/cm² – intenzita se v průběhu 12 terapií zvyšovala, 10 minut) urychluje léčbu pacientů s laterální epikondylitidou. Lizis (2015) ve své výzkumné práci porovnal efektivnost ultrazvukové terapie (kontinuální režim, 0,8 W/cm², 1 MHz, 3 min, 10 procedur) s terapií rázovou vlnou u 50 pacientů s laterální epikondylitidou a výsledky studie ukázaly, že aplikace rázové vlny je v terapii účinnější a to zejména při snižování bolesti.

8.8 BURZITIDY A KAPSULITIDY

Jedná se o zánětlivé poškození burzy (burzitida) či kloubního pouzdra (kapsulitida). S těmito zánětlivými změnami se obvykle setkáváme v oblasti ramenního kloubu, kdy se nejčastěji jedná o subakromiální burzitidu či adhezivní kapsulitidu. Subakromiální burzitida se často objevuje jako součást impingement syndromu. Cílem rehabilitace je zklidnění zánětu, a proto je pacientům doporučován klidový režim. Kolář et al. (2012) uvádí, že z fyzikální terapie je účinná aplikace ultrazvuku.

Yildirim, Ones & Celik (2013) navrhli práci, ve které zkoumali účinnost různých dlouhých aplikací ultrazvuku při léčbě pacientů se subakromiálním impingement syndromem. Do experimentu přijali 100 pacientů, kteří absolvovali termoterapii, aplikaci TENS proudů a cvičební program v kombinaci s ultrasonoterapií (kontinuální režim, 1 W/cm², frekvence není uvedena). První skupině byl ultrazvuk aplikován 4 minuty a druhé 8 minut během celkově 15 aplikací. Autoři uvádí, že aplikace ultrazvuku během léčby subakromiálního impingement syndromu má příznivý vliv na snížení bolesti a zlepšení funkčního stavu ramene, přičemž doba aplikace 8 minut je efektivnější než 4 minuty.

Gürsel et al. (2004) ve své výzkumné práci zkoumali efektivnost kontinuálního ultrazvuku jako přídatné terapie v léčbě patologických změn periartikulárních struktur ramenního kloubu. Do výzkumu zahrnuli 40 pacientů, které rozdělili do dvou skupin.

Obě skupiny byly indikovány k termoterapii (10 min), elektrické stimulaci (15 min) a cvičebnímu programu (15 až 30 min) 5krát týdně v průběhu tří týdnů. První skupině byl navíc aplikován kontinuální ultrazvuk (1 MHz, 1, 5 W/cm², ERA 5 cm²) a druhé skupině aplikovali falešný ultrazvuk po dobu 10 minut během každé terapeutické jednotky. Při hodnocení srovnali výsledky terapie, které se mezi oběma skupinami signifikantně nelišili. Autoři v závěru studie uvádí, že přídatná terapie ultrazvukem v léčbě měkkých tkání ramene nepřináší žádné terapeutické efekty. Ke stejnému závěru došli Van der Heijden et al. (1999), kteří ve své studii srovnávali efektivitu pulzního ultrazvuku s interferenční elektroterapií jako doprovodné procedury k cvičebnímu programu u pacientů s postižením měkkých tkání ramenního kloubu. Výsledky ukázaly, že ani ultrazvuk ani interferenční terapie nejsou při léčbě patologických změn měkkých tkání ramenního kloubu efektivní.

8.9 REVMATOIDNÍ ARTRITIDA

Jedná se o autonomní systémové onemocnění pojiva, které postihuje zejména synoviální klouby, avšak distribuce patologických změn v organismu může být rozmanitá. Synoviální výstelka kloubů je postižena chronickým aseptickým zánětem a postihuje především klouby metakarpofalangeální, zápěstní a proximální interfalangeální. Klinicky se toto onemocnění projevuje bolestmi, které jsou lokalizovány do postižených kloubů i okolních periartikulárních struktur a objevují se v klidu a ráno po probuzení. Pacienti dále popisují typickou kloubní ztuhlost, která se objevuje v ranních hodinách a trvá i několik hodin. Léčba revmatoidní artritidy se neobejde bez farmakologické intervence, dále se uplatňují konzervativní postupy a operační intervence. (Opavský, 2011)

Ve fyzioterapii má pro léčbu revmatoidní artritidy největší význam pohybová léčba, která přispívá k udržení a zvětšování rozsahu pohybu v kloubu a k zabránění vzniku kontraktur. Kinezioterapie může být dále doprovázena fyzikálními procedurami, z nichž často využívanou je ultrasonoterapie. Kolář et al. (2012) uvádí, že léčebné účinky ultrazvuku lze využít především v oblasti revmaticky změněných drobných kloubů ruky a nohy. Opavský (2011) uvádí, že aplikace ultrazvuku může zvýšit úchopovou sílu stisku při léčbě revmatického postižení ruky. Vzhledem k tomu, že revmatoidní artritida postihuje zejména menší klouby ruky, využíváme podvodní aplikace ultrazvuku, abychom předešly vzniku možného poškození.

8.10 ZLOMENINY KOSTÍ

Některé literární prameny uvádí, že ultrazvuk by neměl být aplikován na kostní tkáň. Toto doporučení platí zejména pro vysoké dávky kontinuálního ultrazvuku, které mohou způsobit periostální bolest. Za posledních 25 let se však nashromáždilo velké množství studií, které demonstrují, že nízké dávky ultrazvukové energie dokážou snížit dobu, po kterou probíhá proces kostního hojení u zvířat i lidí. (Cameron, 2012)

V roce 1983 Duarte navrhnul, že ultrazvuk by mohl být efektivním neinvazivním prostředkem pro stimulaci kostního růstu a ve svém experimentu se zvířecími subjekty svou hypotézu vědecky podložil. V průběhu následujících let se objevilo velké množství studií, které tento efekt ultrazvuku dále zkoumaly nejen u zvířat, ale i u lidí. Malizos a jeho spolupracovníci v roce 2006 vypracovali přehled těchto studií a jejich výsledků zahrnující 4 vysoce kvalitní výzkumné práce, které jednoznačně demonstrují akceleraci kostního hojení po aplikaci ultrazvuku na lidské subjekty. V současnosti je proto aplikace malé dávky ultrazvuku na fraktury kostí doporučována. Za efektivní parametry aplikovaného ultrazvuku pro tyto účely jsou považovány: frekvence 1,5 MHz, intenzita 0,15 W/cm², duty cycle 20 %, aplikační doba 15 až 20 minut denně. (Cameron, 2012)

V roce 1994 se na trhu objevilo zařízení, které bylo speciálně navrženo pro aplikaci ultrazvuku na hojící se fraktury skeletu a úřadem pro kontrolu potravin a léčiv bylo deklarováno pro domácí používání. Takové zařízení generuje ultrazvukové vlnění s výše uvedenými parametry a je dostupné pouze na lékařský předpis. (Cameron, 2012)

8.11 KOŽNÍ VŘEDY, DEKUBITY

Některé dosavadní studie uvádějí, že aplikací pulzního ultrazvuku můžeme urychlit hojení kožních ran, k tomuto tvrzení však chybí dostatek vědecky podložených důkazů. I přesto se pulzní ultrazvuk v klinické praxi ke stimulaci hojícího procesu kožních vředů používá a to s následujícími parametry: duty cycle 20 %, intenzita 0,8 až 1,0 W/cm², frekvence 3 MHz a doba aplikace 5 až 10 minut. Cameron (2012) uvádí, že je nezbytně nutné dodatečně provést kvalitní kontrolované studie, které ověří efektivnost doposud používaného dávkování.

Ultrazvuk může být na kožní defekty aplikovaný prostřednictvím kontaktního gelu, který je nanášen pouze na intaktní povrch kůže kolem rány a ozvučována je pouze tato oblast. Další možností je přenos ultrazvukové energie přes obvaz kryjící ránu, který

musí být z akusticky přívětivého materiálu, tak aby ultrazvukové vlnění účinně propouštěl bez výrazné absorpce. Poslední konvenční variantou je podvodní ozvučení nehojící se rány, přičemž je ošetřovaná část těla a aplikační hlavice umístěna pod hladinu vody.

V roce 2004 se na trhu objevilo zařízení, které slouží ke stimulaci hojení kožních ran prostřednictvím bezkontaktní aplikace nízkofrekvenčního ultrazvuku (kHz). Tento přístroj generuje ultrazvukové vlnění s frekvencí 40 kHz a intenzitou 0,1 až 0,5 W/cm² a je umístěn asi 5 mm kolmo od povrchu ošetřované rány. Jako kontaktní médium je k přenosu ultrazvuku používána mlha vytvořena z fyziologického roztoku. Doba ozvučení se odvíjí od velikosti plochy ozvučované rány. Pokud je plocha rány menší než 10 cm² aplikace trvá 3 minuty, rána o velikosti 10 až 19 cm² se ultrazvukem ošetřuje 4 minuty a dále se doba aplikace zvyšuje o jednu minutu s každými dalšími 10 cm². (Bell & Cavorsi, 2008; Cameron, 2012)

Účinky nízkofrekvenčního ultrazvuku zahrnují stimulaci buněčné aktivity a syntézy proteinů a dále aktivaci zánětlivých buněk, které zajišťují vyčištění a odstranění nekrotických částí rány (débridement). Ultrazvuková energie dále vede k syntéze chemických mediátorů, které aktivují fibroblasty a mechanickým působením podporuje buněčné dělení a angiogenezi. Souhrn uvedených mechanismů tak urychluje proces hojení kožních defektů. (Byl et al., 1993; Driver, Yao & Miller, 2011)

8. 12 POOPERAČNÍ RÁNY

Účinky ultrazvuku na proces hojení pooperačních ran (incizi) v kůži byly zkoumány na zvířecích i lidských subjektech a bylo jasně prokázáno, že jsou efektivní. Bylo zjištěno, že ultrazvuk urychluje proces hojení pooperačních ran, přináší úlevu od bolestí spojené s operačním zásahem a zkvalitňuje reparační proces. Byl et al. (1993) uvádí, že vysoké i nízké dávky ultrazvuku zvyšují pevnost pooperačních jizev v prasečí pokožce. Ultrazvuk byl aplikován po dobu dvou týdnů s následujícími parametry: duty cycle 20 %, doba aplikace 5 minut každý den, frekvence 1 MHz a v případě vysoké dávky byla volena intenzita 1,5 W/cm² a v případě nízké dávky 0,5 w/cm². Novější studie ukázala, že pulzní ultrazvuk (20 % duty cycle) s frekvencí 0,75 nebo 3 MHz prokazatelně snižuje výskyt nekrotizace okrajových částí rány. Dále prokázala, že aplikace vyšší intenzity ultrazvukové energie (1 W/cm²) je v procesu hojení ran efektivnější než intenzita nižší (0.5 W/cm²). (Byl et al., 1993; Emsen, 2007)

9 KONTRAINDIKACE

I když je ultrasonoterapie relativně bezpečná procedura musí být fyzioterapeut při její aplikaci opatrný a vyhnout se možným rizikům poškození pacienta. Proto existuje seznam kontraindikací, které musí být při klinické aplikaci ultrazvuku v rehabilitaci dodržovány. (Cameron; 2012; Batavia, 2004)

9.1 ABSOLUTNÍ KONTRAINDIKACE

Kontraindikace je stav pacienta, který znemožňuje či zakazuje provedení daného výkonu ať už léčebného či diagnostického. Absolutní kontraindikace jsou takové, které nelze v žádném případě překročit. (Batavia, 2004)

9.1.1 Epifýzy rostoucích kostí

Zásadní kontraindikací je aplikace ultrazvuku na epifýzy rostoucích kostí, které jsou zachovány pouze v dětském věku. Tyto struktury jsou odpovědné za vznik nových kostních buněk a mezibuněčné hmoty skeletu. Při ozvučení epifýzy rostoucí kosti hrozí ireverzibilní poškození a následná trvalá deformace skeletu. Dojde-li při nevhodné aplikaci ultrazvuku k rozrušení chrupavky růstové zóny kosti a následné deformaci, odpovědnost za trvalá poškození pacienta padá nejen na předepisujícího lékaře, ale také na fyzioterapeuta, který tuto kontraindikovanou proceduru prováděl. (Cameron, 2012; Poděbradský & Vařeka, 1998)

9.1.2 Pohlavní orgány a oči

Mezi orgány, které nesmí být ultrazvukem ozvučeny, patří gonády a oči. Tkáň pohlavních orgánů jsou velice náchylné k poškození a vlivem ultrazvukové energie může dojít k trvalému či dočasnému zastavení vývoje pohlavních buněk. Proto se ultrazvuk zásadně neaplikuje v oblasti mužského či ženského pohlavního ústrojí. (Cameron, 2012)

V očním lékařství se sice ultrazvuk k terapii používá, jedná se však o speciální oftalmologické ultrazvukové přístroje, které pracují s jinými parametry než ultrazvukové přístroje ve fyzioterapii. Aplikace „fyzioterapeutického“ ultrazvuku na oko může v důsledku kavitačních jevů v oční tekutině způsobit závažné poškození zraku. (Behrens & Beinert, 2014; Cameron, 2012)

9. 1. 3 Stav po laminectomii

Obecně je známo, že ultrazvuk nesmí být aplikován na tkáň centrálního nervového systému. I když jsou tyto struktury obvykle chráněny kostním krytem, může v důsledku operačního zákroku dojít k jejich odhalení a možnému riziku ozvučení. K takové situaci dochází po laminectomii, která je provedena v úseku L2 a výše. Při tomto operačním výkonu je odstraněn oblouk obratle, který z dorzální strany vytváří v jednotlivých segmentech ochranné kostěné pouzdro míchy. V případě, kdy mícha není zcela kryta kostními strukturami, hrozí riziko přímého ozvučení míšní tkáň a následný vznik neurologického deficitu, který odpovídá výšce poškození. Z tohoto důvodu je aplikace ultrazvuku na tkáň ležící v blízkosti provedené laminectomie absolutně kontraindikována. (Cameron, 2012; Michlovitz, Bellew & Nolan, 2011)

9. 1. 4 Krvácivé stavy

Ve fyzioterapii se vyhýbáme aplikaci ultrazvuku pacientům, u kterých jsme si vědomi čerstvých krvácivých stavů, do kterých řadíme i menstruační krvácení. Ultrazvuková energie brání koagulaci, a proto je během probíhajícího menstruačního cyklu kontraindikováno ozvučení oblasti podbříšku. Ze stejného důvodu v žádném případě neaplikujeme ultrazvuk pacientům, kteří podstupují antikoagulační léčbu. V případě porušení této kontraindikace bychom u pacientů vyvolali krvácivý stav přímo v místě aplikace. Je nutné mít na paměti, že ultrazvuk se prostřednictvím tělních tekutin šíří do velké vzdálenosti, a proto může dojít například k obnově úporného krvácení z nosu (epistaxe) při aplikaci ultrazvuku na oblast kolene. (Behrens & Beinert, 2014; Poděbradský & Vařeka, 1998)

9. 1. 5 Maligní tumory

Sicard-Rosenbaum et al. (1995) provedli experiment, kterým ukázali, že aplikace kontinuálního ultrazvuku může podpořit růst karcinogenního nádoru a dokonce zvýšit množství metastáz zachycených lymfatickými uzlinami. Při pokusu byl aplikován ultrazvuk na myši, u kterých se vyskytoval subkutánní karcinom. Použité parametry byly následující: kontinuální režim, intenzita $1,0 \text{ W/cm}^2$, frekvence 1 MHz, doba aplikace 5 minut počet procedur: 10 intervencí v průběhu 2 týdnů. Podobné hodnoty jsou běžně využívány ve fyzioterapii, a proto se ozvučování oblastí v blízkosti karcinogenních nádorů výrazně nedoporučuje. Termické účinky ultrazvuku způsobují

zvýšené prokrvení ošetřované oblasti a tím působí stimulačně na jeho růst a také podporuje rozsev metastatických ložisek krevní cestou. (Behrens & Beinert, 2014)

Zvýšenou obezřetnost bychom měli zachovávat u pacientů, kteří již karcinogenní onemocnění prodělali, protože nikdy nemůžeme vyloučit perzistenci maligních buněk v organismu. Proto je doporučováno, aby byla indikace ultrazvukové terapie důkladně zvážena a konzultována s odesílajícím lékařem u pacientů, kteří v průběhu posledních pěti let onkologické onemocnění prodělali. Stejný postup je doporučován u pacientů, u kterých se objevují symptomy odpovídající nádorovému onemocnění. Mezi takové příznaky patří: noční a klidová bolest, nevysvětlitelný úbytek tělesné váhy, horečka, zimnice, pocení. (Cameron, 2012)

V rámci této problematiky je vhodné zmínit, že ultrazvuková energie může být za určitých podmínek součástí léčebných postupů v onkologii. Jedná se o cílené ozvučování vhodných typů maligních nádorů, při kterém dochází k nárůstu lokální teploty a destrukci výhradně nádorové tkáně bez poškození okolních struktur. Primární léčba malignity však nepatří do oblasti fyzioterapie a ultrazvukové přístroje využívané k eradikaci nádorů pracují s jinými parametry. (Marmor, 1979)

9. 1. 6 Těhotenství

Behrens & Beinert (2014) uvádí, že efekt terapeutického ultrazvuku v parametrech využívaných ve fyzioterapii na rostoucí plod není známý, ale v zájmu bezpečnosti nedoporučují aplikaci ultrazvuku na oblast beder a břišní stěny těhotné ženy. Cameron (2012) odkazuje na případ, kdy došlo k prenatalnímu postižení dítěte, jehož matce byl během 6. až 29. dne těhotenství aplikován ultrazvuk o nízké intenzitě na oblast burzitidy pod levým bedrokyčelním svalem. Dítě se narodilo se sakrální agenezí, mikrocefalií a s opožděným vývojem. Na základě tohoto případu uvádí, že terapeutický ultrazvuk zásadně neaplikujeme na oblasti, ve kterých by mohlo dojít k ozvučení plodu a to v jakékoli míře. Mezi tyto oblasti patří bederní, břišní a pánevní. V této souvislosti by mělo být zmíněno, že ultrazvuková energie je frekventovaně využívána k zobrazování polohy a vývoje plodu a to několikrát v průběhu těhotenství. Diagnostický ultrazvuk je však aplikován v mnohem menších dávkách a jeho intenzita nepřekračuje $0,1 \text{ W/cm}^2$, přičemž je vědecky podloženo, že v takových dávkách nemá nepříznivé účinky na matku ani plod. (Carstensen, 1984; Newnham, 1993)

9. 2 RELATIVNÍ KONTRAINDIKACE

Relativní kontraindikace můžeme porušit, pokud benefit léčebno účinku jednoznačně převažuje nad možným poškozením.

9. 2. 1 Mozek, parenchymatozní orgány a srdce

Mezi relativní kontraindikace patří ozvučování mozku, parenchymatózních orgánů a srdce. Je zřejmé, že v rámci fyzioterapie neexistuje pro aplikaci ultrazvuku na tyto orgány racionální důvod. Mozek je navíc kryt lebkou, takže penetrace dostatečného množství energie do mozkové tkáně není možná. Parenchymatózní orgány v hrudní oblasti jsou před ultrazvukem chráněny vrstvou vzduchu, který vyplňuje plíce. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

Při volbě vhodných parametrů se nemusíme obávat ozvučení povrchových tkání nad uvedenými orgány. Výjimku tvoří pacienti s implantovaným kardiostimulátorem, u kterých se aplikaci ultrazvuku v hrudní oblasti absolutně vyhýbáme, protože by mohlo dojít k narušení elektrických obvodů pacemakru. Fyzioterapeuté by se měli dále vyvarovat ozvučení hrudníku u pacientů, jejichž dýchací cesty jsou patologicky změněny ve smyslu emfyzému či bronchiectázie. Významnou roli zde opět hraje destruktivní vliv státního vlnění, ke kterému dochází na rozhraní vzduchu v dýchacích cestách a již patologicky ztenčené bronchiální stěny, která by mohla být porušena. (Behrens & Beinert, 2014; Poděbradský & Vařeka, 1998)

9. 2. 2 Periferní nervový systém

V rehabilitační léčbě se dále vyhýbáme aplikaci ultrazvuku na periferní nervy, které jsou uloženy blízko pod povrchem kůže a to z důvodu destrukce axonů a vzniku reverzibilní či ireverzibilní parézy nervu. Tato kontraindikace je relativní, protože jí může terapeut překročit a to v případě, kdy je jeho cílem přerušit vedení nervových vzruchů, které způsobují nesnesitelnou bolest. Takový stav může vzniknout následkem amputace, kdy na konci přerušeno nervu dochází ke knofličkovému zduření, které se nazývá neurom. Právě tato struktura může být zdrojem nepříjemných pocitů a bolesti. (Michlovitz, Bellew & Nolan, 2011; Poděbradský & Vařeka, 1998)

9. 2. 3 Kostěné výběžky

Terapeut během aplikace cíleně neozvučuje kostěné výběžky, které se nacházejí těsně pod kůží, jako jsou například epikondyly a kondyly, či trnové výběžky

obratlových těl. Působením konstruktivní interference dochází na rozhraní kosti a kůže k lokálnímu nárůstu intenzity a tím i vznikající teploty, která od určité hodnoty způsobuje denaturaci bílkovin v periostu kostní tkáně. V důsledku toho se tvoří jizvičky, které se stávají chronickými spoušťovými body a mohou vyvolávat nové ataky entezopatických bolestí i při běžné námaze příslušných svalových skupin. Stejný typ periostálních bolestí můžeme vyvolat způsobit doslovnou aplikací ultrazvuku na páteř (trnové výběžky). Je-li tedy terapeutický ultrazvuk indikován k léčbě epikondylitid, nejedná se o přímé ozvučení bolestivých úponů odpovídajících svalů, ale ultrazvuk je aplikován pouze na jejich svalová vlákna. (Cameron, 2012; Poděbradský & Vařeka, 1998)

9. 2. 4 Kloubní náhrady

Pokud má pacient totální endoprotézu kloubu s použitím methylnmethacrylátového cementování, neměly bychom struktury v okolí kloubní náhrady ozvučovat, protože tento materiál má vysoký absorpční koeficient a dochází k jeho rychlému a nebezpečnému zahřívání. Pokud se jedná o hluboko uložený kloub, přichází v úvahu použití ultrazvuku s frekvencí 3 MHz, která působí více povrchově. (Behrens & Beinert, 2014; Cameron, 2012)

9. 2. 5 Tromboflebitida

Fyzioterapeut by neměl aplikovat ultrazvuk na oblasti potenciálně se vyskytujících trombů. Ultrazvuk totiž může způsobit jejich částečné uvolnění, kdy se krevní sraženina následně dostává do krevního oběhu a hrozí obstrukce velkých tepen, které zásobují životně důležité orgány. (Cameron, 2012)

9. 2. 6 Porucha senzitivního čítí

Tato kontraindikace platí zejména pro použití kontinuálního režimu ultrazvuku, při kterém dochází k výraznému zahřívání tkání. V důsledku porušeného termického čítí pacienta by terapeut mohl způsobit popálení ozvučované oblasti. Akrální poruchy senzitivního čítí jsou typické pro pacienty trpící cukrovkou, u kterých by mělo aplikaci ultrazvuku předcházet orientační vyšetření termického čítí. (Behrens & Beinert, 2014; Michlovitz, Bellew & Nolan, 2011)

10 MODERNÍ FORMY ULTRAZVUKOVÝCH TERAPIÍ

Kromě konvenční ultrazvukové terapie se v současné době ve fyzioterapii setkáváme s moderními aplikacemi ultrazvuku, které se liší buď v zadávaných parametrech, nebo jsou v kombinaci s dalšími modalitami.

10.1 SIRIO - NÍZKOFREKVENČNÍ ULTRAZVUK

SIRIO je terapeutický přístroj, který generuje nízkofrekvenční ultrazvuk pro léčbu široké škály onemocnění pohybového aparátu. Nízkofrekvenční ultrazvuk má podobné vlastnosti jako ultrazvuk konvenční (1 a 3 MHz), avšak jeho frekvence je mnohem menší. SIRIO generuje ultrazvuk s frekvencí 20 až 70 kHz, který má nižší kavitační práh a vzhledem k větší vlnové délce dokáže proniknout hlouběji do tkání než ultrazvuk vysokofrekvenční. (Ahmadi et al., 2012; BAC Medical Devices, 2011)

Jádrem přístroje je sinusový zdroj, který řídí generaci signálu piezoelektrického měniče umístěného v ultrazvukové hlavici. Přístroj je dále vybaven mikroprocesorem, který nepřetržitě monitoruje a přenastavuje vysílané ultrazvukové vlnění v závislosti na odpovědi ozvučené biologické tkáně. Software umístěný v aplikátoru je propojen s hardwarem přístroje a díky tomu neustále mění parametry vysílaného ultrazvuku. SIRIO je tak schopno modulovat velký rozsah ultrazvukových signálů, čímž dokáže vytvářet účinky tradiční ultrazvukové terapie i terapie rázovou vlnou (generované piezoelektrickým zdrojem). Díky této funkci je SIRIO univerzálním elektroléčebným přístrojem pro léčbu velkého počtu onemocnění muskuloskeletálního systému jako jsou kalcifikující tendinitidy, tendinopatie, bursitidy, epikodylitidy, osifikující myositidy, otoky a hematomy, enartróza, patní ostruha a další. (BAC Medical Devices, 2011)

10.2 KOMBINOVANÁ TERAPIE

Kombinovaná terapie je procedura, která spojuje účinky dvou fyzikálních modalit. Jedná se o simultánní aplikaci mechanické a elektromagnetické energie. Při aplikaci přikládáme indiferentní elektrodu (anodu) na povrch pacientova těla a místo diferentní elektrody (katody) používáme ultrazvukovou hlavici, na jejíž kovovou krycí destičku je přiváděn příslušný typ elektrického proudu. Tato hlavička zároveň indukuje ultrazvukové vlnění, které se společně s elektrickým proudem propaguje do tkáně. Proto je nezbytné použití kontaktního akustického média, které je zároveň elektricky vodivé. Vzhledem k dynamickému pohybu ultrazvukovou hlavicí je vhodné pracovat v režimu

konstantního napětí (CV), aby při oddálení hlavice a přerušení elektrického obvodu nedošlo k poškození pacienta. (Almeida et al., 2003; Poděbradský & Vařeka, 1998)

Elektrodu a hlavici musíme umístit tak, aby cílovou tkání procházelo ultrazvukové i elektrické pole. Nervová vlákna nacházející se v ultrazvukovém poli mění své elektrofyziologické vlastnosti a to tak, že jejich dráždivost se zvyšuje a adaptace nervové tkáně na přiváděný elektrický proud se snižuje. Tato metoda je neúčinnější procedurou pro detekci a následné odstraňování lokálních reflexních změn ve svalu (trigger points). Reflexně změněná svalová vlákna se vyznačují zvýšenou volní i elektrickou dráždivostí a neschopností relaxovat. Tyto odlišné vlastnosti jsou zvýrazněny v prostředí ultrazvukového pole, kdy elektrická dráždivost těchto vláken může být až o 10 mA vyšší než u okolních nezměněných fyziologických vláken. Proto při snížení intenzity přiváděného elektrického proudu cíleně působíme pouze na tyto reflexně změněná svalová vlákna. Takový efekt nazýváme jako trigrolytický. (Hoogland, 2005; Poděbradský & Poděbradská, 2009)

10.3 SONOFORÉZA

Sonoforéza je alternativní způsob farmakoterapie, který zefektivňuje transdermální vstřebávání podávaného léčiva. Jedná se o lokální aplikaci lékové formy při současném použití ultrazvuku. Použitím ultrazvukového vlnění lze usnadnit transdermální transport a tím zesílit účinky lokálně podávaného analgetika. Jejich účinnost je ve srovnání s běžnou aplikací použité lékové formy pacientem až desetkrát vyšší. Navíc se při lokální transdermální aplikaci snižuje riziko poškození trávicího traktu. Prostřednictvím sonoforézy se fyzioterapie uplatňuje i ve farmakoterapeutické péči o pacienty, zejména při terapii bolesti. (Azagury et al., 2014; McNeill, Potts, & Francoeur, 1992; Opavský, 2011)

Přesný mechanismus účinku dosud nebyl zcela objasněn a uvádí se, že na zlepšení difuze mají vliv termické i mechanické účinky ultrazvuku. Dle současných studií se však přisuzuje významnější vliv mechanickým kavitačním jevům. Ueda et al. (2009) uvádí, že čím nižší frekvence ultrazvuku je použita, tím výraznější efekt kavitace lze očekávat. V důsledku kavitačních jevů dochází k porušení ochranné lipidové dvojvrstvy na kůži. To vede k tvorbě vodných kanálů, kterými může přes kožní kryt snadněji procházet proud iontů a s nimi aplikovaná léčivá látka. (Alkilani et al., 2015; Azagury et al., 2014; Park et al., 2014)

Polat et al. (2011) sonoforézu rozdělují dle kmitočtu ultrazvuku na nízkofrekvenční (kHz) a vysokofrekvenční (1 a 3 MHz). Obecně platí, že vysokofrekvenční sonoforéza je účinnější pro zintenzivnění transportu molekul s nízkou molární hmotností jako jsou například nesteroidní antiflogistika nebo lokální formy kortikosteroidů. Proto ve fyzioterapii využíváme právě této vysokofrekvenční sonoforézy při aplikaci protizánětlivých mastí nejčastěji k útlumu kloubní a svalové bolesti. Na druhé straně bylo prokázáno, že nízkofrekvenční sonoforéza umožňuje lepší vstřebávání vysokomolárních látek. Otevírá se tak možnost neinvazivní intramuskulární aplikace hormonů či očkovacích látek. (Polat et al., 2011)

V rehabilitační praxi se sonoforéza uplatňuje zejména při léčbě muskuloskeletálních onemocnění jako jsou tendinitidy, tendovaginitidy, temporomandibulární poruchy, epicondilitidy a osteoartróza nosných kloubů. Nejčastěji jsou k sonoforéze indikována osteoartritická onemocnění především nosných kloubů. Výzkumná skupina Deniz et al. (2009) ve své studii zkoumala rozdíl efektivnosti pulzního a kontinuálního režimu (20 % duty cycle) ultrazvuku během sonoforézy. Jejich výsledky neprokázaly žádný signifikantní rozdíl v účinnosti těchto dvou režimů a potvrdily lepší léčebné výstupy u pacientů, kterým bylo léčivo aplikováno při současném použití ultrazvuku (frekvence 1MHz, intenzita 1,5 W/cm²) oproti skupině pacientů, kterým byl společně s mastí aplikován falešný (sham) ultrazvuk. Hodnocena byla zejména bolest (klidová, při aktivitě), rozsah pohybu a chůze. (Deniz et al., 2009; Meshali, 2008)

11 KAZUISTIKA

V kazuistice je popsán případ pacientky V. Z. s ostruhou patní kosti vpravo. Pacientka absolvovala monoterapii ultrazvukem.

11.1 ANAMNÉZA

Základní údaje:

Hlavní diagnóza: Ostruha patní kosti (M7730)

Ostatní diagnózy: Hypertenzní nemoc (I119)

Pohlaví: žena

Věk: 47

Stranová dominance: Pravák

Váha: 67 kg

Výška: 165 cm

Osobní diagnóza: Paní V. Z. má již přes 5 let diagnostikovanou hypertenzní nemoc, která je medikamentózně kompenzována. Pro žádnou jinou nemoc léčena není. Uvádí občasné bolesti hlavy a krční páteře, to přisuzuje věku a sedavému zaměstnání. Dále zmiňuje časté křeče v lýtkových svalech, které při užívání hořčičku mizí. Pacientka neguje úrazy v oblasti trupu a dolních končetin. Jediná absolvovaná operace byla gynekologická, která proběhla v roce 2013. Dotyčná neguje výraznou změnu váhy během poslední doby.

Pracovní a sociální anamnéza: Pacientka je již 20 let zaměstnána jako úřední pracovnice. Práce je sedavého charakteru s pravidelnými služebními cestami autem a pochůzkami po spřízněných pracovištích. Pacientka je celý život zvyklá nosit společenskou obuv na podpatku (12 cm), nejen v pracovním prostředí. Dotyčná žije v rodinném domě s manželem a dvěma dětmi. Ve volném čase nesportuje, příležitostně jezdí na kole a chodí na procházky.

Rodinná anamnéza: Pacientka neguje výskyt revmatického onemocnění v rodině.

Farmakologická anamnéza: Pacientka příležitostně užívá Aulin pro utlumení bolesti pravé paty. Jako antihypertenzivum užívá pacientka Inhibace Plus. Vzhledem k vyskytujícím se křečím lýtkového svalstva pacientka perorálně užívá Magne B6, bez lékařského předpisu.

Alergická anamnéza: Pacientka alergiemi netrpí.

Abusus: Pacientka nekouří, alkohol pije jen příležitostně.

Nynější onemocnění: Paní J. Z. popisuje bolesti lokalizované na mediální straně plantární plochy patní kosti, které se poprvé objevily v listopadu (2015). Pacientka uvádí předcházející neobvyklou fyzickou námahu – malování pokoje a následný úklid. Následujících pár dní se kromě bolesti objevil i mírný otok v oblasti pravé paty. Bolesti se v průběhu času zhoršovaly, zkracovala se doba chůze bez bolesti, pacientka byla nucena upravit obuv z důvodu bolesti a otoku pravého chodidla. Tyto obtíže se u dotyčné objevily poprvé. V lednu 2016 pacientka navštívila ortopedickou ambulanci a při vyšetření byla diagnostikována ostruha patní kosti (bez rentgenového zobrazení). Následně byla indikována monoterapie ultrazvukem, na kterou pacientka dochází od 23. 2. 2016. Jiná terapie zatím nebyla indikována. Nyní (při prvním vyšetření) je pacientka asi 5 měsíců po rozvoji prvních příznaků a zatím absolvovala 2 terapie ultrazvukem (z celkových deseti).

11.2 VLASTNÍ VYŠETŘENÍ

Kineziologický rozbor:

Aspekce: U pacientky je zřejmý výrazný horní zkřížený syndrom s předsunutým držením hlavy a protrakcí ramen. Levé rameno je postavené výše a také descendentní vlákna trapézového svalu vlevo jsou ve větším hypertonu v porovnání s pravou stranou. Křivky páteře jsou fyziologické a ve frontální rovině se nevyskytuje skoliotické držení. U dotyčné je patrné oslabení svalů břišní stěny a převažuje horní typ dýchání s výraznou aktivitou auxiliárních dýchacích svalů. Gluteální svaly jsou oboustranně mírně hypotrofické. Infragluteální i podkolenní rýhy jsou oboustranně symetrické. Pravá dolní končetina je v zevně rotačním postavení. Patní kosti obou dolních končetin jsou ve varózním postavení. Váha těla spočívá zejména na vnějším okraji chodidel, prstce jsou v kontaktu s podložkou. Na obou chodidlech je zřejmé vbočení palce (Hallux vagus). Podélná klenba je fyziologická, příčná klenba obou chodidel je snižená, výrazněji vpravo. Distální část pravého chodidla je rozšířená a pod metatarzophalangeálním kloubem palce jsou viditelné otlaky. Ztvrdlá kůže s otlaky je dále patrná na zevní ploše chodidla. Chodidlo pravé dolní končetiny je bez otoku.

Véleho test: Při klidném stoji s opěrnou bází odpovídající šířce pánve se neobjevila žádná patologická reakce a není přítomna výrazná hra šlach. Při přenesení těžiště dopředu se objevila fyziologická flexe prstců.

Trendelenburgova zkouška: Trendelenburgův příznak pozitivní oboustranně.

Zkouška dvou vah: Pravá noha zatížena 35 kg, levá noha zatížena 32 kg.

Délka končetin: Funkční, anatomická i umbilikomaleolární délka je oboustranně symetrická.

Vyšetření chůze: Ve švihové fázi jde špička pravé nohy více do zevní rotace. Pacientka našlapuje zejména na zevní okraj chodidla, který výrazně zatěžuje. Kroky jsou symetrické. Při chůzi po špičkách se objevila křeč lýtkového svalu pravé dolní končetiny. Modifikaci chůze po vnější hraně chodidla byla provedena bez problému na rozdíl od chůze po vnitřní hraně chodidla, která byla provedena s mírnými obtížemi.

Palpační vyšetření: Pravé chodidlo je bez lokálně zvýšené teploty. Při aktivaci krátkého flexoru prstů a abduktoru palce jsou patrné krepitace v místě začátku svalů na hrbolu patní kosti. Je patrný hypertonus v krátkých svalech planty, dále palpační bolestivost v mediální části patní kosti v místě úponu krátkých svalů planty. Dále patrný hypertonus lýtkových svalů obou dolních končetin s bolestivými úpony mm. gastrocnemii. Patní kosti pohyblivé, Achillovy šlachy nebolestivé. Na pravém chodidle byla zaznamenána snížená posunlivost tukového tělíska (corpus adiposum) nad patní kostí v porovnání s druhostrannou končetinou. Při vyšetření joint play v oblasti hlezenního a horního tibiofibulárního kloubu nebyly přítomny funkční blokády a také senzorické funkce nohy jsou hodnoceny jako fyziologické (senzitivní a hluboké čítí).

Vyšetření zkrácených svalů: Malé zkrácení lýtkového svalu na obou dolních končetinách, zkrácení hlubokých (m. soleus) i povrchových hlav (mm. gastrocnemii).

Obvody:

Hlezenní kloub	LDK	PDK
Bimalleolárně	25 cm	25 cm
Přes nárt a patu	32 cm	32 cm
Přes tarzální kůstky	27cm	27 cm
Přes hlavičky MTT	24 cm	24, 5 cm

Rozsahy pohybů: Rozsah pohybu kloubů dolní končetiny jsou fyziologické s výjimkou kořenového kloubu palce v rovině frontální.

Metatarzoflangový kloub palce	aktivní pohyb	pasivní pohyb
PDK	F: 0-10-10	F: 10-10-15
LDK	F: 0-5-10	F: 10-5-15

Vyšetření svalové síly: Svalová síla lýtkových svalů je nezměněná, stejně jako u krátkých svalů chodidla s výjimkou musculus abductor hallucis, u kterého je svalová síla stupně 2.

Funkční vyšetření:

Nejvíce pacientku obtěžují bolesti, které jsou zejména startovacího charakteru a do třiceti minut ustupují („jako bych si na bolest zvykla“ uvádí pacientka). Později se bolesti objevují při zátěži. V odpoledních hodinách se bolesti objevují častěji a jsou intenzivnějšího charakteru než dopoledne. Bolesti se také zhoršují při chůzi v obuvi na podpatku. Z tohoto důvodu musela pacientka změnit obuv a nyní nosí boty s nízkým podpatkem, což uvádí jako výrazné omezení. Úlevu pacientce přináší polohy s odlehčením pravé dolní končetiny a elevace dolních končetin při sedu či lehu.

Dotazníky bolesti: Pro hodnocení bolesti byly použity následující dotazníky: Short form McGill Questionnaire-2 (SF-MPQ-2 – jehož součástí je vizuální analogová škála, stupnice současné intenzity bolesti a mapa bolesti), dotazník interference intenzity bolesti s denními aktivitami (DIBDA). Vyplněné dotazníky z prvního vyšetření jsou uvedeny v Příloze 1.

11.3 REHABILITAČNÍ PLÁN

Krátkodobý rehabilitační plán: Pacientka dochází na ultrasonoterapii dvakrát týdně. Ultrazvuk je aplikován na mediální část plantární plochy paty kontaktním způsobem s využitím sonogelu. Parametry ultrazvuku jsou následující: frekvence 3 MHz, intenzita 1 W/cm², duty faktor 20 %, doba aplikace 6 minut. Dotyčná docházela dvakrát týdně a tuto proceduru absolvovala celkem desetkrát v průběhu 5 týdnů.

Dlouhodobý rehabilitační plán: Z hlediska dlouhodobého rehabilitačního plánu je cílem minimalizovat bolesti a hypertonus svalů v oblasti patní kosti a dále zabránit možným recidivám. Pacientka by měla dodržovat režimová opatření, zejména nošení pohodlné obuvi. V případě neuspokojivého výsledku ultrazvukové monoterapie se nabízí další formy konzervativní terapie od farmakoterapie přes techniky měkkých tkání a senzomotorická cvičení až po protetiku. Tyto metody farmakoterapie a kinezioterapie však nejsou předmětem této práce a proto nebudou dále rozebírány.

11.4 ZHODNOCENÍ PŘÍPADU

Pacientka byla přijata k rehabilitaci dne 23. 2. 2016 s diagnózou patní ostruhy vpravo (M7730). V rámci terapie byl aplikován pulzní ultrazvuk kontaktním způsobem na m. abduktor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. quadratus plantae v oblasti patní kosti. Parametry aplikovaného ultrazvuku byly následující: frekvence 3 MHz, intenzita 1 W/cm², duty faktor 20 %, ERA 3,8 cm², doba aplikace 6 minut. Dotyčná podstupovala terapii dvakrát týdně celkem desetkrát v průběhu 5 týdnů. Dávkování ultrazvuku zůstalo po celou dobu léčby stejné, avšak ošetřující fyzioterapeuté se během léčebného procesu několikrát prostřídali.

S pacientkou jsem se setkala celkem třikrát: na začátku terapie, dále při jejím ukončení a naposledy týden po zakončení terapie. Při prvním setkání (25. 2. 2016), kdy již pacientka absolvovala dvě aplikace, udávala subjektivní pocit zhoršení, který během následujícího týdne vymizel. Během tohoto setkání bylo provedeno výše uvedené vyšetření. Při druhém setkání (24. 3. 2016) dotyčná popisovala značné zlepšení zejména ve smyslu snížení bolesti, dle jejích slov až o 30 %. Bolesti již nebyly tak intenzivní a také se prodloužil interval chůze a statického zatížení bez bolesti. K objektivizaci hodnocení bolesti pacientka znovu vyplnila uvedené dotazníky, které jsou k dispozici v Příloze 2. Dle kineziologického vyšetření byl zaznamenán snížený hypertonus krátkých svalů planty, avšak krepitace v místě úponů krátkých svalů dále přetrvávaly podobně jako hypertonus lýtkového svalstva a snížená posunlivost tukového tělíska pravé paty. Při posledním setkání (29. 3. 2016) se v kineziologickém nálezu nic nezměnilo, ale intenzita bolesti měla stále tendenci ke snižování. Pro objektivní zhodnocení byly opět použity dotazníky bolesti, které jsou uvedeny v Příloze 3.

Na základě vyšetření bych do rehabilitačního plánu dodatečně zařadila techniky měkkých tkání s cílem obnovení pohyblivosti tukového tělíska nad patní kostí pravého chodidla a protažení lýtkových svalů. Dále také senzomotorická cvičení pro návlek rovnoměrného rozložení váhy do tříbodové opory chodidla, aby nedocházelo k nepřiměřenému zatěžování zevní hrany plosky, a aktivaci krátkých svalů planty, zejména abduktoru palce.

Pacientka je spolupracující, dobře naladěná a motivována k léčbě. Je edukovaná a dle pokynů si opatřila vyhovující obuv. Jejím cílem je však návrat k nošení společenské obuvi na vyšším podpatku (12 cm), na kterou je celý život zvyklá.

12 DISKUZE

Pochopení základních fyzikálních zákonitostí ultrazvukového vlnění je nezbytné pro jeho optimální využití při terapeutické aplikaci. Zároveň slouží jako prevence proti iatrogennímu poškození pacienta. Význam problematiky ultrazvuku stoupá společně s rostoucí četností jeho využití v moderní fyzioterapeutické praxi, kterou ne vždy doprovází odpovídající znalost obsluhy (De Brito Vieira et al., 2012). Navíc se i přes jeho rozšířené využití stále setkáváme s nedostatkem vědeckých důkazů, které by jeho účinnost v terapii jednotlivých diagnóz jednoznačně prokázaly.

Aktuální informace o účinnosti terapeutického ultrazvuku používaného ve fyzioterapii jsou dostupné pouze ze zahraničních zdrojů. Nejasnosti se objevují zejména u základních otázek týkajících se parametrů ultrazvuku, kdy se dokonce mění doposud uznávané postuláty. Například podle Hyese (2004) je polohloubka průniku 3MHz ultrazvuku 2,5 cm oproti konvenční literatuře, která uvádí 1,6 cm.

Účinek ultrazvuku je rozdělen na vliv termický a atermický, jejichž poměr lze upravovat nastavením jeho parametrů. Tyto účinky jsou v rehabilitaci využívány především k snižování bolesti a zvýšení protažitelnosti měkkých tkání, ke svalové relaxaci, k resorpci kalcifikátů a k stimulaci reparačního procesu poškozených tkání pohybového aparátu.

Z důvodu nedostatku kvalitních vědeckých prací zabývajících se touto problematikou nelze jednoznačně určit, zda je v klinické praxi těchto léčebných účinků opakovaně dosahováno. Dosavadní studie zabývající se účinností ultrazvuku poukazují na nedostatek důkazů, které by jeho léčebné účinky potvrdily. Existuje několik systematických přehledů kvalitních studií klinických účinků ultrazvuku, z jejichž závěrů však není zcela zřejmé, že aplikace aktivního ultrazvuku je pro léčbu bolestivých stavů a podporu fyziologického procesu hojení účinnější než jeho placebo efekt (Baker, Robertson&Duck, 2001; Robertson&Baker, 2010; van der Windt, 1999). Většina výsledků dostupných studií je také značně ovlivněna skutečností, že neexistuje přesně definovaný postup pro aplikaci a vyhodnocení účinků ultrazvuku, tudíž jejich porovnávání není objektivní. Na druhou stranu existují i kvalitní studie, které účinnost ultrazvuku u některých diagnóz jednoznačně prokazují. I tyto se však často mezi sebou liší v postupu při aplikaci ultrazvuku.

Častou diagnózou indikovanou k ultrasonoterapii je artróza nosných kloubů. Studie naznačují, že pro tuto indikaci je nejvhodnější aplikace pulzního ultrazvuku.

Například Kozanoglu (2003) svou studií prokázal, že účinek ultrazvuku je při zmírňování obtíží u pacientů s artritickým postižením kloubů srovnatelný s efektem sonofórézy nesteroidních antirevmatik. Naopak Ulus (2012) v závěru své nedávné studie účinnost ultrazvuku zpochybnil. Ve své studii použil na rozdíl od prvního autora kontinuální režim a poloviční délku aplikace. Na tomto příkladu je zřejmá nejednotnost parametrů ultrazvuku používaných dokonce u stejné diagnózy.

Pro stimulaci reparačního procesu poškozené tkáně doporučuje většina autorů pulzní ultrazvuk s duty faktorem 20%. Avšak Sparrow (2005) a Ng (2003) dosáhli při ozvučení poškozených šlach a vazů srovnatelných výsledků i při aplikaci kontinuálního ultrazvuku. Da Cunha, Parizotto & de Campos Vidal (2001) výsledkem své srovnávací studie v dané problematice jednoznačně podpořili vyšší účinnost ultrazvuku v pulzním terapeutickém režimu.

V terapii úžinových syndromů se ve většině volených parametrech ultrazvuku autoři výzkumných prací shodují. Volená intenzita nesmí přesáhnout 1 W/cm^2 a pulzní režim ultrazvuku se uniformě používá v poměru 1:4. Pouze délka aplikace se mezi jednotlivými případy liší a koliduje v rozmezí 5 až 15 minut.

Využití terapeutických účinků v oblasti patologických změn měkkých tkání ramene se stává tématem kontroverzním. Gürsel (2004) a Van der Heijden (1999) jsou zástupci velkého množství odborníků, kteří účinnost ultrazvuku v terénu ramenního kloubu popírají. Na druhou stranu se objevuje několik studií, které efektivnost ultrazvuku v terapii syndromu bolestivého ramene doporučují. V těchto studiích je však účinnost ultrazvuku zkoumána v kombinaci s jinými terapeutickými postupy, které mají na konečný výsledek nezpochybnitelný efekt.

Kontinuální režim ultrazvuku je dle dostupných studií doporučován zejména při snižování bolesti a zvýšení protažitelnosti měkkých tkání.

Jedinou oblastí vědecky podložené aplikace terapeutického ultrazvuku jsou konzervativně řešené zlomeniny skeletu. Pro použití nízko intenzivního pulzního ultrazvuku existují silné vědecky podložené důkazy prokazující schopnost ultrazvukové energie urychlovat proces kostního hojení. (Busse et al., 2002; Ensminger & Bond, 2012; Robertson & Baker, 2010; van der Windt, 1999)

13 ZÁVĚR

Bakalářská práce na téma Terapeutický ultrazvuk podává ucelený pohled na problematiku ultrazvukové terapie ve fyzioterapii. Součástí práce je kazuistika pacientky s patní ostruhou, která absolvovala monoterapii ultrazvukem.

Terapeutický ultrazvuk je jednou z nejčastěji využívaných fyzikálních modalit ve fyzioterapeutické praxi. Účinky ultrazvukové energie rozdělujeme na termické, které se uplatňují při ovlivňování bolesti a protažitelnosti vazivových tkání, a atermické, které ovlivňují permeabilitu buněčných membrán a následně vedou k stimulaci procesu hojení. Působení ultrazvuku na biologické tkáně přímo souvisí s nastavením parametrů ultrazvukového signálu, které se odvíjí od požadovaného cíle terapie.

K ultrasonoterapii jsou nejčastěji indikovány diagnózy, které souvisí s patologickým stavem měkkých tkání s výjimkou aplikace ultrazvuku na kostní tkáň při stimulaci reparačního procesu u špatně hojících se zlomenin. Přehled výzkumů, které vytvářejí vědecký podklad pro indikaci ultrazvuku k jednotlivým diagnózám, se stále vyvíjí. Díky mezerám současného bádání nelze jednoznačně určit, zda je v klinické praxi terapeutických účinků ultrazvuku skutečně a konzistentně dosahováno. Většina dostupných studií je značně limitována jejich špatnou konstrukcí a skutečností, že dávky ultrazvuku se v jednotlivých případech podstatným způsobem liší a to bez racionálního důvodu. Výjimku v tomto ohledu tvoří vědecky podložená účinnost nízko intenzivního pulzního ultrazvuku v terapii konzervativně řešených fraktur skeletu.

14 SOUHRN

Cílem bakalářské práce je shrnutí poznatků o současných možnostech využití terapeutického ultrazvuku ve fyzioterapii. Rozlišujeme především termické a atermické účinky ultrazvukové energie. Z hlediska rehabilitace mohou být tyto účinky využity k ovlivňování bolesti a protažitelnosti měkkých tkání, ke svalové relaxaci, k resorpci kalcifikátů a k stimulaci reparačního procesu poškozených tkání pohybového aparátu.

V práci jsou shrnuty základní fyzikální vlastnosti a parametry ultrazvukového vlnění, jejichž znalost je esenciální k pochopení tématu této práce jako celku. Z hlediska bezpečnosti je zásadním rizikovým jevem konstruktivní interference a stojaté vlnění. Správná volba parametrů je důležitá pro dosažení zamýšleného terapeutického cíle. Hlavní částí práce je pojednání o aktuálně nejčastěji indikovaných patologických stavech pohybového aparátu k ultrazvukové terapii. Zmíněny jsou také kontraindikace a moderní formy ultrazvukové terapie.

Součástí práce je kazuistika pacientky s patní ostruhou, která podstoupila ultrazvukovou monoterapii. Modelový případ zahrnuje anamnézu, kineziologický rozbor, funkční vyšetření a dotazníkové hodnocení bolesti, jež proběhly na začátku a po ukončení terapie ultrazvukem. Dále je popsán průběh terapie a návrh na krátkodobý a dlouhodobý rehabilitační plán.

15 SUMMARY

The aim of the Bachelor thesis is a summary of current knowledge about the possibilities of using therapeutic ultrasound in physiotherapy. We distinguish mainly between the thermal and athermal effects of ultrasound energy. In terms of rehabilitation, these effects can be used to influence the pain and extensibility of soft tissues, muscular relaxation, calcification resorption, and to stimulate the repair process of damaged tissues of the musculoskeletal system.

The paper summarizes the basic physical properties and characteristics of ultrasonic waves, whose knowledge is essential to understand the topic of this thesis as a whole. In terms of safety, a major risk is the phenomenon of constructive interference and standing waves. The correct choice of parameters is important to achieve the intended therapeutic targets. The main part is a discussion of the most current pathologies indicated for musculoskeletal ultrasound therapy. Contraindications and modern forms of therapeutic ultrasound are also mentioned.

The thesis includes a case study of a patient with a heel spur, which underwent ultrasound alone. The test case involves the case history, kinesiology analysis, functional testing, and an evaluation of pain questionnaire, which took place at the beginning and after the end of the ultrasound therapy. There then follows a description of the course of treatment, and a proposal for short-term and long-term rehabilitation plans.

16 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ahmadi, F., McLoughlin, I. V., Chauchan, S., & Ter-Haar, G. (2012). Bio-effects and safety of low-intensity, low-frequency ultrasonic exposure. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, *108*(3), 119–138.
- Alkilani, A. Z., McCrudden, M. T., & Donnelly, R. F. (2015). Transdermal Drug Delivery: Innovative Pharmaceutical Developments Based on Disruption of the Barrier Properties of the stratum corneum. *Pharmaceutics*, *7*(4), 438–470.
- Almeida, T. F., Roizenblatt, S., Benedito-Silva, A. A., & Tufik, S. (2003). The effect of combined therapy (ultrasound and interferential current) on pain and sleep in fibromyalgia. *Pain*, *104*(3), 665–672.
- Atkins, T. J., & Duck, F. A. (2003). Heating caused by selected pulsed Doppler and physiotherapy ultrasound beams measured using thermal test objects. *European Journal of Ultrasound*, *16*(3), 243–252.
- Altland, O. D., Dalecki, D., Suchkova, V. N., & Francis, C. W. (2004). Low-intensity ultrasound increases endothelial cell nitric oxide synthase activity and nitric oxide synthesis. *Journal of Thrombosis and Haemostasis*, *2*(4), 637–643.
- Armijo-Olivo, S., Fuentes, J., Muir, I., & Gross, D. P. (2013). Usage patterns and beliefs about therapeutic ultrasound by Canadian physical therapists: an exploratory population-based cross-sectional survey. *Physiotherapy Canada*, *65*(3), 289–299.
- Azagury, A., Khoury, L., Enden, G., & Kost, J. (2014). Ultrasound mediated transdermal drug delivery. *Advanced drug delivery reviews*, *72*, 127–143.
- Baker, K. G., Robertson, V. J., & Duck, F. A. (2001). A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects. *Physical therapy*, *81*(7), 1351–1358.
- BAC Medical Devices. (2011). *SIRIO low frequency acoustic pressure waves generator*. Retrieved 15. 3. 2016 from the World Wide Web: <http://www.bactechnology.it/assets/sirio-eng.pdf>
- Bakhtiary, A. H., & Rashidy-Pour, A. (2004). Ultrasound and laser therapy in the treatment of carpal tunnel syndrome. *Australian Journal of Physiotherapy*, *50*(3), 147–151.
- Batavia, M. (2004). Contraindications for superficial heat and therapeutic ultrasound: do sources agree?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(6), 1006–1012.

- Behrens, B. J., & Beinert, H. (2014). *Physical agents theory and practice*. Philadelphia: FA Davis.
- Bell, A. L., & Cavorsi, J. (2008). Noncontact ultrasound therapy for adjunctive treatment of nonhealing wounds: retrospective analysis. *Physical Therapy*, 88(12), 1517–1524.
- Beneš, J., Jiráček, D., & Vítek, F. (2015). *Základy lékařské fyziky*. Praha: Karolinum Press.
- Beneš, J., Kyplová, J., & Vítek, F. (2015). *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*. Praha: Grada.
- Binder, A., Hodge, G., Greenwood, A. M., Hazleman, B. L., & Thomas, D. P. (1985). Is therapeutic ultrasound effective in treating soft tissue lesions?. *British Medical Journal*, 290(6467), 512–514.
- Blombäck, B., & Bark, N. (2004). Fibrinopeptides and fibrin gel structure. *Biophysical chemistry*, 112(2), 147–151.
- BTL. (2016). *Hands free aplikátor*. Retrieved 13. 2. 2016 from the World Wide Web: [//www.btl-shop.cz/aplikator-handsfree-sono-6-krystalu.html](http://www.btl-shop.cz/aplikator-handsfree-sono-6-krystalu.html)
- Busse, J. W., Bhandari, M., Kulkarni, A. V., & Tunks, E. (2002). The effect of low-intensity pulsed ultrasound therapy on time to fracture healing: a meta-analysis. *Canadian Medical Association Journal*, 166(4), 437–441.
- Byl, N. N., McKenzie, A., Wong, T., West, J., & Hunt, T. K. (1993). Incisional wound healing: a controlled study of low and high dose ultrasound. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(5), 619–628.
- Cameron, M. H. (2012). *Physical agents in rehabilitation: from research to practice*. Missouri: Elsevier Health Sciences.
- Carstensen, E. L., & Gates, A. H. (1984). The effects of pulsed ultrasound on the fetus. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 3(4), 145-147.
- Chang, Y. W., Hsieh, S. F., Horng, Y. S., Chen, H. L., Lee, K. C., & Horng, Y. S. (2014). Comparative effectiveness of ultrasound and paraffin therapy in patients with carpal tunnel syndrome: a randomized trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 1–7.
- Chapelon, J. Y., Cathignol, D., Cain, C., Ebbini, E., Kluiwstra, J. U., Sapozhnikov, O. A., Fleury, G., Berriet, R., Chupin, L., & Guey, J. L. (2000). New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 26(1), 153– 159.

- Chilibon, I. (2008). Ultrasound transducer for medical therapy. *Sensors and Actuators A: Physical*, 142(1), 124–129.
- Choi, B. H., Woo, J. I., Min, B. H., & Park, S. R. (2006). Low-intensity ultrasound stimulates the viability and matrix gene expression of human articular chondrocytes in alginate bead culture. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 79(4), 858–864.
- Claes, L., & Willie, B. (2007). The enhancement of bone regeneration by ultrasound. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93(1), 384–398.
- Culav, E. M., Clark, C. H., & Merrilees, M. J. (1999). Connective tissues: matrix composition and its relevance to physical therapy. *Physical Therapy*, 79(3), 308–319.
- Cush, J. J., Kavanaugh, A., & Stein, C. M. (Eds.). (2005). *Rheumatology: diagnosis and therapeutics*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Čech, E. (1982). *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Praha: Avicenum.
- Da Cunha, A., Parizotto, N. A., & de Campos Vidal, B. (2001). The effect of therapeutic ultrasound on repair of the achilles tendon (tendo calcaneus) of the rat. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(12), 1691–1696.
- De Brito Vieira, W. H., Aguiar, K. A., da Silva, K. M., Canela, P. M., da Silva, F. S., & Abreu, B. J. (2012). Overview of ultrasound usage trends in orthopedic and sports physiotherapy. *Critical Ultrasound Journal*, 4(1), 1–8.
- Demir, H., Menku, P., Kirnap, M., Calis, M., & Ikizceli, I. (2004). Comparison of the effects of laser, ultrasound, and combined laser+ ultrasound treatments in experimental tendon healing. *Lasers in Surgery and Medicine*, 35(1), 84–89.
- Demmink, J. H., Helders, P. J., Hobæk, H., & Enwemeka, C. (2003). The variation of rating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. *Ultrasound in medicine & biology*, 29(1), 113–118.
- Deniz, S., Topuz, O., Atalay, N. S., Sarsan, A., Yildiz, N., Findikoglu, G., Karaca, O., & Ardic, F. (2009). Comparison of the effectiveness of pulsed and continuous diclofenac phonophoresis in treatment of knee osteoarthritis. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(4), 331–336.
- Draper, D. O., Castel, J. C., & Castel, D. (1995). Rate of temperature increase in human muscle during 1 MHz and 3 MHz continuous ultrasound. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(4), 142–150.

- Driver, V. R., Yao, M., & Miller, C. J. (2011). Noncontact low-frequency ultrasound therapy in the treatment of chronic wounds: A meta-analysis. *Wound Repair and Regeneration*, *19*(4), 475–480.
- Dungl, P., et al. (2014). *Ortopedie*. Praha: Grada
- Duarte, L. R. (1983). The stimulation of bone growth by ultrasound. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, *101*(3), 153–159.
- D'vaz, A. P., Ostor, A. J. K., Speed, C. A., Jenner, J. R., Bradley, M., Prevost, A. T., & Hazleman, B. L. (2006). Pulsed low-intensity ultrasound therapy for chronic lateral epicondylitis: a randomized controlled trial. *Rheumatology*, *45*(5), 566–570.
- Ebadi, S., Ansari, N. N., Naghdi, S., Jalaei, S., Sadat, M., Bagheri, H., van Tulder, M., W., Henschke, N., & Fallah, E. (2012). The effect of continuous ultrasound on chronic non-specific low back pain: a single blind placebo-controlled randomized trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *13*(1), 1–10.
- Ebenbichler, G. R., Resch, K. L., Nicolakis, P., Wiesinger, G. F., Uhl, F., Ghanem, A. H., & Fialka, V. (1998). Ultrasound treatment for treating the carpal tunnel syndrome: randomised “sham” controlled trial. *Bmj*, *316*(7133), 731–735.
- Ebenbichler, et al. (1999). Ultrasound therapy for calcific tendinitis of the shoulder. *New England Journal of Medicine*, *340*(20), 1533–1538.
- Emsen, I. M. (2007). The effect of ultrasound on flap survival: An experimental study in rats. *Burns*, *33*(3), 369–371.
- Fyfe, M. C., & Bullock, M. I. (1985). Therapeutic ultrasound: some historical background and development in knowledge of its effect on healing. *Australian Journal of Physiotherapy*, *31*(6), 220–224.
- Gerritsen, A. A., de Krom, M. C., Struijs, M. A., Scholten, R. J., de Vet, H. C., & Bouter, L. M. (2002). Conservative treatment options for carpal tunnel syndrome: a systematic review of randomised controlled trials. *Journal of Neurology*, *249*(3), 272–280.
- Gorkiewicz, R. (1984). Ultrasound for Subacromial Bursitis A Case Report. *Physical Therapy*, *64*(1), 46–47.
- Gürsel, Y. K., Ulus, Y., Bilgiç, A., Dinçer, G., & van der Heijden, G. J. (2004). Adding ultrasound in the management of soft tissue disorders of the shoulder: a randomized placebo – controlled trial. *Physical therapy*, *84*(4), 336–343.

- Hayes, B. T., Merrick, M. A., Sandrey, M. A., & Cordova, M. L. (2004). Three-MHz ultrasound heats deeper into the tissues than originally theorized. *Journal of athletic training*, 39(3), 230–234.
- Hrazdira, I., & Mornstein, V. (2001). *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno:Neptun
- Hsu, S. H., & Huang, T. B. (2004). Bioeffect of ultrasound on endothelial cells in vitro. *Biomolecular Engineering*, 21(3–5), 99–104.
- Huang, M. H., Yang, R. C., Lee, C. L., Chen, T. W., & Wang, M. C. (2005). Preliminary results of integrated therapy for patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 53(6), 812–820.
- Humphrey, V. F. (2007). Ultrasound and matter – Physical interactions. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93(1), 195–211.
- Johns, L. D. (2002). Nonthermal effects of therapeutic ultrasound: the frequency resonance hypothesis. *Journal of athletic training*, 37(3), 293–299.
- Kolář, P., et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kozanoglu, E., Basaran, S., Guzel, R., & Guler-Uysal, F. (2003). Short term efficacy of ibuprofen phonophoresis versus continuous ultrasound therapy in knee osteoarthritis. *Swiss medical weekly*, 133(23-24), 333–338.
- Kulík, T. (2012). *Modelování nelineárních jevů v ultrazvukových polích*. Diplomová práce, Vysoké Učení Technické v Brně, Brno.
- Leighton, T. G. (2007). Rapporteur report: Mechanism and interactions. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93(1), 280–294.
- Levine, D., Millis, D. L., & Mynatt, T. (2001). Effects of 3.3-MHz ultrasound on caudal thigh muscle temperature in dogs. *Veterinary surgery*, 30(2), 170–174.
- Lizis, P. (2015). Analgesic effect of extracorporeal shock wave therapy versus ultrasound therapy in chronic tennis elbow. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(8), 2563–2567.
- Malizos, K. N., Hantes, M. E., Protopappas, V., & Papachristos, A. (2006). Low-intensity pulsed ultrasound for bone healing: an overview. *Injury*, 37(1), S56–S62.
- Marmor, J. B., Hilerio, F. J., & Hahn, G. M. (1979). Tumor eradication and cell survival after localized hyperthermia induced by ultrasound. *Cancer research*, 39(6), 2166–2171.

- Mason, T. J. (2011). Therapeutic ultrasound an overview. *Ultrasonics sonochemistry*, 18(4), 847–852.
- McNeill, S. C., Potts, R. O., & Francoeur, M. L. (1992). Local enhanced topical delivery (LETD) of drugs: does it truly exist?. *Pharmaceutical Research*, 9(11), 1422–1427.
- Meshali, M. M., Abdel-Aleem, H. M., Sakr, F. M., Nazzal, S., & El-Malah, Y. (2008). In vitro phonophoresis: effect of ultrasound intensity and mode at high frequency on NSAIDs transport across cellulose and rabbit skin membranes. *Die Pharmazie-An International Journal of Pharmaceutical Sciences*, 63(1), 49–53.
- Michlovitz, S. L., Bellew, J. W., & Nolan Jr, T. P. (2011). *Modalities for therapeutic intervention*. Philadelphia: FA Davis.
- Mohseni-Bandpei, M. A., Critchley, J., Staunton, T., & Richardson, B. (2006). A prospective randomised controlled trial of spinal manipulation and ultrasound in the treatment of chronic low back pain. *Physiotherapy*, 92(1), 34–42.
- Newnham, J. P., Evans, S. F., Michael, C. A., Stanley, F. J., & Landau, L. I. (1993). Effects of frequent ultrasound during pregnancy: a randomised controlled trial. *The Lancet*, 342(8876), 887–891.
- Ng, C. O., Ng, G. Y., See, E. K., & Leung, M. C. (2003). Therapeutic ultrasound improves strength of Achilles tendon repair in rats. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 29(10), 1501–1506.
- Ng, G. Y. F., Ng, C. O. Y., & See, E. K. N. (2004). Comparison of therapeutic ultrasound and exercises for augmenting tendon healing in rats. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 30(11), 1539–1543.
- Nyborg, W. L. (2001). Biological effects of ultrasound: development of safety guidelines. Part II: general review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(3), 301–333.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi. Od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha, Maxdorf.
- Park, D., Park, H., Seo, J., & Lee, S. (2014). Sonophoresis in transdermal drug delivery. *Ultrasonics*, 54(1), 56–65.
- Pazdera, V., Diviš, J. (2015). Elektronická učebnice: Mechanické kmitání a vlnění. Retrieved 20. 1. 2016 from the World Wide Web: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/1668>

- Petržílka, V., Slavík, J. B., Šolc, I., Taraba, O., Tichý, J., Zelenka, J. (1960). *Piezoelektrina a její technické použití*. Praha: Československá akademie věd.
- Pfefer, M. T., Cooper, S. R., & Uhl, N. L. (2009). Chiropractic management of tendinopathy: a literature synthesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(1), 41–52.
- Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada.
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada
- Polat, B. E., Hart, D., Langer, R., & Blankschtein, D. (2011). Ultrasound-mediated transdermal drug delivery: mechanisms, scope, and emerging trends. *Journal of Controlled Release*, 152(3), 330–348.
- Pye, S. (1996). Ultrasound therapy equipment — does it perform?. *Physiotherapy*, 82(1), 39–44.
- Rawool, N. M., Goldberg, B. B., Forsberg, F., Winder, A. A., & Hume, E. (2003). Power Doppler assessment of vascular changes during fracture treatment with low-intensity ultrasound. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 22(2), 145–153.
- Regazzo, R., & Regazzová, M. (2013). *Ultrazvuk – základy ultrazvukové defektoskopie*. Praha: Ben.
- Robertson, V. J., & Baker, K. G. (2001). A Review of Therapeutic Ultrasound: Effectiveness studies. *Physical Therapy*, 81(7), 1339–1350.
- Schabrun, S., Chipchase, L., & Rickard, H. (2006). Are therapeutic ultrasound units a potential vector for nosocomial infection?. *Physiotherapy Research International*, 11(2), 61-71.
- Sicard-Rosenbaum, L., Lord, D., Danoff, J. V., Thom, A. K., & Eckhaus, M. A. (1995). Effects of continuous therapeutic ultrasound on growth and metastasis of subcutaneous murine tumors. *Physical Therapy*, 75(1), 3–11.
- Sparrow, K. J., Finucane, S. D., Owen, J. R., & Wayne, J. S. (2005). The effects of low-intensity ultrasound on medial collateral ligament healing in the rabbit model. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1048–1056.
- Srbely, J. Z., Dickey, J. P., Lowerison, M., Edwards, A. M., Nolet, P. S., & Wong, L. L. (2008). Stimulation of myofascial trigger points with ultrasound induces segmental antinociceptive effects: a randomized controlled study. *Pain*, 139(2), 260–266.

- Tascioglu, F., Kuzgun, S., Armagan, O., & Ogutler, G. (2010). Short-term effectiveness of ultrasound therapy in knee osteoarthritis. *Journal of International Medical Research*, 38(4), 1233–1242.
- Tsai, W. C., Pang, J. H. S., Hsu, C. C., Chu, N. K., Lin, M. S., & Hu, C. F. (2006). Ultrasound stimulation of types I and III collagen expression of tendon cell and upregulation of transforming growth factor β . *Journal of Orthopaedic Research*, 24(6), 1310–1316.
- Ueda, H., Mutoh, M., Seki, T., Kobayashi, D., & Morimoto, Y. (2009). Acoustic cavitation as an enhancing mechanism of low-frequency sonophoresis for transdermal drug delivery. *Biological and Pharmaceutical Bulletin*, 32(5), 916–920.
- Ulus, Y., Tander, B., Akyol, Y., Durmus, D., Buyukakıncak, O., Gul, U., Canturk, F., Bilgici, A., & Kuru, O. (2012). Therapeutic ultrasound versus sham ultrasound for the management of patients with knee osteoarthritis: a randomized double-blind controlled clinical study. *International Journal of Rheumatic Diseases*, 15(2), 197–206.
- Vanderstraeten, G. (2001). Therapeutic ultrasound: Temperature increase at different depths by different modes in a human cadaver. *J Rehab Med*, 33, 212–215.
- Van der Heijden, G. J., Leffers, P., Wolters, P. J., Verheijden, J. J., van Mameren, H., Houben, J. P., Bouter, L., M., & Knipschild, P. G. (1999). No effect of bipolar interferential electrotherapy and pulsed ultrasound for soft tissue shoulder disorders: a randomised controlled trial. *Annals of the rheumatic diseases*, 58(9), 530–540.
- Van der Windt, D. A., van der Heijden, G. J., van den Berg, S. G., ter Riet, G., de Winter, A. F., & Bouter, L. M. (1999). Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review. *Pain*, 81(3), 257–271.
- Warden, S. J., Avin, K. G., Beck, E. M., DeWolf, M. E., Hagemeyer, M. A., & Martin, K. M. (2006). Low-intensity pulsed ultrasound accelerates and a nonsteroidal anti-inflammatory drug delays knee ligament healing. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(7), 1094–1102.
- Warden, S. J., & McMeeken, J. M. (2002). Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 28(8), 1075–1080.
- Watson, T. (2000). The role of electrotherapy in contemporary physiotherapy practice. *Manual Therapy*, 5(3), 132–141.

- Watson, T. (2008). Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. *Ultrasonic*, 48(4), 321–329.
- Weaver, S. L., Demchak, T. J., Stone, M. B., Brucker, J. B., & Burr, P. O. (2006). Effect of transducer velocity on intramuscular temperature during a 1-MHz ultrasound treatment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(5), 320-325.
- Wessling, K. C., Devane, D. A., & Hylton, C. R. (1987). Effects of static stretch versus static stretch and ultrasound combined on triceps surae muscle extensibility in healthy women. *Physical Therapy*, 67(5), 674–679.
- Yeung, C. K., Guo, X., & Ng, Y. F. (2006). Pulsed ultrasound treatment accelerates the repair of Achilles tendon rupture in rats. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(2), 193–201.
- Yildirim, M. A., Ones, K., & Celik, E. C. (2013). Comparison of ultrasound therapy of various durations in the treatment of subacromial impingement syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(9), 1151–1154.
- Zhang, W., et al. (2005). EULAR evidence based recommendations for the management of hip osteoarthritis: report of a task force of the EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutics (ESCIT). *Annals of the rheumatic disease*, 64 (5), 669–681.

17 PŘÍLOHY

Příloha 1

datum: 25. 2. 2016

ZKRÁCENÁ FORMA DOTAZNÍKU MCGILLOVY UNIVERZITY PODLE MELZACKA

BOLEST	žádná	mírná	středně silná	silná
1. Škubavá, bušivá	0	1	2	3
2. Vystřelující	0	1	2	3
3. Bodavá	0	1	2	3
4. Ostří	0	1	2	3
5. Křečovitá	0	1	2	3
6. Hlodavá (jako zakousnutí)	0	1	2	3
7. Pálivá, palčivá	0	1	2	3
8. Tupá přetrvávající (bolavé, rozbolavělé)	0	1	2	3
9. Těživá (těžká)	0	1	2	3
10. Citlivé (bolestivé na dotek)	0	1	2	3
11. Jako by mělo prasknout (puknout)	0	1	2	3
12. Únavná – vysilující	0	1	2	3
13. Protivná	0	1	2	3
14. Stráňná	0	1	2	3
15. Mučivá – krutá	0	1	2	3

Intenzita současné bolesti (PPI)

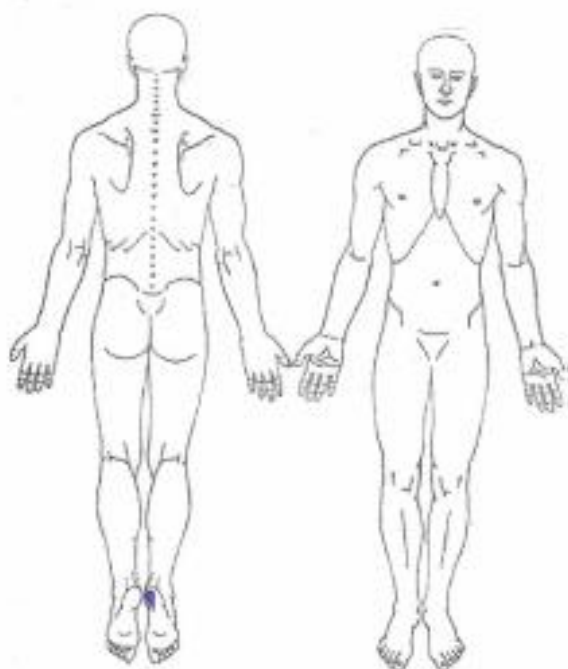
- 0 žádná
 1 mírná
 2 středně silná
 3 silná
 4 krutá
 5 nesnesitelná

VAS

žádná bolest ————— nejvyšší možná bolest

datum: 25. 2. 2016

Maga bolesti



INTERFERENCE INTENZITY BOLESTÍ S DENNÍMI AKTIVITAMI

- 0 – Jsem bez bolesti
- 1 – Bolesti mám, výrazně mě neobtěžují, dá se na ně při činnostech zapomenout
- 2 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nezabraňují však provádění běžných denních činností
- 3 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, ruší v provádění i běžných denních činností, které jsou vykonávány s obtížemi
- 4 – Bolesti mám, obtěžují tak, že běžné denní činnosti jsou vykonávány jen s největším úsilím
- 5 – Bolesti jsou tak silné, že je nutno vyhledávat úlevovou polohu nebo klidovou pozici, případně nutí až k ošetření u lékaře

Příloha 2

datum: 24. 3. 2016

ZKRÁCENÁ FORMA DOTAZNÍKU MCGILLOVY UNIVERZITY PODLE MELZACKA

BOLEST	žádná	mírná	středně silná	silná
1. Šubová, bušivá	0	1	2	3
2. Vystřelující	0	1	2	3
3. Božavá	0	1	2	3
4. Ostrá	0	1	2	3
5. Křečovitá	0	1	2	3
6. Hlodivá (jako zakousnutí)	0	1	2	3
7. Pálivá, počivá	0	1	2	3
8. Typé přetvárající (bolavé, rozbolavělé)	0	1	2	3
9. Těživá (těžká)	0	1	2	3
10. Citlivé (bolestivé na dotek)	0	1	2	3
11. Jako by mělo prasknout (puknout)	0	1	2	3
12. Únavná – vysilující	0	1	2	3
13. Protivná	0	1	2	3
14. Strašná	0	1	2	3
15. Mučivá – krutá	0	1	2	3

Intenzita současné bolesti

(PPD)

- 0 žádná
- 1 mírná
- 2 středně silná
- 3 silná
- 4 krutá
- 5 nesnesitelná

VAS

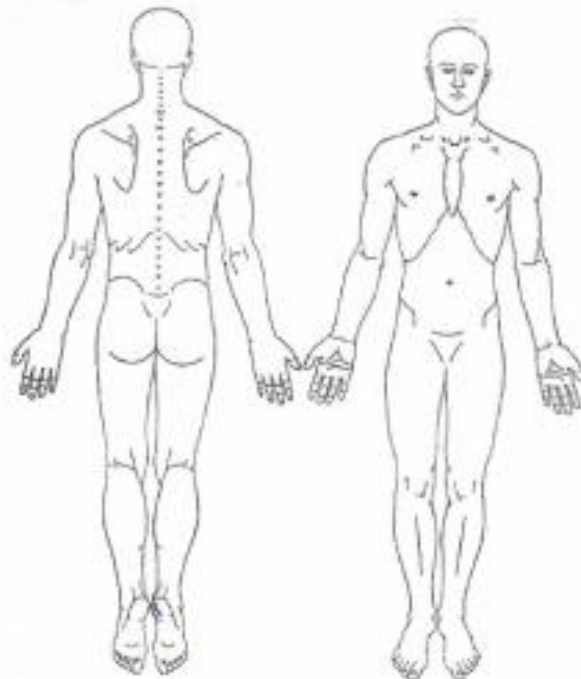
žádná bolest



nejvyšší možná bolest

datum: 24. 3. 2016

Mapa bolesti



INTERFERENCE INTENZITY BOLESTÍ S DENNÍMI AKTIVITAMI

0 – Jsem bez bolesti

1 – Bolesti mám, výrazně mě neobtěžují, dá se na ně při činnostech zapomenout

2 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nezabraňují však provádění běžných denních činností

3 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, ruší v provádění i běžných denních činností, které jsou vykonávány s obtížemi

4 – Bolesti mám, obtěžují tak, že běžné denní činnosti jsou vykonávány jen s největším úsilím

5 – Bolesti jsou tak silné, že je nutno vyhledávat úlevovou polohu nebo klidovou pozici, případně nutí až k ošetření u lékaře

Příloha 3

datum: 29. 3. 2016

ZKRÁCENÁ FORMA DOTAZNÍKU MCGILLOVY UNIVERZITY PODLE MELZACKA

BOLEST	žádná	mírná	středně silná	silná
1. Škubavá, bušivá	0	1	2	3
2. Vystřelující	0	1	2	3
3. Bodavá	0	1	2	3
4. Ostří	0	1	2	3
5. Křečovitá	0	1	2	3
6. Hlodavá (jako zakousnutí)	0	1	2	3
7. Palčivá, palčivá	0	1	2	3
8. Tupá pětistranná (bolavé, rozbořené)	0	1	2	3
9. Těžká (těžká)	0	1	2	3
10. Citlivé (bolestivé na dotek)	0	1	2	3
11. Jako by mělo prasknout (prasknout)	0	1	2	3
12. Únavná – vysílající	0	1	2	3
13. Protivná	0	1	2	3
14. Strašná	0	1	2	3
15. Mučivá – krutá	0	1	2	3

Intenzita současné bolesti

(PPI)

- 0 žádná
- 1 mírná
- 2 středně silná
- 3 silná
- 4 krutá
- 5 nesnesitelná

VAS

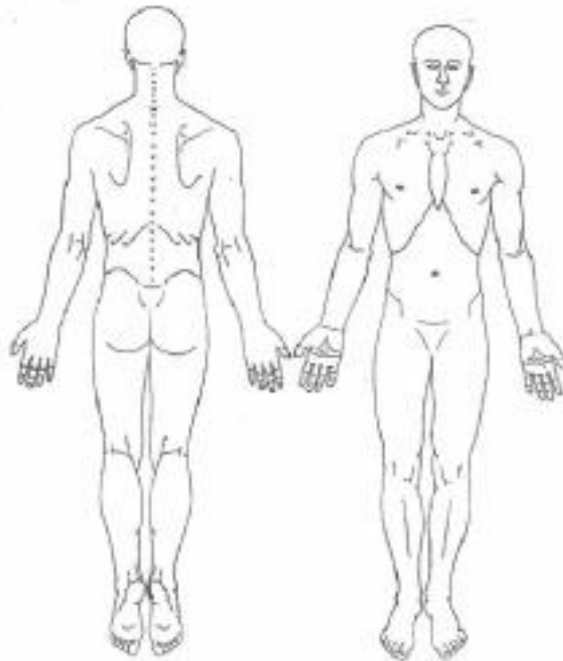
žádná bolest



nejsilnější možná bolest

datum: 29. 3. 2016

Mapa bolesti



INTERFERENCE INTENZITY BOLESTÍ S DENNÍMI AKTIVITAMI

0 – Jsem bez bolesti

- 1 – Bolesti mám, výrazně mě neobtěžují, dá se na ně při činnostech zapomenout
- 2 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nezastražují však provádění běžných denních činností
- 3 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nutí v provádění i běžných denních činností, které jsou vykonávány s obtížemi
- 4 – Bolesti mám, obtěžují tak, že běžné denní činnosti jsou vykonávány jen s největším úsilím
- 5 – Bolesti jsou tak silné, že je nutno vyhledávat úlevovou polohu nebo klidovou pozici, případně nutí až k ošetření u lékaře