

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Sledování tvarových změn kosterního svalu v závislosti
na povrchové teplotě těla**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
PhDr. Martin Stupka, Ph.D.

Vypracoval:
Bc. Aneta Frýdová

Praha, srpen 2015

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Martina Stupky, Ph.D. a uvedla jsem všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 22. 8. 2015

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Chtěla bych velmi poděkovat vedoucímu své diplomové práce PhDr. Martinu Stupkovi, Ph.D. za odbornou pomoc, trpělivost a čas strávený při vypracování mé diplomové práce. Dále bych poděkovala také panu MUDr. Jiřímu Balákovi, FEBU a společnosti MEDICINA PLUS S.R.O. za umožnění a odbornou pomoc při zhotovení sonografických snímků, děkuji také panu Ing. Kamilu Stehlíkovi a společnosti Cryolab a.s. za zapůjčení přístroje Cryogen 3.

Abstrakt

Název: Sledování tvarových změn kosterního svalu v závislosti na povrchové teplotě těla

Cíle: Hlavním cílem této diplomové práce je sledování změn příčného průřezu musculus rectus femoris v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla. Příčný průřez svalu byl charakterizován dvěma rozměry, a to VDDM (ventrodorzální rozměr svalu) a LMDM (lateromediální rozměr svalu). Povrchová teplota těla byla ovlivněna vybranými prostředky lokální pozitivní a negativní termoterapie.

Metody: V rámci experimentu došlo nejdříve k výběru čtyř terapeutických prostředků lokální pozitivní (Rašelinový nosič tepla, infrazářič InfraPhil HP3616) a negativní termoterapie (gelový sáček Cryoflex, přístroj Cryogen 3). Hlavní částí výzkumu se zúčastnilo 12 zdravých probandů, kterým byly na střed stehů dolních končetin aplikovány nejdříve vybrané formy lokální pozitivní termoterapie následované termoterapií negativní. Těsně před aplikací prostředků pozitivní termoterapie, po ukončení 30 min. aplikace a po ukončení aplikace negativní termoterapie, byla vždy změřena povrchová teplota těla a zhotoveny ultrazvukové snímky musculus rectus femoris. Ze snímků byly následně získány hodnoty VDDM a LMDM pozorovaného svalu.

Výsledky: Výsledky ukazují, že se VDDM a LMDM v závislosti na povrchové teplotě mění od jedné desetiny po několik milimetrů. VDDM a LMDM m. rectus femoris měly po aplikaci vybraných forem lokální pozitivní termoterapie tendenci se zmenšovat, aplikace negativní termoterapie neprokázala jednotné výsledky. Tloušťka kožní řasy a pohlaví vliv na změny VDDM a LMDM nemá.

Klíčová slova: kosterní sval, povrchová teplota, termoterapie, svalový tonus

Abstract

Title: Observing of the skeletal muscle shape changes depending on human body surface temperature

Objectives: The aim of this work is to observe the cross-section changes of the m. rectus femoris depending on human body surface temperature changes. The cross section of the muscle was characterized by two dimensions: VDDM (ventrodorsal dimension of muscle) and LMDM (lateromedial dimension of muscle). The body temperature was affected by local positive and negative thermotherapy methods.

Methods: The first part of the experiment focused on the selection of appropriate local positive and negative thermotherapy forms. Four of them were selected (two positive thermotherapy methods – Peat thermotherapy bags and infrared heater InfraPhil HP3616 and two negative thermotherapy methods – gel bag Cryoflex and Cryogen 3 device) for the main research. Twelve subjects participated on the main experiment. Selected local positive thermotherapy methods were applied on the centre of the subject's thighs, subsequently selected negative thermotherapy methods were applied. The body surface temperature was measured immediately before application, after 30 minutes of positive thermotherapy and after subsequent negative thermotherapy application. Ultrasound images of m. rectus femoris were taken at same time. VDDM and LMDM values were obtained from ultrasound images.

Results: The results show that VDDM and LMDM in dependence on the human body surface temperature change from one-tenth to several millimetres. VDDM and LMDM after the application of selected forms of local positive thermotherapy tended to diminish, after the negative thermotherapy application VDDM and LMDM values did not obtain steady results. Subcutaneous adipose tissue and sex do not affect muscle shape changes.

Keywords: skeletal muscle, human body surface temperature, thermotherapy, muscle tone

OBSAH

1 ÚVOD	10
2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	12
2.1 Anatomie kosterního svalu	12
2.1.1 Stavba příčně pruhovaného svalstva	12
2.1.2 Anatomický průřez svalu	15
2.1.3 Fyziologický průřez svalu	15
2.2 Termoterapie	16
2.2.1 Pozitivní termoterapie	17
2.2.1.1 Mechanismus účinku působení tepla na organismus	18
2.2.1.2 Indikace a kontraindikace lokální pozitivní termoterapie	19
2.2.1.3 Vybrané formy aplikace lokální pozitivní termoterapie	20
2.2.2 Negativní termoterapie	22
2.2.2.1 Mechanismus účinku působení chladu na organismus	23
2.2.2.2 Indikace a kontraindikace lokální negativní termoterapie	24
2.2.2.3 Vybrané formy aplikace lokální negativní termoterapie	26
2.3 Termoregulace	27
2.3.1 Řízení tělesné teploty	27
2.3.2 Produkce tepla v organismu	29
2.3.3 Převod a ztráty tepla	29
2.4 Termodynamika	30
2.4.1 Vnitřní energie soustavy a její změny	31
2.4.2 Termodynamické zákony	31
2.4.3 Přenos vnitřní energie	32
2.5 Teplota a její měření	33
2.5.1 Měření tělesné teploty	34
2.6 Zobrazovací metody	35
2.6.1 Ultrasonografie	35
2.6.2 Zobrazení měkkých tkání pomocí ultrasonografie	38
2.7 Studie zabývající se zkoumáním účinků pozitivní a negativní termoterapie na lidské tělo	39
2.7.1 Studie „Effects of cooling on human skin and skeletal muscle“	40
2.7.2 Studie „The Relationship between Intramuscular Temperature, Skin Temperature and Adipose Tickness During Cryotherapy and Rewarming“	41
2.7.3 Studie „A Comparison of Thermotherapy and Cryotherapy in Enhancing Supine, Extended-leg, Hip Flexion“	42
3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY	43
3.1 Úkoly práce – projekt výzkumu	43
3.2 Výzkumné otázky	44
3.3 Hypotézy	44
4 METODIKA PRÁCE	46
4.1 Výzkumná metodologie	46
4.2 Výběr vhodné terapeutické metody	46
4.2.1 Výzkumný soubor	46
4.2.2 Měřicí techniky	46
4.2.3 Prostředky fyzikální terapie	47
4.2.4 Průběh experimentu a sběr dat	48

4.2.5	Analýza a zpracování dat	49
4.3	Výzkumný soubor	49
4.4	Měřicí techniky	49
4.5	Způsob aplikace fyzikální terapie	51
4.6	Průběh experimentu a sběr dat	52
4.7	Analýza a zpracování dat	53
5	VÝSLEDKY	54
5.1	Vyhodnocení výsledků výběru vhodné terapeutické metody	54
5.1.1	Zmražený Duotherm a Cryoflex	55
5.1.2	Nahřátý Duotherm a Cryoflex	56
5.1.3	Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do namraženého a nenamraženého bavlněného ručníku	57
5.1.4	Cryoflex zmražený na teplotu -20 °C	58
5.1.5	Rašelinový nosič tepla a Rašelinový termosáček o teplotě 50 °C	59
5.1.6	Rašelinový nosič tepla o teplotě 40 a 50 °C	60
5.1.7	Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 °C zabalený do stříbrné izotermické fólie	61
5.1.8	Rašelinový nosič tepla o teplotě 60 °C zabalený do látky a Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 a 70 °C zabalený do bavlněného ručníku	61
5.1.9	Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 70 °C	62
5.1.10	Infrazářič InfraPhil HP3616 a Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 70 °C zabalený do bavlněného ručníku	63
5.1.11	Cryogen 3	64
5.1.12	Souhrnné výsledky – výběr vhodné terapeutické metody	65
5.2	Hodnocení výsledků vlastní studie	65
5.2.1	Hodnocení probandů	65
5.2.2	Hodnocení vlivu aplikace vybraných forem lokální termoterapie na VDDM a LMDM m. rectus femoris	66
5.2.2.1	VDDM m. rectus femoris	66
5.2.2.2	LMDM m. rectus femoris	70
5.2.3	Vyhodnocení vlivu jednotlivých principů přenosu tepla na změny VDDM a LMDM u jednotlivců	74
5.2.4	Zhodnocení vlivu teplotních změn na VDDM a LMDM m. rectus femoris	77
5.2.4.1	VDDM m. rectus femoris	77
5.2.4.2	LMDM m. rectus femoris	78
5.2.5	Hodnocení vlivu pohlaví na změny VDDM a LMDM m. rectus femoris	79
5.2.5.1	VDDM m. rectus femoris	80
5.2.5.2	LMDM m. rectus femoris	82
5.2.6	Hodnocení vlivu tloušťky kožní řasy na změny VDDM a LMDM	85
5.3	Souhrn výsledků	86
5.3.1	Shrnutí výsledků	88
6	DISKUSE	89
7	ZÁVĚR	97
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	99
	SEZNAM TABULEK	108
	SEZNAM GRAFŮ	108
	SEZNAM PŘÍLOH	109

Seznam použitých zkratek

BG	zesílení
DK (DKK, LDK, PDK)	dolní končetina (končetiny, levá a pravá dolní končetina)
DR	komprese
FP	fyziologický průřez
IM	intramuskulární
l. dx.	vpravo (z lat. lateralis dextri)
l. sin.	vlevo (z lat. lateralis sinistri)
L1-L5	lumbální obratle
LMDM (lm)	lateromedial dimension of muscle
Lp	bederní páteř
m. (mm.)	sval (svaly; z lat. musculus, i, m.)
MRI	magnetická rezonance
SI	sakroilická skloubení
skl.	skloubení
UZ	ultrazvuk, ultrasonografie
VDDM (vd)	ventrodorsal dimension of muscle

V seznamu nejsou uvedeny symboly a zkratky všeobecně známé.

1 ÚVOD

Účinků působení tepla a chladu na lidský organismus je využíváno už od nepaměti. První zmínky o použití tepelných procedur k léčebným účelům pocházejí již z období antického Egypta a Řecka. Od té doby dospělo lidstvo v této oblasti většího poznání.

Fyzikální účinky tepla a chladu bývají popisovány a používány v rámci metody fyzikální terapie, nazývané termoterapie. Termoterapie v sobě zahrnuje širokou škálu léčebných procedur, od nejjednodušších lokálních procedur, jako jsou například parafínové zábaly při artróze drobných kloubů rukou, aplikace instantních kompresů v místě hyperalgických kožních zón nebo naopak aplikace kryosáčků v místě poranění či lokálního zánětu, až po celotělové termopozitivní a termonegativní procedury. Dle požadovaného terapeutického účinku lze tedy užít tepla a chladu k léčbě nejrůznějších diagnóz.

Zejména v minulém století byl zaznamenán velký vývoj v oblasti kryoterapie využívající k léčebným účelům teplot nižších než $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$. Dnes se již téměř standardně k terapii používá přístrojů k lokální kryostimulaci a kryokomor. Principy a mechanismy účinku působení chladu na organismus však zůstávají stále stejné.

Impulzem ke zpracování této diplomové práce byla značná dostupnost a oblíbenost různých forem lokální pozitivní a negativní termoterapie, jak v rámci terapie v ambulantních, nemocničních a lázeňských zařízeních, tak i v domácím prostředí. Objevila se i příležitost k zapůjčení přístroje pro lokální kryoterapii.

Všechny fyziologické děje, ke kterým vlivem působení tepla a chladu dochází, jsou již dobře známy. Mnoho novějších studií v oblasti lokální termoterapie se zabývalo zkoumáním vlivu různých tepelných modalit na teplotu kůže, těla a intramuskulární teplotu. Některé z těchto prací byly spojeny s pohybem různorodého charakteru. Jiné se zaměřily na sledování vlivu působení tepla a chladu na flexibilitu svalů, rozsah pohybu kloubů nebo na výkon při cvičení. Ale žádná z dostupných studií se nepokoušela zjistit, zda společně se změnami povrchové teploty těla, způsobenými aplikací termopozitivních a termonegativních procedur na kůži, dochází také k ovlivnění tvaru kosterního svalu. Rozhodla jsem se tedy toto téma zpracovat.

V teoretické části této diplomové práce jsou zpracovány všechny poznatky potřebné ke zpracování zvoleného tématu. Bylo vycházeno z již daných, ale

i nejnovějších informací z oblasti anatomie, fyziologie, termoterapie, fyziky a zobrazovacích metod z české i zahraniční literatury. Podrobněji je uvedeno i několik dosavadních studií, které se problematikou působení různých forem lokální termoterapie na lidský organismu zabývaly.

V praktické části práce jsou zpracovány výsledky výzkumu spojeného s aplikací vybraných forem lokální pozitivní a negativní termoterapie na povrch dolních končetin. Cílem práce bylo zjistit, zda mění se povrchová teplota ovlivňuje tvarové změny příčného průřezu musculus rectus femoris.

Výsledky, získané v rámci výzkumu k této diplomové práci, mohou přinést nové poznatky o chování kosterních svalů.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 Anatomie kosterního svalu

Svalová tkáň je nedílnou součástí našeho lidského těla. Svou stavbou je uzpůsobena k pohybu. Mezi její nejdůležitější vlastnosti patří schopnost smrštění neboli kontraktibilita. Této schopnosti dosahuje sval díky kontraktibilním myofibrilám umístěným v cytoplasmě svalových buněk. Rozlišovány jsou tři druhy svalové tkáně: hladké svalstvo, svalstvo příčně pruhované srdeční a svalstvo příčně pruhované (Čihák, 2001).

2.1.1 Stavba příčně pruhovaného svalstva

Příčně pruhovaná svalovina je základní tkání kosterního svalstva (Dylevský, 2009). Kosterní svaly jsou velmi úzce funkčně spojeny se skeletem, společně tvoří aktivní pohybový aparát. V lidském těle se nachází přibližně 600 svalů, z nichž většina je párových. U dospělého jedince svaly představují 32-36 % tělesné hmotnosti (Čihák, 2001; Grim, Druga et al., 2001).

Stavba svalového vlákna

Primární stavební jednotkou příčně pruhovaného svalstva je svalové vlákno, které je mnohjaderným útvarem. Vlákno je silné 10–100 μm a jeho průměrná délka se pohybuje v rozmezí od několika milimetrů až do 15 cm (Čihák, 2001). Jedno svalové vlákno u většiny svalů probíhá od jeho začátku až k úponu. Jinak je tomu v případě musculus sartorius, kde jsou jednotlivá vlákna uspořádána za sebou (Dylevský, 2009).

Červené zbarvení svalových vláken je způsobeno přítomností barviva myoglobinu, které se podobá krevnímu barvivu hemoglobinu červených krvinek (Čihák, 2001; Grim, Druga et al. 2001).

Povrch jednotlivých svalových vláken pokrývá buněčná membrána - sarkolema. Sarkolema obklopuje sarkoplazmu (cytoplazmu), ve které se kromě jader, mitochondrií a dalších buněčných struktur nacházejí podélně orientovaná vlákna, myofibrily (Dylevský, 2009). V blízkosti myofibril se vyskytuje systém tvořený množstvím trubiček a váčků, sarkotubulární systém. Jedná se o sarkoplazmatické retikulum a T-systém. T-systém se podílí na rychlém přenosu akčního potenciálu z buněčné membrány ke všem myofibrilám svalu. Sarkoplazmatické retikulum v sobě obsahuje

vysoké koncentrace Ca^{2+} iontů, ty jsou důležité pro vznik svalové kontrakce (Ganong, 2005). Dylevský (2009) popisuje u sarkoplazmatického retikula i vysokou koncentraci Mg^{2+} iontů.

Jednotlivé myofibrily jsou rozděleny pomocí dvou tzv. Z-disků na oddíly nazývané sarkomery. Jedna sarkomera představuje vlastní kontraktilní jednotku svalového vlákna. Na její stavbě se podílí dva typy myofilament, a to bílkoviny aktin a myozin (Dylevský, 2007; Silbernagl, Despopoulos, 2004).

Uspořádání bílkovin aktinu a myosinu uvnitř sarkomery lze sledovat pomocí elektronového mikroskopu. Aktinová filamenta jsou na svém středu ukotvena k Z-diskům, vždy jedna jejich polovina vyčnívá částečně do sousední sarkomery a překrývá částečně myozinová filamenta, která jsou uprostřed sarkomery. Oblast, kde se nacházejí pouze myozinová filamenta, se nazývá zónou H. Místo překryvu obou druhů myofilament je označováno jako pruh – A (anizotropní úsek), na elektronovém mikroskopu má tmavou barvu. Světle se naopak zobrazují místa, která jsou tvořena pouze Z-disky a aktinovými filamenty, I – pruh (izotropní úsek). Střed sarkomery vytváří tzv. M - disk. Pro střídání světlých a tmavých úseků (linií) je svalstvo nazýváno příčně pruhované (Dylevský, 2007; Silbernagl, Despopoulos, 2004).

Kromě bílkovin aktinu a myosinu, které mají hlavní úlohu při kontrakci sarkomery, se v sarkomeře nachází bílkoviny titin a nebulin. Titin je fixován k Z a M (diskům) liniím sarkomery. Pokud je sval relaxovaný, podílí se na udržování anatomické kontinuity sarkomery. Hlavní úlohou nebulinu je stabilizace aktinových myofilament. Obě bílkoviny při protažení svalu udržují elastický odpor. Sarkolema obsahuje ještě bílkoviny troponin, tropomyosin, vimentin, desmin a syndesmin (Dylevský, 2007; Dylevský, 2009).

Stavba svalu

Každé jednotlivé svalové vlákno je na svém povrchu pokryto tenkou vazivovou vrstvou, nazývanou endomysium. Shlukem několika svalových vláken (10-100) vzniká primární snopec. Jeho obalovou vrstvou tvoří perimysium internum. Perimysium externum neboli fascie či povázka svalová, obaluje celé svalové břicho (Čihák, 2001; Grim, Druga et al., 2001). Fascie tvoří obal nejen jednotlivých svalů, ale i celých svalových skupin a povrchu každého tělesného oddílu. Jednotlivé svalové skupiny od sebe bývají rozděleny pomocí intramuskulárních sept. Septa, která se v hloubce

upínají k periostu kosti, se nazývají osteofasciální. Společně s fasciemi vymezují osteofasciální spatia (Grim, Druga et al., 2001).

Každý kosterní sval je složen ze tří částí. Origo - začátek svalu je místo, kde je sval pomocí šlachy (tendo) pevně připevněn ke kosti. Opačný konec, připojení svalu šlachou ke kosti, se jmenuje úpon – insercio. Místo úponu svalu bývá z pravidla pohyblivější a uložené distálněji na končetině. Mezi úponem a začátkem svalu se nachází svalové břicho – venter musculi, tvořené z mnoha svalových vláken (Dylevský, 2007; Grim, Druga et al., 2001).

Šlachy jsou z kolagenních vláken, jejich pevné připojení ke kosti zajišťují Shapeyova vlákna, která prorůstají periostem kosti. Šlacha je na svém povrchu chráněna vazivovým obalem, peritendineem. V místech největšího mechanického zatížení ji kryje ještě šlachová pochva, vaginae tendineum. Také bursae synoviales neboli synoviální váčky se uplatňují v místech, kde šlachy nebo svaly odolávají velikému tlaku (Grim, Druga et al., 2001).

Neurovaskulární svalový hilus je místo, ve kterém dochází k vstupu nervů a cév do svalu (Čihák, 2001). Cévní síť se ve svalu bohatě větví. Množství protékající krve svalem záleží na stavu propustnosti vlastního krevního řečiště a míry napětí svalu. Statické zatížení svalu cirkulaci krve zhoršuje, naopak při dynamickém zatížení je sval dobře prokrven (Dylevský, 2007). Kromě žil vycházejí ze svalu i mízní cévy. Šlachy jsou oproti svalům krví zásobeny jen poměrně chudě (Čihák, 2001).

Nervová vlákna, jež vstupují do svalu v oblasti neurovaskulárního hilu a podílejí se na jeho inervaci, rozdělujeme na motorická, sensitivní a autonomní (Čihák, 2001). Pomocí motorických nervových vláken jsou do svalu přiváděny impulzy z oblasti centrální nervové soustavy (CNS) na základě, kterých dochází ke svalové kontrakci. Impulzy z CNS nejdříve končí na nervosvalové synapsi, nazývané motorická ploténka. Ta představuje ukončení motorických nervových vláken. Lze ji nalézt na povrchu každého svalového vlákna, přibližně uprostřed jeho délky (Čihák, 2001; Grim, Druga et al., 2001).

Nedílnou součástí nervosvalového přenosu je mediátor acetylcholin. Při příchodu vzruchu do oblasti nervosvalové ploténky dochází k jeho uvolnění a navázání na acetylcholinové receptory motorické ploténky. Touto vazbou je vyvolána

depolarizace membrány svalového vlákna a následná kontrakce (Silbernagl, Despopoulos, 2004).

Více svalových vláken inervovaných pomocí jednoho motoneuronu se nazývá motorická jednotka, představují ji vždy vlákna stejného typu. Motorické jednotky bývají inervovány α -motoneurony. Na inervaci intrafuzálních svalových vláken svalových vřetének se podílejí γ -motoneurony (Čihák, 2001; Grim, Druga et al., 2001).

Zpětnovazebné informace ze svalu jsou do CNS přiváděny pomocí senzitivních vláken z oblasti speciálních receptorů. Těmito receptory jsou Golgiho šlachová tělíska a svalová vřeténka. Intrafuzální vlákna svalového vřeténka informují CNS o změně délky svalu (intrafuzálních vláken). Aktivace svalových vřetének je vyvolána protažením svalu nebo stahem samotného vřeténka prostřednictvím γ -motoneuronu. Intrafuzální vlákna jsou ve svalu umístěna mezi vlákna extrafuzální. Proto nachází své uplatnění i jako ukazatele rozdílu stupně kontrakce intra a extrafuzálních vláken. Šlachová tělíska se společně se svalovými vřeténky podílejí na řízení napětí svalu, jejich práh aktivace je však vyšší než u svalových vřetének. Nachází se v místě přechodu svalu do šlachu (Čihák, 2001; Grim, Druga et al., 2001).

Autonomní nervová vlákna se ve svalech podílejí na inervaci cévních stěn a regulaci jejich průsvitu. Udržují a řídí tak krevní průtok svalu (Čihák, 2001).

2.1.2 Anatomický průřez svalu

Anatomický průřez svalu (AP) je plocha, která odpovídá příčnému řezu svalu vedenému kolmo na průběh podélné osy svalu. Měření bývá v nejširším místě svalu. V případě podélně probíhajících vláken svalu AP prochází skrze většinu svalových vláken. Jinak je tomu u svalů zpeřených, kde AP jde napříč jen částí svalových vláken daného svalu (Hamill, Knutzen, 1995).

2.1.3 Fyziologický průřez svalu

Fyziologický průřez svalu (FP) představuje plochu, která je rovna součtu všech příčných průřezů svalových vláken daného svalu. Měření ploch je vždy kolmé k průběhu jednotlivých svalových vláken (Čihák, 2001; Hamill, Knutzen, 1995).

Fyziologický průřez svalu je roven ploše anatomického průřezu jen u svalů s podélně probíhajícími svalovými vlákny, tedy u svalů vřetenovitých. U zpeřených svalů vedou jednotlivá svalová vlákna diagonálně vzhledem ke šlaše svalu.

Fyziologický průřez zpeřených svalů je tedy větší než průřez anatomický, jelikož v sobě zahrnuje větší množství šikmo probíhajících krátkých svalových vláken. Svaly zpeřené, jež mají stejný anatomický průřez jako svaly vřetenovité, jsou schopny vyprodukovat větší svalovou sílu. Jejich fyziologický průřez svalu je větší (Čihák, 2001; Hamill, Knutzen, 1995).

K určení FP svalu v současné době můžeme užít moderních technologií, jako jsou nukleární magnetická rezonance a CT. Měření FP těmito metodami je obtížné a finančně velmi nákladné. K vypočítání FP se proto používá Weberův vzorec, kde FP je roven podílu hmotnosti svalu (W) a (L) střední délky svalu (Dylevský, 2009).

2.2 Termoterapie

Termoterapie je metoda fyzikální terapie, jež vlivem účinku termických podnětů a procedur, působí na organismus člověka. Dle užití teploty ji lze rozdělit na termoterapii pozitivní a negativní. Při pozitivní termoterapii je teplo do organismu přiváděno pomocí teplých nebo horkých podnětů (procedur). Naopak chladné a studené podněty jsou využívány při negativní termoterapii k odebrání tepla (Poděbradský, Vařeka, 1998). Termoterapii lze na tělo aplikovat částečně (lokálně) nebo celkově, podle cíleného rozsahu působení (Capko, 1998).

Hranici mezi pozitivní a negativní termoterapií tvoří indiferentní procedury, které při svém působení na tělo využívají indiferentní teploty. Indiferentní teplotu nelze nazývat ani jako teplou, ani jako studenou, vyvolává příchod jen minimálního množství aferentních signálů. Teplo, vyprodukované metabolismem za těchto tepelných podmínek, je souvisle z organismu odváděno. Termoregulační mechanismy se zapojují jen minimálně (Poděbradský, Vařeka, 1998). Podle Jandové (2009) je pro systém člověk (zdravý, oděný) – vzduch indiferentní teplota 20-22 °C, v systému člověk (v klidu) – voda je to teplota 35-36 °C.

Kromě indiferentních procedur se využívají k terapii kontrastní (střídavé) procedury. Během jedné procedury zde dochází ke střídavé aplikaci tepelných a chladových podnětů na tělo, jež vede k proměnlivému dráždění tepelných a chladových receptorů (Poděbradský, Poděbradská, 2009). Tepelné procedury mohou mít také sestupný nebo vzestupný ráz. Během terapie dochází k postupnému snížení nebo zvýšení teploty používaného média (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Existují dva možné způsoby přenosu tepla do organismu. Přímým kontaktem je teplo přenášeno skrze vodu, vzduch, parafin či peloidy, bezkontaktně při užití ultrazvuku, diatermie nebo infračerveného záření (Poděbradský, Vařeka, 1998).

První zmínky o užití tepelné terapie k léčebným účelům pocházejí již z období antického Egypta a Řecka. Hippokrates byl v historii vůbec první lékař, který zkoumal a popsal účinky teploty vody na lidský organismus společně s hygienickými zásadami (Jandová, 2009).

Aplikace negativních i pozitivních tepelných procedur má na lidské tělo v České republice velikou tradici, zejména v oblasti lázeňství (balneologie). K terapii bývají používány nejen různé druhy vodoléčebných procedur, ale i další tepelné zdroje a podněty (Kolář et al., 2009). Všechny vodoléčebné procedury se řadí do oboru hydroterapie, jež neodmyslitelně s termoterapií souvisí (Capko, 1998). O rozvoj balneologie se na našem území nejvíce zasloužil lidový léčitel Vincenz Priessnitz, jež na počátku 19. století založil Lázně Jeseník. Za našimi hranicemi to byl farář Kneipp, zastánce zdravého životního stylu, pohybové aktivity, přirozeného odpočinku a otužování studenou vodou (Dinka, 2008; Zeman, 2006). Současná moderní balneologie z jejich myšlenek a principů vychází (Kolář et al., 2009).

Následující kapitoly se zabývají problematikou aplikace lokální pozitivní a negativní termoterapie, mechanismem působení tepla a chladu na lidský organismus, indikacemi a kontraindikacemi terapie a vybranými formami aplikace lokální termoterapie. Celkové termoterapii se věnuje řada odborných publikací od autorů, jako jsou např. Capko (1998), Poděbradský a Poděbradská (2009) a jiní, nebude v textu již dále rozebírána.

2.2.1 Pozitivní termoterapie

Pozitivní termoterapie k dosažení léčebného účinku využívá růstu teploty tělesných tkání. Povrchová lokální aplikace tepla je hojně užívána při léčbě subakutních stavů. Skrze její analgetické účinky dochází ke zmírnění bolesti a známek zánětu (Prentice, 1994).

Teplo může být na povrch organismu dodáváno třemi různými způsoby. Řadíme k nim kondukcí, konvekci a iradiaci (Poděbradský, Poděbradská, 2009). Nedělka a Neradílek (2005) iradiaci neboli přenos tepla zářením neuvádějí, místo ní zmiňují

výraz konverze. Při konverzi je na povrchu těla jedna forma energie přetvořena ve druhou, světelné záření se mění na teplo.

2.2.1.1 Mechanismus účinku působení tepla na organismus

Lidské tělo na aplikaci horkých nebo teplých procedur reaguje změnami prokrvení. Na postupné pomalé zvyšování teploty odpovídá cévní systém nástupem vazodilatace. S délkou působení tepla na organismus, tonus cév vlivem snížení vlivu sympatiku klesá, dochází k výrazné hyperémii. Jestliže je však teplo do organismu přiváděno rychle a neočekávaně, cévy reagují nástupem krátkodobé vazokonstrikce, kterou následně střídá vazodilatace (Jandová, 2009).

Při aplikaci celkových termopozitivních i termonegativních procedur platí několik biologických zákonitostí. Daster-Moratovo pravidlo říká, že cévy kůže na aplikaci teplých procedur reagují opačně, než cévy vnitřních orgánů. Aplikace celkové pozitivní termoterapie navozuje vazodilataci v kůži, ve svalech a ve splachnické oblasti nastává vazokonstrikce (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Kromě zvýšení teploty tkání a krevního toku dochází vlivem působením tepla ke zmírnění bolesti, zvýšení metabolismu a ovlivnění protažitelnosti pojivových tkání (Malanga, Yan, Stark, 2015). Zvýšení metabolismu v ošetřované tkáni urychluje proces hojení, tedy i katabolické a anabolické reakce potřebné k degradaci a odstranění metabolitů organismu. Ohřevem tkáně o 1 °C se zrychluje místní metabolismus o 10-15 %. (Cameron in Nadler, Weingand, Kruse, 2004).

Teplo stimuluje termoreceptory jak v kůži, tak i v hlubších tkáních (Carr, Mann in Chandler, Preece, Lister, 2002). Aplikací lokálního tepla na příslušný dermatom dochází k podráždění tepelných receptorů. Z nich jsou následně aferentní impulzy, prostřednictvím nemyelinizovaných vláken C, vedeny do míšního segmentu. „*Tato zvýšená aferentace má za následek excitaci budivých synapsí vmezeřených neuronů, a tím facilitaci nervových buněk předních rohů míšních v daném segmentu*“, uvádí Poděbradský a Poděbradská (2009, s. 153). V kapilární vrstvě koria přestupuje teplo do kapilární krve, která je následně odváděna centripetálně.

Při déletrvajícím působení tepla dráždivost motorických a senzitivních vláken klesá. Snižuje se i dráždivost svalových vřetének. V důsledku těchto jevů dochází ke snížení svalového napětí kosterních svalů a uvolnění svalových spasmů

(Poděbradský, Vařeka, 1998). Teplem lze ošetřit i svalové trigger pointy (McCaffery, Wolff in Chandler, Preece, Lister, 2002).

Analgetické účinky tepla lze vysvětlit pomocí vrátkové teorie bolesti (Jandová, 2009). Zmírnění bolesti je docíleno prostřednictvím zvýšeného prokrvení v ošetřované tkáni. Bolest se snižuje také vlivem uvolnění zvýšeného napětí kosterních nebo hladkých svalů (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Teplem se snižuje viskozita pojiva, naopak elasticita a distenzibilita stoupá. Tohoto efektu je využíváno zejména při léčbě různých poruch pohybového aparátu, ale i u jiných onemocnění (Jandová, 2009). Vlivem tepla se urychluje resorpce exsudátů a jiných patologických infiltrátů. Zmiňovány bývají také účinky imunobiologické (Capko, 1998).

Při přímé aplikaci tepla na kůži dochází ke zvýšení prokrvení a růstu teploty hlouběji uložených tkání. Mulkern et al. (1999) ve svém výzkumu zjistili, že ohřevem teploty kůže v oblasti dolní části zad pomocí horkých sáčků na 40 °C dochází ke zvýšení teploty tkání v hloubce 19 mm pod kůží o 5 °C, v 28 mm o 3,5 °C a v hloubce 38 mm o 2 °C (Nadler, Weingand, Kruse, 2004).

Povrchová léčba vlhkým teplem je oproti léčbě suchým teplem považována za více efektivní. Teplo při ní prostupuje do hlouběji uložených struktur organismu, v důsledku toho dochází ke zlepšení jejich prokrvení a následně i snížení bolestivosti (Ochiai et al., 2014). Nedělka a Neradílek (2005) ve své publikaci naopak uvádějí, že při povrchové aplikaci termopozitivních procedur nedochází k prohřátí hlouběji uložených tělesných struktur. Vrstva podkožní tukové tkáně slouží v lidském těle jako tepelný izolátor, který brání přenášení tepla do hloubky. Poděbradský (1998) popisuje obdobné výsledky. Při povrchové aplikaci tepla, zprostředkované mechanismem kondukce nebo konvekce, se teplo nepřenáší do hlubších tkání. Podkožní kapilární síť jej zadrží a cirkulující krev zajistí odvedení jinam do organismu.

2.2.1.2 Indikace a kontraindikace lokální pozitivní termoterapie

Účinků tepla je využíváno nejen při léčbě pohybového aparátu. Své uplatnění nachází i při léčbě onemocnění jiných tělesných systémů. Asi nejlépe souhrnně popisuje indikace i kontraindikace lokální pozitivní termoterapie ve své knize Capko (1998).

Mezi indikace lokální aplikace tepla Capko řadí:

- degenerativní a zánětlivá onemocnění pohybového aparátu, posttraumatické stavy - artróza, spondylartróza, kapsulitidy, bursitidy, Morbus Bechtěrev, myalgie, stavy po distorzích či frakturách atd.
- oběhové choroby – srdeční insuficience (studené procedury), angiopatie a angioneurózy (nepřímé zahřívání), venostatické obtíže atd.
- onemocnění dýchacích cest - sinusitidy a tracheobronchitidy
- onemocnění trávicího ústrojí - spastická a atonická obstipace, akutní gastritida
- neurologická onemocnění - periferní a spastické parézy, neuralgie, neuritidy a myopatie
- metabolická onemocnění - diabetes mellitus, obezita či dna
- urologické a gynekologické choroby - renální koliky, cystitidy, perimetritidy nebo parametritidy

Kontraindikacemi lokálního užití tepla k terapii jsou: srdeční insuficience, akutní záněty v malé pánvi, duodenální nebo žaludeční vředy, nefritidy a nefrózy, tyreotoxikóza, gravidita v prvních a posledních dvou měsících těhotenství, maligní tumory a TBC (Capko, 1998).

Mezi kontraindikace termopozitivních procedur patří také otevřená poranění, akutní záněty, pooperační stavy (ihned po operaci), poruchy krve tvorby (Nedělka, Neradilek, 2005). Teplo by dále nemělo být užíváno k léčbě pacienta s nedostatečnou nebo narušenou cévní cirkulací nebo sníženou citlivostí na bolest či chlad. Velký pozor je potřeba dávat při aplikaci teplých procedur u starších lidí. Teplotní hranice tolerance tepla u nich bývá často snížena. Obdobně je tomu i u malých dětí (Hupka, Kolesár, Žaloudek, 1993).

S opatrností a rozvahou se postupuje při terapii teplem u pacientů trpících sclerosis multiplex, diabetes mellitus, reumatoidní artritidou nebo u spinálních pacientů (Nadler, Weingand, Kruse, 2004).

2.2.1.3 Vybrané formy aplikace lokální pozitivní termoterapie

Při lokální neboli částečné termoterapii je zdroj tepla aplikován pouze na určitou část těla, která se vlivem tepla zahřívá. Některé procedury lokální termoterapie jsou používány pouze pro terapii v ambulantních nebo nemocničních zařízeních, jiné lze volně použít k autoterapii v domácím prostředí (Poděbradský, 1995).

K přenosu tepla kondukcí do organismu v našich zeměpisných šířkách se užívají horké obklady, parafínové zábaly, vlhké horké nebo suché obklady, termofor, lavatern a jiné. Přenos tepla konvekcí je používán u procedur malé vodoléčby. Iradiací na ohřev tkání působíme prostřednictvím různých zdrojů infračerveného záření. Přesnější popis viz. odborné publikace od autorů Capko (1998), Jandová (2009), Poděbradský a Vařeka (1998), Poděbradský a Poděbradská (2009) či Hupka, Kolesár, Žaloudek (1993).

Zahraniční literatura často k lokální pozitivní termoterapii řadí také ultrazvukovou terapii, mikrovlnnou a krátkovlnnou diatermii. Je možné se setkat i s fluidoterapií. Fluidoterapie užívá k léčbě akutních zranění a úrazů proudění suchého teplého vzduchu (Prentice, 1994).

V následujících odstavcích budou odborně popsány pouze procedury lokální léčby teplem, užití v experimentální části této diplomové práce.

InfraPhil HP3616

Jedná se o přístroj generující infračervené záření. Infračervené záření proniká přes kůži do hlubších tkání, které prohřívá. Jeho léčebné účinky se shodují s obecnými účinky působení tepla na lidský organismus (viz. kapitola 2.2.1.1). Dle výrobce se uplatňuje zejména při léčbě chronické bolesti svalů, svalové a kloubní tuhosti. Navozuje relaxaci, může být použit k předehřátí pacienta před následnou terapií (masáží) nebo pro kosmetické účely.

Během aplikace musí být striktně dodržena vzdálenost ošetřované oblasti těla od lampy, neměla by nikdy překročit vzdálenost menší než 30 cm. Doporučená délka trvání terapie je 15 minut, s možností opakování až několikrát denně (Philips.com).

V rámci terapie nelze opomenout na kontraindikace, ke kterým kromě výše uvedených patří fotoalergie (Capko, 1998).

Rašelinový nosič tepla

Rašelinové nosiče tepla v sobě obsahují rašelinovou hmotu pastové konzistence. Povrch tepelného nosiče tvoří příjemný materiál odolávající teplotám až 80 °C. Nosič tepla bývá před vlastní terapií na několik minut ponořen v nerezové vodní lázni o teplotě do 70 °C. Po vyjmutí nosiče z vody, by se jeho teplota měla pohybovat mezi 50-65 °C. Nosič je následně aplikován na 25-50 minut ve formě zábalu na pacienta.

Délka aplikace je vždy odvislá od indikace ošetřujícího lékaře (BTL, 2013; Torf Ziegler, 2008-2015).

Na území naší republiky se nachází nemalé množství oblastí s výskytem peloidů. Patří mezi ně např. Krušné hory, Jizerské hory nebo Šumava, ale i další oblasti (Jandová, 2009; Petr et al., 2006).

2.2.2 Negativní termoterapie

Při negativní termoterapii je léčebných účinků dosaženo odebráním tepla z povrchu organismu, jež je umožněno několika způsoby, řadí se k nim konvekce, kondukce a evaporace, popřípadě i iradiace (Poděbradský, Poděbradská, 2009).

Většina zahraničních autorů ve svých publikacích označuje negativní termoterapii souhrnně jako kryoterapii, bez rozdílu teploty léčebné procedury. Dinka et al. (2008) ve své knize definují kryoterapii jako léčbu chladem za teploty nižší než $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$, odkazují se při tom na Polskou, Japonskou a Německou literaturu. V některých publikacích bývá léčba o teplotě nižší než $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$ nazývána také kryostimulací.

Česká odborná literatura uvádí odlišné rozdělení. Poděbradský a Vařeka (1998) formulují kryoterapii jako léčebné procedury negativní termoterapie o teplotě $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ a méně. Novější literatura uvádí teplotu menší než $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ (Poděbradský, Poděbradská, 2009).

Historické počátky léčby chladem, stejně tak jako celé termoterapie, spadají do období starého Egypta a Říma. Chladu bylo užíváno zejména při léčbě bolestivých stavů. Prostředky terapie byly různé, od obyčejného přiložení studeného nože na poraněné místo, přes studené zábaly, až po přikládání ledu na místo poškození (Šmuk, Strnad, 2008). Chlad, v podobě studené vody, užívali jako běžný prostředek otužování ve starém Římě a Řecku. Otužování patřilo neodmyslitelně také do spartánské výchovy (Dinka et al., 2008). I samotný Sokrates a Seneca patřili mezi příznivce každodenního otužování (Zeman, 2006). Účinky ledových koupelí, obkladů a nápojů při léčbě bolestivých stavů, zlomenin a luxací, znali již starověcí lékaři Galenos, Hippokrates aj., (Capko, 1998).

Negativní termoterapie se v průběhu let neustále vyvíjela a zdokonalovala. Asi o nejvýznamnější pokrok v oblasti léčby chladem se zasloužil japonský lékař

Yamauchi. V roce 1979 poprvé užil k léčbě zánětlivých onemocnění kloubů a páteře extrémně nízkých teplot. Na povrch těla byla aplikována směs vzduchu s kapalným dusíkem o teplotě -175 °C. Profesor Reinhard Fricke v Evropě od Yamauchiho tuto metodu převzal a mírně zdokonalil (Ježek, 1994).

2.2.2.1 Mechanismus účinku působení chladu na organismus

Vlivem působení chladu se v místě kontaktní plochy aplikovaného média snižuje teplota tkání. Vyjma snížení teploty kůže a svalu dochází k redukci krevního průtoku ochlazovanou tkání. Kryoterapie se tedy významně uplatňuje nejen při léčbě akutních poranění, ale i dalších (patologických) stavů organismu (Malanga, Yan, Stark, 2015).

Chlad navozuje lokální vazokonstrikci, v důsledku které se zpomaluje metabolismus v ochlazované tkáni. Následně je krátkodobě vazokonstrikce vystřídána vazodilatací, jejíž snahou je zvýšit prokrvení v ochlazované tkáni a docílit tak jejího prohřátí. Vzápětí opět nastává vazokonstrikce (Poděbradský, Poděbradská, 2009). Vazokonstrikci v oblasti kůže po ukončení aplikace chladu na povrch organismu střídá reaktivní hyperémie, která při správně provedené terapii přetrvává ještě dlouhou dobu po jejím ukončení (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Změny prokrvení se projevují i na úrovni hlouběji uložených kosterních svalů a kloubů. Vlivem působení lokálního chladu dochází k jejich přechodné hyperémii, která je během několika minut vystřídána vazokonstrikcí (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Působením chladu dochází v oblasti kůže k podráždění chladových receptorů. Lidské tělo na podráždění termoreceptorů reaguje nejdříve zvýšením svalové aktivity a intenzivním drážděním gamareceptorů. Dostředivé impulzy z termoreceptorů jsou vedeny vlákny A δ do míchy, kde se v příslušné spinální etáži aktivují tlumivé interneurony, jež snižují dráždění buněk v předních rozích míšních. Svalový (hyper)tonus se snižuje (Poděbradský, Poděbradská, 2009).

Teplota povrchu kůže se ochlazuje nejvíce v prvních třech minutách aplikace chladu, minima dosahuje okolo 8. až 9. minuty (Janwantanakul, 2009). Teplota se na povrchu a uvnitř svalu mění v závislosti na teplotním gradientu, mezi teplotou svalu a teplotou použitého chladového média. Svého minima obě intramuskulární teploty dosahují až po ukončení kryoterapie. Účinky chladové terapie je možné pozorovat až 60 minut po jejím skončení (Yanagisava et al., 2007). Rychlost ochlazení svalu je dána

také tloušťkou podkožní tukové tkáně. Čím je tuková tkáň tenčí, tím rychleji se daný sval ochlazuje (Ježek, 1994).

Analgetické účinky chladu jsou vysvětlovány na podkladě endorfinové teorie (Poděbradský, Poděbradská, 2009). Kromě endorfinů má na zmírnění bolestivosti podíl pokles rychlosti vedení vzruchů nervy, snížené vedení vláknů C a blokáda kožních nociceptorů. Působením chladu se snižuje také produkce zánětlivých mediátorů, jež vede ke zmírnění projevů zánětu, zmenšují se i lokální edémy (Hupka, Kolesár, Žaloudek, 1993).

Fyziologické účinky lokálního působení chladu lze podle Jandové (2009, s. 111) ucelit takto:

- chlad vyvolává hyperémii,
- snižuje kapilární difuzi v tepelné slupce,
- podněcuje k funkci autonomní nervový systém a imunitní systém,
- povzbuzuje bazální metabolismus,
- redukuje zánětlivé projevy,
- tlumí bolest,
- povzbuzuje hormonální stimulaci,
- zpomaluje rychlost vedení nervem o 2 ms^{-1} při poklesu teploty o každý $1 \text{ }^\circ\text{C}$,
- snižuje svalový tonus prostřednictvím gamamotorického systému.

2.2.2.2 Indikace a kontraindikace lokální negativní termoterapie

Využití lokální hypotermie a kryoterapie je značně širokospektré. Díky svým analgetickým, myorelaxačním a antiflogistickým účinkům bývá užívána v oblasti rehabilitačního a fyzikálního lékařství, revmatologie, ortopedie, traumatologie, sportovní medicíny, neurologie, dermatologie, ale i při léčbě bolestivých stavů u starších osob umístěných v sociálních zařízeních (Capko, 1998; Kryoterapie, 2015).

Mezi indikace lokální negativní termoterapie (kryoterapie) patří:

- čerstvě vzniklé kontuze a distorze,
- otoky doprovázející luxace nebo fraktury,
- svalové křeče (spasmy),
- artritická onemocnění v zánětlivém stádiu,
- osteoartróza ve stádiu dekompenzace,
- bolesti v zádech spojené s paravertebrálními spasmy,

- spasticita přetrvávající u spastických paréz různého původu.

Lokální terapie chladem by vždy měla být zařazena v rámci kombinované léčby (Capko, 1998).

Indikacemi kryoterapie, prováděné za velmi nízkých teplot prostřednictvím řízeného proudění chladné páry kapalného dusíku, vycházející z přístroje Cryogen 3, dle výrobce přístroje jsou:

- poranění pohybového aparátu – svalů, šlach, vazů, k léčbě zlomenin aj.,
- degenerativní onemocnění pohybového aparátu- např. Morbus Bechtěrev,
- revmatická a jiná zánětlivá onemocnění pohybového aparátu,
- úponové bolesti a entezopatie,
- myalgie,
- osteoporóza,
- spasticita,
- atopický ekzém a lupenka,
- stavy po plastických a kosmetických operacích.

Aplikace lokální kryoterapie přístrojem Cryogen 3 zmírňuje bolestivost poškozených tkání a zánětlivé procesy, zvyšuje rozsah pohybu poškozených kloubů a urychluje proces hojení. Výrobce udává výrazné zrychlení procesu hojení při poranění kloubních vazů a návrat k plné fyzické aktivitě až o 15 dní dříve, než tomu bývá při běžně používané terapii (Cryolab a.s., 2014).

Kontraindikacemi lokální negativní termoterapie (kryoterapie) jsou:

- arteriální poruchy prokrvení, mezi které patří Raynaudův syndrom nebo ischemická choroba dolních končetin,
- kryoglobulinemie,
- alergie na chlad,
- poruchy citlivosti,
- paroxysmální chladová hemoglobinurie,
- hyperthyreóza,
- angina pectoris - kontraindikovány chladové procedury v oblasti HKK,
- anémie, kachexie a celkové oslabení organismu (Capko, 1998; Poděbradský, Vařeka, 1998).

K relativním kontraindikacím se řadí kryofobie a těžší srdeční choroby. Může to být i strach nebo odpor k léčbě chladem (Ježek, 1994).

2.2.2.3 Vybrané formy aplikace lokální negativní termoterapie

Aplikace lokálních procedur negativní termoterapie probíhá obdobným způsobem jako u procedur termopozitivních.

Mezi chladové procedury a prostředky využívající k odnímání tepla z organismu mechanismu kondukce lze uvést např. kryosáčky, studené oviny či obklady, tekoucí studenou vodu, kostky ledu nebo ledovou masáž šálky se zmrzlou vodou (Prentice, 1994; Poděbradský, Poděbradská, 2009). Konvekcí je odebráno teplo prostřednictvím ofuků studeným vzduchem nebo tekutým dusíkem v podobě páry. Mechanismu evaporace tekutiny z povrchu kůže využívá léčba pomocí etylchloridu (kelén, chloretyl), fluormetanu a chlorofluorometanu. Tyto látky jsou při terapii stříkány přímo na postižené místo (Capko, 1998).

Cryoflex

Cryoflex je opakovaně použitelný gelový obklad, který lze užít pro terapii chladem i teplem. Účinnými látkami obsaženými uvnitř sáčku jsou voda a propylen glycol. Vlastní použití Cryoflexu je velmi snadné. Před provedením chladové terapie je nutné Cryoflex vložit minimálně na 2 hodiny do ledničky nebo mrazáku. Po vyjmutí je Cryoflex zabalen do ručníku, kapesníku či látky a následně přiložen na pokožku. Pro pozitivní termoterapii je potřeba Cryoflex vnořit maximálně na 10 minut do vody o teplotě 60 °C nebo jej ohřát v mikrovlnné troubě. Následná aplikace probíhá shodně jako při terapii chladem (Prozdravi.cz, 2015; Lekarna.cz).

Cryogen 3

Přístroj Cryogen 3 představuje mobilní terapeutické zařízení používané k lokální kryostimulaci. K vlastnímu léčebnému efektu dochází díky schopnosti přístroje v průběhu jedné terapie přeměnit přibližně 0,7 l kapalného média NITRO (upravený dusík) do plynné formy. Pára kapalného média NITRO o teplotě -165 °C je následně při terapii foukána na postižené místo, optimálně ve vzdálenosti 5-10 cm od pokožky. Kužel ledové páry je aplikován pomalými krouživými pohyby na plochu přibližně 20 x 20 cm, v jehož středu se nachází postižené místo. Celý zákrok je jen velmi krátký,

trvá cca 3 minuty. Zákrok se provádí opakovaně nejméně 1x denně, s časovým rozestupem 2-3 hodin (Cryolab a.s., 2014).

2.3 Termoregulace

Udržování optimální tělesné teploty patří k důležitým schopnostem lidského organismu, zvané jako termoregulace. Termoregulace zajišťuje, i přes neustálé změny a kolísání příjmu, produkce a ztrát tepla, udržování vnitřní tělesné teploty v relativní rovnováze (Trojan et al., 2003). Díky termoregulačním schopnostem je člověk zařazen mezi homoiotermní (teplotokrevní) živočichy (Rokyta et al., 2008).

Rozlišujeme teplotu tělesného jádra a teplotu povrchu těla (Trojan et al., 2003). Rokyta et al. (2008) nazývá teplotu povrchu těla teplotou slupky. Slupku představují povrchové části těla, hlava, dolní a horní končetiny. Teplota tělesné slupky je parciálně ovlivňována okolním prostředím, chová se více poikilotermně. Naopak teplota tělesného jádra je téměř neměnná (Rokyta et al., 2008; Silbernagl, Despopoulos, 2004).

Normální tělesná teplota, měřená v ústech zdravého lidského jedince, se pohybuje v rozmezí od 36 do 37 °C (Guyton, Hall, 2006). Teplota naměřená v oblasti rekta bývá průměrně o 0,5 °C vyšší než v ústech. Tělesná teplota v průběhu dne kolísá od 0,5 do 0,7 °C. Její hodnoty se mění vzhledem k věku člověka, adekvátně k fyzické aktivitě organismu, vlivem menstruačního cyklu, hormonální aktivity či psychického napětí. Nejnižší hodnoty nabývá nejčastěji při spánku. Bdelý člověk v klidu má obvykle nejnižší naměřené hodnoty v ranních hodinách (mezi 5.-6. hod.), nejvyšší naopak v hodinách podvečerních (mezi 16.-18. hod.). Při horečce tělesná teplota vzrůstá až nad 38 °C, teplotu okolo 40-41 °C nazýváme hyperpyrexie (Ganong, 2005; Trojan, 2003).

Během intenzivní déle trvající fyzické zátěže může tělesná teplota vzrůst téměř až na 42 °C. Tato vysoká hodnota může vést k poškození buněk nebo dokonce způsobit poškození funkce orgánů a CNS (Lim, Byrne, Lee, 2008).

2.3.1 Řízení tělesné teploty

Termoregulační řídicí systém se skládá ze tří navzájem propojených částí regulačního obvodu. Centrum řízení termoregulace se nachází v hypotalamu. Na regulaci tělesné teploty se dále podílejí termoreceptory a termoregulační efektorové mechanismy (Kittnar et al., 2011; Langmeier, 2009).

Ke snímání rozdílů tělesné teploty v lidském organismu slouží dva druhy termoreceptorů: periferní a vnitřní. Periferní (kožní) termoreceptory se dělí dále na chladové a tepelné receptory. Jedná se o speciální nervová zakončení umístěná v kůži různých částí těla v rozdílném množství (Langmeier et al., 2009). Termoreceptory vnitřní se vyskytují v preoptické oblasti hypotalamu, v dolní části mozkového kmene a v míše. Další vnitřní receptory se nachází podél velkých cév nebo na zadní straně dutiny břišní (Trojan et al., 2003). Jak periferní receptory, tak i vnitřní receptory se více zaměřují na detekci chladu, snaží se předcházet vzniku hypotermie (Guyton, Hall, 2006).

Nejvyšší termoregulační centrum je uloženo v zadním hypotalamu v oblasti corpora mammillaria. Jeho hlavní úlohou je vyhodnocování a zpracovávání dat přicházejících z preoptické oblasti hypotalamu, vnitřních a periferních termoreceptorů. Hypotalamus porovnává aktuální teplotu jádra s jeho vhodnou teplotou. Při zjištění odchylky uvádí dle aktuální potřeby do činnosti různé termoregulační mechanismy (Trojan et al., 2003; Silbernagl, Despopoulos, 2004). Hypotalamický termostat je schopen dekovat výkyvy ve smyslu zvýšení nebo snížení teploty jádra o hodnotě 0,1°C (Langmeier et al., 2009).

Termoregulačních mechanismů podílejících se na udržování tělesné teploty je několik. Významnou roli při jejím řízení hraje vazomotorická regulace (Langmeier et al., 2009). Klesá-li teplota tělesného jádra pod náležitou hodnotu, organismus potřebuje snížit své teplotní ztráty, v povrchových vrstvách těla (kůži) nastupuje vazokonstrikce. Naopak při zvýšení teploty jádra dochází k vazodilataci kožních cév (Rokyta et al., 2008). Při výrazné hypertermii se průtok kožními cévami může zvýšit na 6 až 8 litrů za minutu (Charkoudian, 2003).

Souhrnně lze tedy říci, že klesá-li tělesná teplota pod příslušnou hodnotu, v oblasti kůže dochází k vazokonstrikci cév a piloerecti (husí kůže) chloupků. Vrstva vzduchu mezi chloupky slouží jako tepelný izolátor. Uplatnění tento mechanismus nachází zejména u nižších živočichů. (Guyton, Hall, 2006). Zapojují se různé formy svalové činnosti (pohybová aktivita, třes), zvyšuje se sekrece hormonů štítné žlázy a adrenalinu, zvyšuje se chuť k jídlu. Snažíme se co nejvíce snížit svůj tělesný povrch, choulíme se nebo si oblékáme teplejší oblečení. Naopak je tomu v případě vzrůstu tělesné teploty. V oblasti kožních cév nastává vazodilatace, omezujeme svoji pohybovou aktivitu, začínáme se potit. Snižuje se nám sekrece výše zmiňovaných

hormonů, ztrácíme chuť k jídlu a oblékáme si slabší oblečení (Rokyta et al., 2008; Trojan et al., 2003).

2.3.2 Produkce tepla v organismu

Teplo vzniká v lidském organismu nepřetržitě jako odpadní produkt metabolismu. V klidu se na jeho produkci z 56 % podílejí vnitřní orgány. Kůže a svaly se účastní pouze z 18 % (Silbernagl, Despopoulos, 2004).

Kromě nikdy neustávající přeměny energie v buňkách vzniká teplo během svalové aktivity. V průběhu fyzické zátěže se produkce tepla výrazně zvyšuje, pracující svaly se na ní podílejí až z 90 %. Celková produkce tepla metabolismem při zátěži může stoupnout až dvacetkrát (Silbernagl, Despopoulos, 2004; Sawka, Wenger in Lim, Byrne, Lee, 2008).

Na tvorbě tepla se dále podílí svalový (chladový) třes, chemická termogeneze řízená humorálně a sympatikem, hormon produkovaný folikulárními buňkami štítné žlázy tyroxin nebo netřesová forma termogeneze v hnědé tukové tkáni. Hnědá tuková tkáň je lokalizována mezi lopatkami u kojenců, v dospělosti svoji funkci ztrácí (Capko, 1998; Trojan et al., 2003).

2.3.3 Převod a ztráty tepla

Na výdeji tepla do okolí se podílejí čtyři základní mechanismy. Řadí se mezi ně radiace, kondukce, konvekce a evaporace. Radiace (záření, sálání) je děj, při kterém je teplo do okolí uvolňováno v podobě elektromagnetického záření v oblasti infračervené části spektra. Lidský organismus vyzařuje infračervené záření o vlnové délce 5-20 μm , s maximem okolo 9 μm . Je-li teplota lidského těla vyšší než teplota okolního prostředí, teplo je z organismu radiací vydáváno. Přenos tepla zářením představuje u člověka v klidu přibližně 55-60 % tepelných ztrát (Capko, 1998; Langmeier et al., 2009).

Při kondukcii neboli přenosu tepla vedením je teplo předáváno z místa o vyšší teplotě do míst s nižší teplotou. Tělesa (jejich částice) musí být při přenosu tepla v těsném kontaktu. Podle Capka (1998) množství tepla vydaného z organismu kondukcí nepřekračuje 1 % z celkového tělesného výdeje. Výborným vodičem tepla je voda. Naopak vzduch odvádí z organismu poměrně malé množství tepla, záleží na jeho vlhkosti a rychlosti proudění (Rokyta et al., 2008).

Jedním z dalších mechanismů, umožňujících přenos tepelné energie, je konvekce (proudění). K předání tepla dochází během pohybu částic, které proudí z místa o nižší teplotě do míst s vyšší teplotou. V lidském těle zajišťuje odvádění tepla proudící krev. Teplejší molekuly v krvi stoupají vzhůru do oblasti kožních kapilár a z nich následně uniká teplo do okolí. Ztráty tepla konvekcí u člověka představují přibližně 15 % (Capko, 1998; Trojan et al., 2003).

Při evaporaci (vypařování) je teplo z organismu uvolňováno prostřednictvím změny skupenství látek. Odpařením 1 litru vody při teplotě 33 °C dochází ke ztrátě 2,4 MJ (Langmeier et al., 2009). Pravidelné denní ztráty vody (perspiratio insensibilis) činí 600 ml. Ostatní ztráty vody v podobě potu závisí na rychlosti proudění a vlhkosti vzduchu. Mění se také intenzitou tělesné zátěže nebo vlivem adaptace organismu na okolní prostředí. Průměrná denní produkce potu se u jedince adaptovaného na své okolní prostředí pohybuje mezi 1,5-2 litry potu se ztrátou 3-5 g soli (Trojan et al., 2003).

Rychlost odpařování a s ní spojený tělesný váhový úbytek se zvyšují úměrně s teplotou okolního prostředí. Jak zjistili Park a Tamura (1992), při teplotě 25 °C, 28 °C, 31 °C, 34 °C a 37 °C se jejich hodnota pohybuje 24,6 g/m² h, 26,6 g/m² h, 27,9 g/m² h, 31,1 g/m² h a 55,7 g/m² h, vztaženo k odpovídající teplotě.

2.4 Termodynamika

Každé těleso, látka nebo plyn, které jsou tvořeny z částic, jež se navzájem ovlivňují, nazýváme termodynamická soustava. Ta je charakterizována určitými stavovými veličinami, jako jsou např. teplota, tlak, objem, vnitřní energie atd., jež popisují její nynější stav (Svoboda et al., 2006). Takovouto soustavou je i samotný člověk, který představuje otevřený termodynamický systém. Jedná se o systém, v němž dochází k neustálým výměnám částic a energií různých forem s okolním prostředím (Hrazdira, Mornstein, Škorpíková, 2006).

Jestliže zanecháme termodynamickou soustavu dostatečně dlouhou dobu v čase neměnných podmínkách, přechází do rovnovážného stavu. V takovémto stavu u dané soustavy nepozorujeme žádné makroskopické změny, mikroskopické děje se však uvnitř nepřestávají odehrávat. Soustava se v rovnovážném stavu nachází pod dobu, kdy hodnoty stavových veličin popisujících soustavu zůstávají neměnné (Bartuška, Svoboda, 2010).

Termodynamické soustavy můžeme rozdělit na izolované, neizolované, otevřené, uzavřené nebo adiabaticky izolované. U soustavy izolované výměna částic ani energií s okolním prostředím nenastává. Přesně naopak je tomu u soustavy neizolované. Otevřenou soustavou je nazývána soustava, u které probíhá výměna částic s okolím (Svoboda et al., 2006). Jelikož je lidský organismus řazen mezi otevřené (systémy) soustavy, rovnovážný stav u něho nikdy nemůže nastat, nachází se vždy ve stavu nerovnovážném (Hrazdira, Mornstein, Škorpíková, 2006).

2.4.1 Vnitřní energie soustavy a její změny

Vnitřní energie soustavy je řazena mezi stavové veličiny. Její hodnota je odvozena od současného stavu tělesa. „*Vnitřní energie soustavy U je rovna součtu celkové vnitřní kinetické energie E_k neuspořádaně se pohybujících částic soustavy (atomů, molekul, iontů) a celkové potenciální energie E_p vzájemných poloh těchto částic, neboli $U = E_k + E_p$* “, definováno dle Svobody, Bartáka a Široké (1986, s. 166).

Vnitřní energie soustavy se dokáže měnit. Změna vnitřní energie ΔU může nastat třemi možnými ději, mezi které patří konání práce, tepelná výměna. Poslední možností je děj, při kterém dochází současně k tepelné výměně a konání práce. Změna vnitřní energie je dána vztahem $\Delta U = U_2 - U_1$, kde U_1 představuje vnitřní energii na začátku děje a U_2 na jeho konci (Svoboda et al., 2006).

Tepelnou výměnou nazýváme děj, při kterém v místě dotyku dvou těles dochází k předání nebo přijetí energie (tepla). Děje se tak v důsledku vzájemných srážek částic nacházejících se na rozhraní obou těles (Bartuška, Svoboda, 2010). „*Teplo Q , dle definice Svobody (2006, s. 134), je určeno energií, kterou odevzdá (nebo přijme) těleso při tepelné výměně. Hlavní jednotou tepla je joule (J).*“

2.4.2 Termodynamické zákony

Termodynamické zákony popisují základní vlastnosti tepelných dějů.

První termodynamický zákon

Jeho slovní definice podle Bartušky a Svobody (2010, s. 58) zní: „*Přírůstek vnitřní energie soustavy ΔU se rovná součtu práce W vykonané okolními tělesy působícími na soustavu silami a tepla Q odevzdaného okolními tělesy soustavě. Matematicky vyjádříme tento poznatek rovnicí $\Delta U = W + Q$, kterou nazýváme první termodynamický zákon.*“

Druhý termodynamický zákon

Druhý termodynamický zákon bývá vyjadřován pomocí mnoha matematických a slovních formulací. Nejčastěji v odborné literatuře bývají uváděny formulace Thompsona a Clausia. Formulace druhého termodynamického zákona dle Svobody (Svoboda et al., 2006, s. 184) zní: „*Není možné sestavit periodicky pracující stroj, který by jen přijímal teplo od určitého tělesa (ohříváče) a vykonával stejně velkou práci.*“

Teplo nikdy samovolně nemůže přecházet (tj. bez konání práce) z chladnějšího tělesa na teplejší (Svoboda et al., 2006).

Třetí termodynamický zákon

Poslední termodynamický zákon říká, že nikdy žádným z konečných procesů nelze u dané soustavy dosáhnout teploty absolutní nuly (Hrazdira, Mornstein, Škorpíková, 2006).

2.4.3 Přenos vnitřní energie

Přenos vnitřní energie je uskutečněn pomocí tří známých mechanismů. Jsou jimi vedení, proudění a záření tepla (Svoboda et al., 2006, s. 143 - 144).

Vedení tepla je tepelná výměna, při které dochází k přenosu vnitřní energie z míst o vyšší teplotě do míst s nižší teplotou. Děje se tak díky vzájemnému přenosu energie mezi sousedními molekulami. Molekuly na místech o vyšší teplotě mají vyšší kinetickou energii, jejich střetnutím s molekulami na místech o nižší teplotě dochází k předání tepla. Teplo Q , předané za čas τ mezi dvěma místy, je závislé na rozdílu teplot těchto míst $t_1 - t_2$, jejich vzdálenosti d , ploše S (místo přenosu energie) a součiniteli tepelné vodivosti λ ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$), jež určuje schopnost dané látky vést teplo (Navrátil, Rosina, 2005; Svoboda, Barták, Šíroká, 1986).

$$Q = \lambda \frac{S (t_1 - t_2) \tau}{d}$$

Mezi výborné tepelné vodiče patří kovy a kapaliny, v lidském těle je to krev. Naopak špatnými vodiči tepla, tepelnými izolanty, jsou např. plyny. V lidském těle je tepelným izolantem tuková tkáň (Navrátil, Rosina, 2005).

K přenosu vnitřní energie prostřednictvím záření dochází při vyzařování a pohlcování elektromagnetického záření. Elektromagnetické záření vyzařuje každé těleso. Během tepelného záření se snižuje vnitřní energie vyzařujícího tělesa, naopak

vnitřní energie tělesa, na které tepené záření dopadá, část této energie pohlcuje a zvyšuje tak svoji vnitřní energii.

Přenos vnitřní energie prouděním se uskutečňuje v kapalinách a plynech. Teplejší kapalina má nižší hustotu, rychleji stoupá vzhůru, přenáší energii do míst chladnějších (Svoboda et al., 2006).

2.5 Teplota a její měření

Teplota je fyzikální veličina, která charakterizuje aktuální stav tělesa. K jejímu snímání užíváme přístroje teploměry. Na teploměru bývá vytvořena stupnice s jednotkou, dle které teplotu určujeme. Termodynamická teplota T je měřena na teploměru s termodynamickou teplotní stupnicí. Její hodnoty jsou udávány v Kelvinech (K). Jeden K představuje $1/273,16$ termodynamické teploty trojného bodu vody (rovnovážný stav soustavy led + voda + sytá vodní pára). T měříme pomocí plynového teploměru. V našich končinách je nejčastěji k měření teploty užívána Celsiova teplotní stupnice s jednotkou Celsiův stupeň ($^{\circ}\text{C}$). Celsiova teplota t je vzhledem k termodynamické teplotě určena vztahem $t = (T - 273,15) ^{\circ}\text{C}$ (Bartuška, Svoboda, 2010).

K měření teploty můžeme užít několika druhů teploměrů či teplotních čidel. Většina z nich při snímání teploty využívá známých fyzikálních jevů, při kterých v závislosti na teplotě dochází ke změnám některých fyzikálních veličin. U kapalinových a plynových teploměrů je to délková a objemová roztažnost látek. Odporové teploměry jsou založeny na principu změny elektrického odporu kovu v závislosti na měnící se teplotě. Dále využíváme ke snímání teploty termočláanky nebo termistorová čidla (Navrátil, Rosina, 2005; Svoboda et al., 2006).

Pro všechny výše jmenované teploměry a čidla je při měření důležitý přímý kontakt tělesa, jehož teplotu chceme měřit s měřicím přístrojem (Svoboda et al., 2006). Díky kontaktu při měření nazýváme tyto metody dotykové. Mohou mít neinvazivní nebo invazivní charakter. Při měření teploty invazivní metodou je snímač teploty vložen přímo dovnitř do organismu (Navrátil, Rosina, 2005).

Dnešní moderní technologie umožňují také bezdotykové (bezkontaktní) snímání teploty. Patří k nim například termovize. Termovize je schopna detekovat infračervené záření vyzařované pozorovaným objektem, převést ho na teplotu a následně zobrazit teplotní rozložení povrchu objektu (Lysenko, 2005).

Kromě termovize k bezdotykovému snímání povrchové teploty se používají infračervené teploměry. Měření infračervenými teploměry je velmi jednoduché a rychlé. Umožňuje měření teploty příliš teplých předmětů (až 3000 °C), vzdálených ploch, pohybujících se předmětů nebo předmětů pod napětím. Pro přesnost měření je nutné znát emisivitu pozorovaných materiálů. Emisivita vyjadřuje míru schopnosti předmětu (materiálu) vyzařovat infračervené záření. Její hodnoty se pohybují v rozmezí od 0 do 1. Emisivitu 0 mají lesklé předměty (zrcadlo), naopak 1 černé těleso (Lysenko, 2005).

Lidská kůže se chová téměř jako černé těleso, její emisivita nabývá hodnoty $0,98 \pm 0,01$, nezávisle na hodnotě vlnové délky (Steketee, 1973). Pigmentace kůže hodnotu emisivity neovlivňuje (Jones, Plassman in Villaseñor–Mora, Sánchez–Marin, Calixto–Carrera, 2009).

2.5.1 Měření tělesné teploty

Mezi základní diagnostické údaje patří záznamy o průběhu změn tělesné teploty. Tělesná teplota bývá nejčastěji měřena v axile, lze ji měřit také v ústech, na čele, v zevním zvukovodu, v oblasti vaginy nebo rekta. Získané hodnoty se mezi sebou mohou lišit (viz. kapitola 2.3).

K měření tělesné teploty se dříve v běžné praxi v nemocničních a jiných ambulantních zařízeních používaly lékařské rtuťové teploměry. Jejich užití je nyní, v důsledku nařízení Evropské Unie, zakázáno. Jejich funkci nahradily infračervené lékařské bezkontaktní teploměry nebo digitální teploměry.

Teplota tělesného jádra bývala v minulosti snímána zejména v oblasti rekta. Měření bývá velmi nepříjemné, hrozí zde i protržení recta. Lefrant et al. (2003) ve své studii na pacientech v intenzivní péči porovnávali teplotu naměřenou v arteria pulmonaris s jinými segmenty těla. Teplotě krve proudící v arteria pulmonaris nejpřesněji odpovídala teplota naměřená elektronickým teploměrem v oblasti močového měchýře ($-0,21 \pm 0,2$ °C) a jícnu ($0,11 \pm 0,3$ °C), teplota naměřená elektronickým rektálním teploměrem se lišila o $-0,07 \pm 0,4$ °C.

Kromě teploty tělesného jádra můžeme měřit teplotu kůže, podkoží nebo intramuskulární teplotu. Jejich hodnoty bývají získávány prostřednictvím termočlánků, termistorových čidel nebo bezkontaktních infračervených teploměrů. Použití termočlánků a termistorových čidel není finančně nijak nákladné. Během jejich aplikace

může docházet k porušení vodičů propojujících čidla s data loggerem (Van Marken Lichtenbelt et al., 2006).

K měření teploty kůže během klidu i během pohybu v teplém či chladném prostředí je vhodné použít termistorová čidla nebo bezkontaktní infračervený teploměr. Bylo prokázáno, že výsledky měření obou metod se shodují (Buono et al., 2007).

K měření podkožní a intramuskulární teploty užíváme většinou invazivních metod. Teplotní čidla jsou nejčastěji v podobě termočlánků nebo termistorů zaváděna pod kůži do různé hloubky tkání, jak dokládají např. studie Longa et al. (2005) nebo Faulknera et al. (2013) a jiné.

Při měření jakékoli tělesné teploty platí, že získané výsledky jsou závislé na místním metabolismu pozorovaných tkání, jejich schopnosti vést teplo a krevním průtokem. Přesnost a platnost výsledků měření musí být vždy porovnávána vzhledem k cílům daného výzkumu (Taylor, Tipton, Kenny, 2014).

2.6 Zobrazovací metody

Od vzniku prvního diagnostického přístroje uplynulo již několik desetiletí. Za tuto dobu se přístroje velmi zdokonalily a staly nedílnou pomůckou a součástí diagnostického vyšetření.

Počátky ultrasonografie spadají již do 50. let minulého století (Wild, Neal in Pillen, 2010). Ultrasonografie se od té doby postupně vyvíjela, až se stala asi nejčastěji využívaným diagnostickým vyšetřením používaným v běžné praxi. Díky svým minimálním vedlejším účinkům, dostupnosti a nízké ceně výkonu je ultrasonografie užívána u většiny odborných lékařských specializací (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012).

2.6.1 Ultrasonografie

Ultrazvuk (UZ) představuje podélné mechanicko-elastické kmity o frekvenci vyšší než 20 000 Hz, které se šíří prostředím pomocí vlnění. Nositelem vlnění jsou samotné molekuly prostředí. V ultrasonografii je užíváno ultrazvukových vln o frekvenci od 2 do 10 MHz, při endoluminálním vyšetření až 50 MHz. Vlny se v biologických tkáních dokáží šířit rychlostí téměř $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Bhargava, 2002; Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012).

Mezi základní fyzikální vlastnosti UZ řadíme odraz, lom a rozptyl. Vznikají na rozhraní dvou prostředí. Další vlastností UZ je možnost interference. Nastává v případě překryvu dvou či více akustických vln. Pokud tyto vlny kmitají se stejnou fází, při jejich střetu dochází k jejich zesílení, v případě, že jsou jejich fáze odlišné, je tomu přesně naopak. Posledním fyzikálním jevem, který souvisí s aplikací UZ, je absorpce. Při průchodu tkáněmi energie ultrazvukového vlnění postupně slábne a přeměňuje se na teplo. Vlnění je absorbováno. Čím je frekvence ultrazvukového vlnění vyšší, tím vyšší je i jeho absorpce (Dietrich et al., 2008).

Hlavním zdrojem UZ vlnění jsou látky s piezoelektrickými vlastnostmi. Řadíme mezi ně např. niobát olova nebo bariumtitarát (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012). Jedná se o krystalky, jež se vlivem působení tlaku akustických vln deformují a produkují elektrické impulzy. Tento jev nazýváme jako piezoelektrický efekt. Při vysílání UZ vlnění probíhá tento efekt přesně naopak. Vyšetřovací sonda v sobě obsahuje několik takovýchto krystalů, ty dokáží po přijetí elektrických impulzů produkovat UZ vlnění o různé frekvenci (Hofer, 2005). Vzniklé vlnění po přiložení sondy proniká do organismu a odráží se od vnitřních rozhraní tkání. Echo je nazývána ta část signálu, která se vrací zpět k piezoelektrickému krystalu, kde se podílí na tvorbě elektrického signálu. Pro zlepšení přenosu UZ vlnění do tkání je na povrch těla v místě vyšetření nanášen kontaktní gel (Dietrich et al., 2008).

Přístroj pro ultrasonografické vyšetření se kromě vyšetřovací sondy skládá ještě z monitoru, elektronické jednotky sonografu a kabelů k připojení sondy (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012).

Vyšetřovací sondy můžeme dělit na lineární, sektorové a konvexní. Liší se od sebe tvarem ultrazvukového pole a vysílanou frekvencí. Lineární sonda zobrazuje pravoúhlý obraz, je nejvíce vhodná pro měřicí účely. Při užití sektorové sondy má výsledný obraz tvar vějíře. Zobrazované pole má úzkou základnu, směrem do hloubky dochází k jeho postupnému rozšíření. Konvexní sonda je kombinací obou předchozích typů (Hofer, 2005; Navrátil, Rosina, 2005).

Jednorozměrné zobrazení A (A-mode) je nejstarší metodou ultrazvukového zobrazení. Všechny novější ultrazvukové zobrazovací metody z něj vycházejí. V současné diagnostické praxi nachází své uplatnění v oftalmologii, otorinolaryngologii nebo echoencefalografii (Bhargava, 2002; Dietrich et al., 2008).

K významnému pokroku v oblasti ultrasonografie přispělo objevení dvojrozměrného zobrazení B. Při vyšetření se na monitoru přístroje zobrazují jednotlivé odražené ultrazvukové vlny neboli echa, jako body o různém jasů. Barva (jas) každého zobrazeného bodu odpovídá intenzitě echosignálu odraženého od různých rozhraní tkání. Úměrně s jeho intenzitou stoupá i jas odpovídajícího bodu. Výsledný obraz je na monitoru zobrazen v různých odstínech šedi. Aby byl výsledný obraz dvojrozměrného charakteru, musí před každým novým vysláním ultrazvukového impulzu dojít k jeho laterálnímu posunu. Záleží také na typu použité vyšetřovací sondy (Dietrich et al., 2008; Navrátil, Rosina, 2005).

Tkáně, dle jejich echogenity (odrazivosti), dělíme na hyperechogenní, na ultrazvukovém snímku mají světlou barvu, naopak hypoechogenní tkáně mají barvu tmavou a anechogenní tkáně (např. krev nebo žluč) až černou (Hofer, 2005). Echogenita zdravé svalové tkáně je nízká. Ve výsledném UZ zobrazení mají tedy svaly téměř černou barvu. Šlachy a nervy jsou oproti zdravým svalům hyperechogenní, zatímco cévy hypo- až anechogenní (Pillen, 2010).

Množství svalové tkáně s přibývajícím věkem klesá. Naopak se zvyšuje vláknitost svalu a množství intramuskulárního tuku. Arts et al. (2010) ve své studii zjišťovali a porovnávali tloušťku a echogenitu pěti různých svalových skupin u dospělých. U obou pohlaví se projeví pravo-levé rozdíly na horních končetinách, ukázalo se však, že korelace tloušťky svalové tkáně s věkem je nelineární. Tloušťka svalové tkáně byla u mužů prokazatelně vyšší, u žen byla zjištěna vyšší echogenita.

Dalším typem sonografického vyšetření je M-zobrazení. Svě uplatnění nachází v oblasti echokardiografie při sledování rychlých pohybů srdečních chlopní nebo srdečních stěn. Ultrazvukový paprsek se během vyšetření nepohybuje, setrvává neměně nad pozorovanou tkání. Tělesné struktury, které se vůči sondě nepohybují, jsou na monitoru přístroje zobrazovány v horizontálních liniích. Časovou závislost polohy struktury, pohybující se v rovině snímání, lze zaznamenávat a vyhodnocovat (Gill, 2012).

Dopplerova jevu, jež byl poprvé popsán v roce 1842 Christianem A. Dopplerem, je využíváno v cévní diagnostice. Dochází-li k přiblížení zdroje zvuku o konstantní frekvenci k pozorovateli, vnímá pozorovatel zvuk o vyšším kmitočtu. Přesně opačně je tento efekt pozorovatelem vnímán, pokud se zdroj zvuku od pozorovatele vzdaluje.

Tohoto jevu je docíleno i v případě, kdy poloha zdroje vlnění zůstává neměnná. Vlnění se odráží od pohybujícího se elementu (Hrazdira, Mornstein, Škorpíková, 2006). Při zobrazení kardiovaskulárního aparátu jsou tímto odrazovým elementem červené krvinky, které se v krvi pohybují. Frekvence signálů odražených od červených krvinek se od frekvence signálu emitovaných paprsků liší. Dopplerova jevu užíváme k výpočtu rychlosti proudění krve (Schäberle, 2011).

Ultrasonografie se neustále vyvíjí a zdokonaluje. Nejnovější dostupné metody popisují ve svých publikacích z výše uvedených autorů Hofer (2005) a Gill (2012).

2.6.2 Zobrazení měkkých tkání pomocí ultrasonografie

Ultrasonografie společně s magnetickou rezonancí (MRI) patří mezi nejvíce využívané vyšetřovací metody muskuloskeletálního aparátu. Nejnovější ultrasonografické metody se uplatňují v diagnostice sportovních, ale i nesportovních úrazů, a to zejména ruptur šlach a svalů, dále v diagnostice tendinóz, tenosynovitid, popřípadě i poranění vazů a chrupavek. Ultrasonografie dosahuje srovnatelných výsledků jako vyšetření MRI (Torrianni, Kattapuram, 2003).

Poranění svalů se projevuje hematodem. Na monitoru ultrazvukového přístroje je hematod zobrazován jako hypoechogenní ložisko s nepravidelným hyperechogenním lemem. Během zánětu můžeme v postižené oblasti tkáně pozorovat volnou tekutinu. Pro potvrzení ruptur a parciálních ruptur šlach a vazů bývá někdy vhodnější použít raději magnetickou rezonanci (Nekula, 2001).

Konkrétně musculus quadriceps femoris vyšetřujeme vleže za zádech s kyčelním a kolenním kloubem v neutrálním postavení. Pro zobrazení všech částí svalů je nutné uvést dle potřeby končetinu do zevní nebo vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Dle tloušťky svalu bývá při diagnostice užito lineární sondy o frekvenci 5-12 MHz, nižší frekvence sondy (5 MHz) umožňuje průnik do hlouběji uložených tkání. Přesný popis provedení axiálního a longitudinálního scanu m. quadriceps femoris ve svém článku popisují Pasta et al. (2010).

Dříve bylo k hodnocení svalového průřezu a objemu svalu preferováno užívání magnetické rezonance. Ukázalo se však, že srovnatelnou metodou pro tyto účely může být i statické zobrazení B (Walton, Roberts, Whitehouse, 1997). Dnes již standardně prostřednictvím ultrasonografie dokážeme u jednotlivých svalů změřit tloušťku, délku

svalového fasciklu nebo úhel zpeření svalu (pennation angle). Měření lze provést během statické i dynamické kontrakce svalu (Hodges et al., 2003).

Jak potvrdili Uremović et al. (2004), ve své studii prováděné na pacientech po poranění kolenního kloubu, ultrazvuk je vhodnou metodou ke sledování objemových změn svalu. Objem m. quadriceps femoris a m. vastus intermedius se po týdnu imobilizace, oproti měření provedenému 24 hodin po úraze významně, snížil ($p < 0,001$). Po šesti týdnech rehabilitace bylo u 54,1 % pacientů dosaženo plného návratu svalového objemu u m. rectus femoris, u vastus medius pouze u 25,4 % pacientů ($p < 0,05$).

Ultrasonografie byla použita například k určení tloušťky musculus quadriceps femoris u zdravých jedinců (Arts et al., 2009), nemocných jedinců trpících osteoartritidou (Koca et al., 2014) nebo u pacientů v intenzivní péči (Gruther et al., 2008). Hodnocení tloušťky svalu v sobě zahrnovalo, jak tloušťku m. rectus femoris, tak i m. vastus intermedius.

Tloušťku samotného m. rectus femoris pomocí ultrazvuku měřili například Berger et al. (2015). V rámci jejich práce bylo zjištěno, že tloušťka m. rectus femoris měřená z ultrazvukového vyšetření koreluje průkazně s množstvím svalové hmoty hodnocené DEXA (Double energy X-ray absorptiometry). U starších jedinců (nad 61 let) byla naměřena nižší hmotnost svalové hmoty a horší ultrazvukové parametry než u mladších jedinců (20-55 let).

Průměr (tloušťka) m. rectus femoris může být spolehlivě hodnocen prostřednictvím B mode ultrasonografie u starších pacientů trpících onemocněním koronárních arterií (Thomaes et al., 2012). Měření průměru svalu ve dvou po sobě následujících dnech na 25 probandech neprokázalo žádný významný rozdíl ($0,02 \pm 0,1$ cm, $p = 0,4$). Průměrná hodnota průměru svalu měřená první den nabývala hodnoty 1,593 cm a druhý den 1,609 cm.

2.7 Studie zabývající se zkoumáním účinků pozitivní a negativní termoterapie na lidské tělo

Do této kapitoly bude zařazeno několik prací, které se zabývají studiem účinků lokální pozitivní a negativní termoterapie na lidské tělo, zejména tedy na svalovou tkáň. Charakter prací je různorodý, všechny se však soustředí se na problematiku související

s aplikací lokálního tepla či chladu. Práce byly vypracovány různými autory odlišných národností, všechny jsou dostupné na internetových stránkách nebo v databázi Národní lékařské knihovny.

2.7.1 Studie „Effects of cooling on human skin and skeletal muscle“

Cílem této studie bylo zkoumání vlivu působení chladu na lokální teplotu a cirkulaci krve v oblasti kůže a kosterního svalu v závislosti na různých teplotách chladicího média. Studie byla provedena v Japonsku skupinou vědců v čele s Osamu Yanagisava (Yanagisava et al., 2007).

Výzkumu se účastnilo 10 zdravých mužů průměrného věku $24,9 \pm 5,1$ let. V rámci studie byla probandům, prostřednictvím termočlánku připevněného na kůži do oblasti pravé holeně, snímána teplota kůže. Intramuskulární teplota byla měřena pomocí 22-rozchodné teplotní sondy, zanořené do oblasti dorziflexorů hlezenního kloubu vpravo. Body pro měření teploty byly lokalizovány 3 cm (sval- povrchové měření), 4 cm (teplota kůže) a 5 cm (sval- hloubkové měření) laterálně k přední hraně tibie v 75% vzdálenosti mezi hlavičkou fibuly a malleolus medialis. Pro měření okysličení, odkysličení, celkového množství hemoglobinu/myoglobinu v kůži a ve svalu bylo užito blízké infračervené spektroskopie. Hodnota tloušťky podkožní tukové vrstvy byla získána vyšetřením magnetickou rezonancí (Yanagisava et al., 2007).

Před vlastním sběrem dat museli probandí pro ustálení měřených hodnot ležet v klidu na zádech nejméně 10 minut. Po 10 minutách ležení v klidu následovala 30 minutová aplikace chladové terapie a následně 60 minutová zotavovací fáze. K ochlazování tkání byl užit chladicí přístroj (LTB-400, AS ONE, Japan). Ochlazování bylo prováděno skrze chladicí polštářky s cirkulující vodou o teplotě 0,10, nebo 20 °C připevněných pomocí elastické pásky do oblasti dorziflexorů pravého hlezenního kloubu. Každý z probandů prošel postupně měřením se všemi třemi rozdílnými teplotami chladících polštářků (Yanagisava et al., 2007).

Průměrná hodnota tloušťky podkožní tukové tkáně probandů se pohybovala v rozmezí $0,26 \pm 0,06$ cm, určila výchozí hodnotu pro měření povrchové teploty svalu. Hluboká teplota svalu byla měřena v hloubce $0,29 \pm 0,07$ cm (Yanagisava et al., 2007).

Během fáze ochlazování, za podmínek nastavení teploty chladících polštářků na 0, 10, 20 °C, došlo vždy ke snížení hodnot u všech tří sledovaných teplot, tedy jak u teploty kůže, tak i povrchové a hluboké teploty svalu ($P < 0,01$). Po odstranění

chladového média se všechny tři měřené teploty začaly zvyšovat. Během fáze remise se jim nikdy nepodařilo dosáhnout původních hodnot, jež byly naměřeny před ochlazováním ($P < 0,01$). Ochlazování médiem o teplotě $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ bylo dosaženo průkazně nižších naměřených hodnot teploty kůže ($p < 0,01$), než při teplotě média nastaveného na 10 a $20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Z výsledků studie tedy vyplývá, že míra poklesu teploty tkání závisí vždy na teplotě chladového média (Yanagisava et al., 2007).

Při ochlazování nebyly naměřeny žádné signifikantní rozdíly hodnot hladiny koncentrace hemoglobinu a myoglobinu, a to v případě všech tří rozdílných nastavení chladících polštářků. Nižší hodnoty byly zaznamenány při ochlazování chladícími polštářky o teplotě 0° a $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ oproti teplotě $20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Během fáze remise nedošlo k návratu na výchozí naměřené hodnoty (Yanagisava et al., 2007).

2.7.2 Studie „The Relationship between Intramuscular Temperature, Skin Temperature and Adipose Thickness During Cryotherapy and Rewarming“

Jutte et al. (2001, s. 845) se ve své studii pokoušeli zjistit vztahy mezi intramuskulární teplotou, teplotou kůže a tloušťkou tukové vrstvy během kryoterapie a zahřívání.

Do studie se zapojilo 15 probandů, jejichž tloušťka kožní řasy v oblasti stehna DKK byla menší než 40 mm . Všem účastníkům výzkumu byla nejdříve v poloze vleže na zádech do oblasti přední strany pravého stehna aplikována po dobu 30 minut lokální kryoterapie ve formě kostek ledu obalených v elastickém obalu. Poté následovalo 120 min. ležení v klidu (zahřívací fáze). Během studie bylo měřeno 5 závislých proměnných: teplota kůže, teplota tělesného jádra, tloušťka podkožní tukové tkáně, teplota místnosti a čas. Teplota kůže, intramuskulární teplota (2 cm pod vrstvou kůže) a teplota okolí byly měřeny pomocí termočlásku. Thermoscan model HM3 byl použit ke snímání teploty tělesného jádra. K měření kožní řasy byl užit kaliper. Všechny měřené teploty byly snímány po 30 sekundových intervalech. Pro určení intramuskulární (IM) teploty, ve fázi ochlazování a fázi znovu zahřívání, byl vytvořen více regresní model, došlo k vytvoření dvou lineárních rovnic, podle kterých měla být IM teplota vypočítána (Jutte et al., 2001).

Z výsledků studie vyplývá, že během fáze ochlazování klesla jak IM teplota, tak i teplota povrchu těla. Po odejmutí zdroje chladu došlo ihned ke zvýšení teploty povrchu těla, zatímco IM teplota několik minut ještě stále klesala. Během 120 minut

zahřívací fáze se zvýšila teplota povrchu těla na ještě vyšší hodnotu, než byla naměřena před aplikací sáčků s ledem, ale IM teplota se za tuto dobu nevrátila na svoji původní hodnotu. IM teplota, určená pomocí ochlazovací rovnice, se shodovala s naměřenými hodnotami na 76 %. Zahřívací rovnice byla přesná z 81 %. Jako nejlepší proměnná určující IM teplotu se ukázal čas, viz. Příloha č. 4 (Jutte et al., 2001).

2.7.3 Studie „A Comparison of Thermotherapy and Cryotherapy in Enhancing Supine, Extended-leg, Hip Flexion“

Julie Minton (1993) se snažila porovnat účinek působení kryoterapie ve formě kryosáčků a termoterapie v podobně vlhkých horkých polštářků aplikovaných na zadní oblast stehna na rozsah flexe kyčelního kloubu. Cílem bylo zjistit, zda aplikace dvou různých zdrojů tepla má vliv na zvětšení úhlu flexe v kyčelním kloubu.

Studie se zúčastnilo 18 zdravých probandů, 13 žen a 5 mužů. Flexe kyčelního kloubu byla vyšetřena vleže na zádech při maximálním možném pasivním pohybu nataženou PDK do flexe. Dosažený úhel rozsahu pohybu byl změřen pomocí goniometru. Úhel dosažené flexe kyčelního kloubu byl měřen vždy před vlastní aplikací kryosáčků nebo vlhkých horkých polštářků a následně po 20 minutách jejich aplikace. Měření s kryosáčky a vlhkými horkými sáčky probíhalo v odlišný den (Minton, 1993).

Z výsledků studie vyplývá (Příloha č. 5), že oba typy terapie zlepšily rozsah pohybu kyčelního kloubu do flexe, mezi jejich účinkem nebyl shledán žádný signifikantní rozdíl (Minton, 1993).

3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY

Cílem této diplomové práce bylo sledování a vyhodnocení změn příčného průřezu musculus rectus femoris v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla prostřednictvím ultrazvukového vyšetření. Příčný průřez svalu byl charakterizován dvěma rozměry: ventrodorzální rozměr (VDDM - ventrodorsal dimension of muscle) daný vzdáleností mezi povrchovou fascií svalu a dolním okrajem svalu při femuru a lateromediální rozměr (LMDM – lateromedial dimension of muscle) daný vzdáleností mezi svalovým septem obsaženým uvnitř svalu a mediálním okrajem svalu. K ovlivnění povrchové teploty těla nad pozorovaným svalem bylo v rámci studie použito čtyř vybraných běžně využívaných forem lokální pozitivní a negativní termoterapie.

Dále byl zhodnocen vliv jednotlivých forem lokální termoterapie, pohlaví a tloušťky kožní řasy na změny VDDM a LMDM.

V průběhu studie došlo také k porovnání účinku rozdílných terapeutických prostředků na povrchovou teplotu těla, určení termodynamiky jednotlivých médií a výběru vhodných terapeutických metod.

Cílem analýzy získaných dat bylo odpovědět na níže položené výzkumné otázky.

3.1 Úkoly práce – projekt výzkumu

1. Vyhledat a provést rešerši dostupné literatury a článků souvisejících s problematikou aplikace lokální pozitivní a negativní termoterapie na lidské tělo, a to zejména jejich vlivu na kosterní svalstvo, povrchovou teplotu těla a intramuskulární teplotu, dále také srovnání účinků různých aplikačních modalit tepla či chladu na povrchovou teplotu těla. V úvodní části práce byly teoreticky nastíněny anatomické, fyziologické, fyzikální a sonografické poznatky související s danou problematikou a obecně uvedeno také téma termoterapie.
2. Stanovit parametry, které chci ve své diplomové práci sledovat (VDDM, LMDM, povrchová teplota těla, tloušťka kožní řasy, termodynamika tepelného média, termodynamika bavlněného ručníku, bavlněné látky, izotermické fólie).

3. Najít vhodné probandy – zvolit si vhodný a dostupný vzorek sledované populace lidí.
4. Provést experiment.
5. Zvolit vhodnou metodiku pro zpracování dat, způsob jejich kódování a vyhodnocení.
6. Zpracovat výsledky - práce s daty, zanesení do programu, kódování, vyhodnocení dat.
7. Kritické zhodnocení získaných dat.

3.2 Výzkumné otázky

Otázka č. 1: Která z běžně používaných forem lokální negativní termoterapie způsobuje největší pokles povrchové teploty těla?

Otázka č. 2: Která z běžně používaných forem lokální pozitivní termoterapie způsobuje největší nárůst povrchové teploty těla?

Otázka č. 3: Jak se změní VDDM a LMDM m. rectus femoris vlivem aplikace vybraných forem lokální termoterapie (nahřátý Rašelinový nosič tepla, infrazářič InfraPhil HP3616, zmražený gelový sáček Cryoflex, Cryogen 3)?

Otázka č. 4: Ovlivňuje použitý fyzikální princip přenosu tepla změny VDDM a LMDM u jednotlivců?

Otázka č. 5: Způsobují výraznější změny povrchové teploty těla větší změny VDDM a LMDM?

Otázka č. 6: Má pohlaví a tloušťka kožní řasy vliv na změny VDDM a LMDM m. rectus femoris?

3.3 Hypotézy

Hypotéza č. 1: Větší pokles povrchové teploty těla způsobuje odebrání tepla kondukcí než konvekcí.

Hypotéza č. 2: Větší růst povrchové teploty těla způsobuje přenos tepla radiací než kondukcí.

Hypotéza č. 3: V důsledku změn prokrvení, které aplikace tepla nebo chladu způsobuje,

- a) dojde po aplikaci nahřátého Rašelinového nosiče tepla o teplotě 70 °C zabaleného do bavlněného ručníku a infračerveného záření aplikovaného přístrojem InfraPhil HP3616 ke zvětšení VDDM a LMDM,
- b) po aplikaci zmraženého gelového sáčku Cryoflex o teplotě -20 °C zabaleného do bavlněné látky a proudění páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 se VDDM a LMDM zvětší.

Hypotéza č. 4: Přívádění tepla radiací a kondukcí má u probandů se zkráceným m. rectus femoris stejný účinek na změny VDDM a LMDM.

Hypotéza č. 5: Očekává se, že

- a) čím větší je nárůst povrchové teploty těla po aplikaci vybraných médií pozitivní termoterapie, tím větší tendenci má VDDM a LMDM se zvětšovat,
- b) čím větší je pokles povrchové teploty těla po aplikaci vybraných médií negativní termoterapie, tím větší má VDDM a LMDM tendenci se zvětšovat.

Hypotéza č. 6: Muži mají tloušťku kožní řasy slabší, tudíž teplo a chlad pronikají snadněji a rychleji do hloubky tkání, změny VDDM a LMDM by měly být výraznější. U probandů s tloušťkou kožní řasy ≥ 24 mm očekávám sledované změny menší.

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Výzkumná metodologie

Uskutečnění studie na vybraných dobrovolnících předcházelo vybrání vhodné terapeutické metody, které svým působením na povrch těla v oblasti přední strany stehů dolních končetin co nejvíce ovlivňuje povrchovou teplotu těla, a to jak ve smyslu růstu, tak i poklesu povrchové teploty. K tomuto účelu bylo provedeno několik experimentů v průběhu února - dubna 2015.

Vlastního provedení studie v červnu 2015 se zúčastnilo 12 probandů ve věku od 20 do 30 let.

Ve výsledcích diplomové práce byly vyhodnoceny změny VDDM a LMDM musculus rectus femoris v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla ovlivněné vybranými formami lokální pozitivní a negativní termoterapie.

Projekt byl odsouhlasen Etickou komisí UK FTVS v Praze (Příloha č. 1).

4.2 Výběr vhodné terapeutické metody

4.2.1 Výzkumný soubor

Experimenty, během kterých došlo k výběru vhodné terapeutické metody, byly provedeny na mé vlastní osobě.

4.2.2 Měřicí techniky

Měření povrchové teploty těla

Povrchová teplota těla v oblasti přední strany stehů dolních končetin byla snímána profesionálním infračerveným teploměrem CEM DT-8862. Místo snímání bylo lokalizováno na pomyslné spojnici mezi spina iliaca anterior superior a basis patellae ve vzdálenosti 15, 20 a 25 cm od vrcholu patelly, tyto body byly na kůži vyznačeny černým lihovým fixem jako malé křížky. Vždy před měřením povrchové teploty těla byla nastavena hodnota emisivity na hodnotu 0,98 (lidská kůže). Měření teploty probíhalo kolmo ve vzdálenosti 12 cm od povrchu těla.

Měření teploty černého bavlněného ručníku, černé bavlněné látky, stříbrné izotermické fólie

Teplota bavlněného ručníku a látky byla snímána pouze na kontaktní straně přiložené během aplikace na povrch končetiny profesionálním infračerveným teploměrem CEM DT-8862. Na středu ručníku a látky, 5 cm nad a pod středem byly vyšity bavlnkou křížky, v případě izotermické fólie černá kolečka o průměru 1 cm². Během snímání teploty ručníku byly vždy laserové paprsky teploměru zaměřeny do těchto bodů. Měření probíhalo kolmo ve vzdálenosti 12 cm od povrchu ručníku a látky. Emisivita byla na přístroji nastavena na hodnotu 0,90 (emisivita textilie), v případě izotermické fólie na hodnotu 0,95.

Měření teploty média

Teplota média byla měřena pomocí profesionálního infračerveného teploměru CEM DT-8862. Měření probíhalo jak na kontaktní straně média (plocha přiložená směrem ke končetině), tak na zevní straně použitého média. Na použitém nosiči tepla byly na středu, 5 cm nad a pod ním vyznačeny černým lihovým fixem tečky o ploše 1 cm². Při měření byly vždy laserové paprsky zaměřeny ve vzdálenosti 12 cm od povrchu média právě do těchto bodů. Emisivita byla nastavena na hodnotu 0,90.

Měření pokojové teploty a vlhkosti vzduchu

Pokojová teplota a vlhkost vzduchu byla měřena interiérovým teploměrem – vlhkoměrem CEM DT-322.

4.2.3 Prostředky fyzikální terapie

K aplikaci lokální pozitivní a negativní termoterapie byly vybrány tyto terapeutické prostředky:

- Duotherm - gelový polštářek o rozměrech 11 x 30 cm. Gel obsažený uvnitř sáčku je složen z vyššího alkoholu, vody a identifikační příměsi.
- Cryoflex - gelový sáček o rozměrech 27 x 12 cm. Gel se skládá ze dvou složek: propylen glykolu a vody.
- Rašelinový termosáček SJH 605G - je vyplněn jemně mletou rašelinovou směsí. Jeho rozměry jsou 23 x 17,5 cm.
- Rašelinový nosič tepla od firmy Torf Ziegler - nosič v sobě obsahuje rašelinovou hmotu pastové konzistence. Jeho rozměry jsou 14 x 38 cm.

Všechna výše jmenovaná terapeutická média byla před terapií buď ohřata v ohřívači nosičů tepla na příslušnou teplotu od 40 do 70 °C, nebo naopak zmražena v mrazicím boxu na teplotu od -10 do -20 °C. Na střed přední strany stehna byla média aplikována samostatně nebo zabalená do černého bavlněného ručníku o rozměrech 30 x 50 cm (Duotherm, Cryoflex, Rašelinový termosáček) a 50 x 50 cm (Rašelinový nosič tepla) či zabalená do černé bavlněné látky o rozměrech 30 x 50 cm (Duotherm, Cryoflex, Rašelinový termosáček) a 50 x 50 cm (Rašelinový nosič tepla). Dále také do stříbrné izotermické fólie o rozměrech 50 x 50 cm. Při některých experimentech bylo zabalené médium připevněno pomocí therabandu ke končetině.

- Infrazářič InfraPhil 3616 od firmy Philips - přístroj dosahuje výkonu 150 W.
- Cryogen 3 - přístroj je využíván pro lokální kryostimulaci. Aplikované médium mělo teplotu až -165 °C, délka aplikace trvala 240 s.

4.2.4 Průběh experimentu a sběr dat

Měření probíhalo v období od února až do dubna roku 2015 v prostorách firmy Rehaland s.r.o, a v domácím prostředí. Aplikace ledové páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 se uskutečnila na Rehabilitaci Budějovická. Všechny provedené experimenty probíhaly za běžné pokojové teploty a vlhkosti vzduchu.

Proband v průběhu celého experimentu seděl na lehátku s nataženými a relaxovanými DKK v neutrálním postavení. Před začátkem aplikace vybraného terapeutického prostředku s jeho aktuální modifikací na střed stehna byla vždy nejdříve změřena povrchová teplota těla, teplota kontaktní plochy ručníku, látky nebo izotermické fólie, teplota kontaktní a zevní strany nosiče tepla. Následně proběhla 30 minutová aplikace vybraného média, během které byly v 5 minutových (u prvních 4 modifikací 2 minutových) intervalech měřeny jednotlivé teploty. Měření povrchové teploty těla, teploty ručníku, látky, fólie a teploty média probíhalo vždy ve stejném výše jmenovaném pořadí. Médium bylo vždy rychle odebráno z povrchu končetiny, následně změřeny všechny potřebné parametry a opět přiloženo zpět na povrch dolní končetiny.

V případě přístroje InfraPhil HP3616 byla měřena v 5 minutových intervalech během 30 minutové aplikace infračerveného záření pouze povrchová teplota těla. Měření povrchové teploty těla u aplikace páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 proběhlo před začátkem aplikace a ihned po jejím ukončení.

Měření s vybranými médii za aktuálně nastavených podmínek pro kontrolu proběhlo celkem třikrát. Teplotní hodnoty získané během experimentů byly průběžně zaznamenávány do tabulek.

4.2.5 Analýza a zpracování dat

Naměřená teplotní data byla vložena do tabulek programu Microsoft Excel 2010, kde byla zpracována do formy spojnicových grafů. Jednotlivé hodnoty a metody byly mezi sebou následně porovnány.

4.3 Výzkumný soubor

Studie se zúčastnilo 12 probandů ve věkové kategorii od 20-30 let. Podmínkou pro zařazení do studie byl celkový dobrý zdravotní stav probandů, nepřítomnost úrazů a jiných onemocnění v oblasti dolních končetin v uplynulém roce, dále nepřítomnost kontraindikací pro aplikaci lokální pozitivní a negativní termoterapie.

Před provedením studie byly všichni její účastníci slovně informováni o průběhu celé studie. Svůj dobrovolný souhlas s provedením výzkumu stvrdili podpisem Informovaného souhlasu (Příloha č. 2).

4.4 Měřící techniky

Měření tloušťky kožní řasy

Měření tloušťky kožní řasy v oblasti stehna bylo provedeno kaliperem BEST II K-501 od firmy Trystom. Kožní řasa v oblasti stehna byla měřena nad musculus quadriceps femoris 20 cm nad vrcholem patelly na linii mezi spina iliaca anterior superior a vrcholem patelly. Zkoumaná osoba při vyšetření ležela na zádech s extendovanými a relaxovanými DKK v neutrálním postavení. Kaliper byl vždy při měření kožní řasy přiložen na tělo kolmo k podélné ose stehna.

Měření povrchové teploty těla

Povrchová teplota těla v oblasti přední strany stehna byla snímána profesionálním infračerveným teploměrem CEM DT-8862. Místo snímání bylo lokalizováno na pomyslné linii mezi spina iliaca anterior superior a basis patellae, 20 cm nad vrcholem patelly. Nastavení přístroje a vzdálenost přístroje během měření od povrchu těla byly shodné s postupy popsány v kapitole 4.2.2. (Měření povrchové teploty těla).

Ultrazvukové vyšetření musculus rectus femoris

Ke zhotovení snímků m. rectus femoris byl použit B- mode ultrasonografie zprostředkované přístrojem značky Toshiba Famiio 8 (model SSA-530A). Vyšetření proběhlo za použití lineární sondy PLQ-805A o frekvenci 8 MHz. Na přístroji byl nastaven počet snímků za sekundu na 15 fps (frames per second), zesílení (BG) 80 dB a komprese (DR) 65 dB. Snímky svalu byly vyhotoveny panem MUDr. Jiřím Balákem, FEBU.

Vyšetření pozorovaného svalu probíhalo v oblasti přední části stehen obou dolních končetin ve vzdálenosti 20 cm od vrcholu basis patellae na pomyslné linii mezi spina iliaca anterior superior a vrcholem basis patellae. Probandi během vyšetření seděli na židli s relaxovanými DKK položenými v extenzi v neutrálním postavení na nízký stolek. Před vlastním zhotovením snímků byl probandům na místo vyšetření nanesen kontaktní gel.

Měření VDDM a LMDM musculus rectus femoris

K určení VDDM a LMDM byly použity ultrazvukové snímky musculus rectus femoris. Zvolené parametry byly získány prostřednictvím elektronického kaliperu zabudovaného v softwaru ultrazvukového přístroje na standardizovaných místech.

VDDM neboli předozadní (ventrodorzální) rozměr byla určena jako kolmá vzdálenost mezi povrchovou fascií svalu (v místě začátku svalového septa) a dolním okrajem svalu při femuru.

LMDM neboli lateromediální rozměr svalu byla změřena jako kolmá vzdálenost mezi svalovým septem (v místě jeho začátku) obsaženým uvnitř svalu a mediálním okrajem svalu.

Svalové septum je na snímku zobrazeno jako hyperechogenní linie (bílá linie) přibližně ve středu snímku směřující laterodistálně (lehce doprava a dolů). Svalstvo, vrstvy kůže a podkoží jsou na UZ snímku hypoechogenní (šedé barvy). Svalová septa, fascie svalu a kost jsou hyperechogenní, mají tedy bílou barvu. Za kostí je patrný akustický stín (černé barva). Popsané data lze spatřit v Příloze č. 35.

Měření pokojové teploty a vlhkosti vzduchu

Pokojová teplota a vlhkost vzduchu byla měřena interiérovým teploměrem – vlhkoměrem CEM DT-322.

4.5 Způsob aplikace fyzikální terapie

Pravá dolní končetina - přenos tepla radiací a odebrání tepla konvekcí

V rámci studie byla probandům na střed stehna pravé dolní končetiny nad musculus rectus femoris aplikována na základě předchozích experimentů lokální pozitivní termoterapie v podobě infračerveného záření prostřednictvím přístroje InfraPhil HP3616 a lokální negativní termoterapie prováděná přístrojem Cryogen 3.

Infračervené záření produkované přístrojem InfraPhil HP3616 o výkonu 150 W bylo aplikováno striktně ve vzdálenosti 30 cm od povrchu končetiny. Délka aplikace byla zvolena na 30 minut.

Proudění dusíkové páry vytvářené přístrojem Cryogen 3 bylo aplikováno dynamicky po dobu 2 x 3 minuty ve vzdálenosti nejméně 10 cm od pokožky. Teplota dusíkové páry se při výstupu z aplikační hadice pohybovala na teplotě cca -165 °C.

Levá dolní končetina - přivádění tepla a odebrání tepla kondukcí

K ovlivnění povrchové teploty na střed stehna levé dolní končetiny nad m. rectus femoris byly jako lokální pozitivní termoterapie vybrány na základě předchozích experimentů Rašelinové nosiče tepla od firmy Torf Ziegler a jako lokální negativní termoterapie zmražené gelové sáčky Cryoflex.

Rašelinové nosiče tepla byly před vlastní aplikací na povrch končetiny ohřáty v ohřívači nosičů tepla na teplotu 70 °C a následně zabaleny do černého bavlněného ručníku o rozměrech 50 x 50 cm. Délka aplikace Rašelinových nosičů tepla trvala 30 minut.

Gelové sáčky Cryoflex byly vloženy na několik hodin do mrazicího boxu, kde byly zmrazeny na teplotu -20 °C. Po vyjmutí z mrazicího boxu byly zabaleny do černé bavlněné látky o rozměru 30 x 50 cm a následně přiloženy na 30 minut na povrch končetiny.

Aplikace všech 4 použitých forem fyzikální terapie probíhala za běžné pokojové teploty a vlhkosti vzduchu.

4.6 Průběh experimentu a sběr dat

Experiment byl proveden 20. 6. 2015 v prostorách Lékařského domu společnosti MedicinaPlus s.r.o. v Praze. Každý z probandů podstoupil celý experiment pouze jednou.

Probandi byli před vlastním provedením experimentu tázáni na současný zdravotní stav, úrazy v oblasti dolních končetin a na několik dalších anamnestických údajů potřebných k vyloučení kontraindikací pro provedení lokální pozitivní a negativní termoterapie. Následně proběhlo seznámení s průběhem celého experimentu a podepsání informovaného souhlasu o účasti na studii k diplomové práci.

V úvodní části experimentu byl vyšetřen pohybový aparát. Vyšetření bylo zaměřeno na postavení pánve, joint play v oblasti pánve a bederní páteře a na míru zkrácení flexorů kyčelního kloubu při hodnocení dle Jandy. U všech sledovaných osob došlo také ke změření tloušťky kožní řasy. Všechny získané výsledky byly během vyšetření a měření zaznamenány do tabulek pod čísly probandů.

Hlavní část výzkumu probíhala vsedě současně na obou dolních končetinách. (Příloha č. 36). Probandi v průběhu celého experimentu seděli na židli opření zády o opěrátko, DKK měli relaxovány a položeny v extenzi v neutrálním postavení na nízký stolek.

Průběh experimentu na pravé dolní končetině

Před aplikací infračerveného záření (měření v čase 0) na střed přední strany stehna pravé dolní končetiny byla změřena povrchová teplota těla a zhotoveny snímky m. rectus femoris pomocí ultrazvukového přístroje. Po měření následovala 30 minutová aplikace infračerveného záření produkovaného přístrojem InfraPhil HP3616. Ihned po ukončení aplikace proběhlo další měření povrchové teploty těla a zhotovení ultrazvukových snímků svalu (měření v čase 1). Měření bylo vystřídáno 6 minutovou aplikací proudění páry kapalného dusíku vycházející z aplikační hadice přístroje Cryogen 3. Po ukončení aplikace chladu byla opět změřena povrchová teplota těla a pořízeny ultrazvukové snímky svalu (měření v čase 2).

Průběh experimentu na levé dolní končetině

První snímání povrchové teploty těla a vyhotovení ultrazvukových snímků svalu (měření v čase 0) proběhlo před započítáním 30 minutové aplikace nahřátého

Rašelinového nosiče tepla o teplotě 70 °C zabaleného do bavlněného ručníku. Po skončení aplikace proběhlo nové měření povrchové teploty těla a zhotovení ultrazvukových snímků svalu (měření v čase 1). Měření bylo následováno 30 minutovou aplikací gelového sáčku Cryoflex zmraženého na teplotu -20 °C zabaleného do bavlněné látky. Po ukončení 30 minutové aplikace gelového sáčku byla opět změřena povrchová teplota těla a pořízeny ultrazvukové snímky svalu (měření v čase 2). Časový harmonogram celého experimentu je znázorněn v Příloze č. 37.

Ultrazvukové snímky svalu byly průběžně během experimentu ukládány pod čísla probandů do paměti přístroje. Z jednotlivých snímků byly následně získány hodnoty VDDM a LMDM (viz. Příloha č. 35). Naměřené hodnoty povrchové teploty těla byly průběžně zapisovány do předem připravených tabulek.

4.7 Analýza a zpracování dat

Data získaná měřením VDDM A LMDM m. rectus femoris, povrchové teploty těla a tloušťky kožní řasy byla zpracována do tabulek v programu MS Excel 2010. Následně byly získané hodnoty porovnány mezi sebou u jednotlivých probandů a vybraných skupin probandů. Jednotlivé výsledky byly vloženy do tabulek a znázorněny v podobě výšečových, bodových, spojnicových a sloupcových grafů.

5 VÝSLEDKY

Zhodnocení výsledků je rozděleno do dvou částí. V první části jsou vyhodnoceny výsledky měření získané během experimentů prováděných na mé vlastní osobě. Z těchto naměřených dat byly následně vybrány čtyři nejefektivnější terapeutické metody lokální pozitivní a negativní termoterapie, které svou aplikací nejvíce ovlivnily povrchovou teplotu těla, a to jak ve smyslu nárůstu, tak i poklesu povrchové tělesné teploty. Druhá část studie z výsledků první části vychází, na základě dat naměřených z první části, byl stanoven postup experimentu v druhé části studie. Čtyři nejefektivnější metody vybrané v první části studie zde byly použity k ovlivnění povrchové teploty nad m. rectus femoris. Ve výsledcích jsou vyhodnocena data získaná v průběhu aplikace čtyř vybraných forem lokální pozitivní a negativní termoterapie na dvanácti dobrovolnících. Dochází zde k vyhodnocení a porovnání jednotlivých hodnot VDDM a LMDM a současně tak i objasnění reakce vybraného svalu na aplikaci teplého a studeného podnětu.

5.1 Vyhodnocení výsledků výběru vhodné terapeutické metody

V této části diplomové práce jsou vyhodnoceny a popsány výsledky experimentů prováděných na mé vlastní osobě. Bylo při nich použito 6 terapeutických medií používaných v běžné praxi k aplikaci lokální pozitivní a negativní termoterapie. Jsou jimi: Rašelinový nosič tepla, Rašelinový termosáček, gelový sáček Cryoflex, gelový polštářek Duotherm, infrazářič InfraPhil HP3616 a Cryogen 3. Všechny pokusy probíhaly za běžné pokojové teploty pohybující se na hodnotě $21,4 \pm 1,2$ °C a vlhkosti vzduchu 47 ± 7 %. Celkem bylo pořízeno 63 souborů záznamů časového průběhu změn povrchové teploty těla, teploty kontaktní plochy bavlněného ručníku, bavlněné látky, stříbrné izotermické fólie a kontaktní a zevní strany tepelného média. Pro kontrolu probíhalo vždy měření se zvoleným médiem a jeho aktuálním nastavením celkem třikrát. Jednotlivá měření se mezi sebou lišila teplotou použitého média, zabalením média do bavlněného ručníku nebo látky a stříbrné izotermické fólie, volným přiložením na povrch těla či pevným připevněním na povrch těla pomocí therabandu. Byly vyzkoušeny kombinace:

- Duotherm o teplotě -20 °C zabalený do ručníku
- Cryoflex o teplotě -10 °C zabalený do ručníku
- Duotherm o teplotě 50 °C zabalený do ručníku (Příloha č. 7)

- Cryoflex o teplotě 50 °C zabalený do ručníku
- Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do ručníku
- Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do namraženého ručníku
- Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do látky (Příloha č. 10)
- Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do látky připevněný therabandem ke končetině
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 °C zabalený do ručníku
- Rašelinový termosáček o teplotě 50 °C zabalený do ručníku
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 40 °C
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 °C
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 °C zabalený do izotermické fólie - matná strana přiložena k tělu (Příloha č. 9)
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 °C zabalený do izotermické fólie - lesklá strana přiložena k tělu (Příloha č. 8)
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 60 °C zabalený do látky
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 70 °C zabalený do ručníku (Příloha č. 12)
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 70°C zabalený do nahřátého ručníku
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 70 °C zabalený do ručníku připevněný therabandem ke končetině
- InfraPhil HP3616 (Příloha č. 13)
- Cryogen 3 (Příloha č. 11)
- Rašelinový nosič tepla o teplotě 70 °C zabalený do ručníku a na něho navazující aplikace Cryoflexu o teplotě -20 °C zabaleného do látky (Příloha č. 6)

V následujícím hodnocení jsou prezentována reprezentativní data nejlépe vystihující změny povrchové teploty těla v průběhu aplikace jednotlivých vybraných prostředků lokální pozitivní a negativní termoterapie v různých modifikacích. Data jsou uspořádána vzestupně, od metod nejméně vyhovujících po ty, které byly následně použity při experimentu prováděném na dvanácti dobrovolnících.

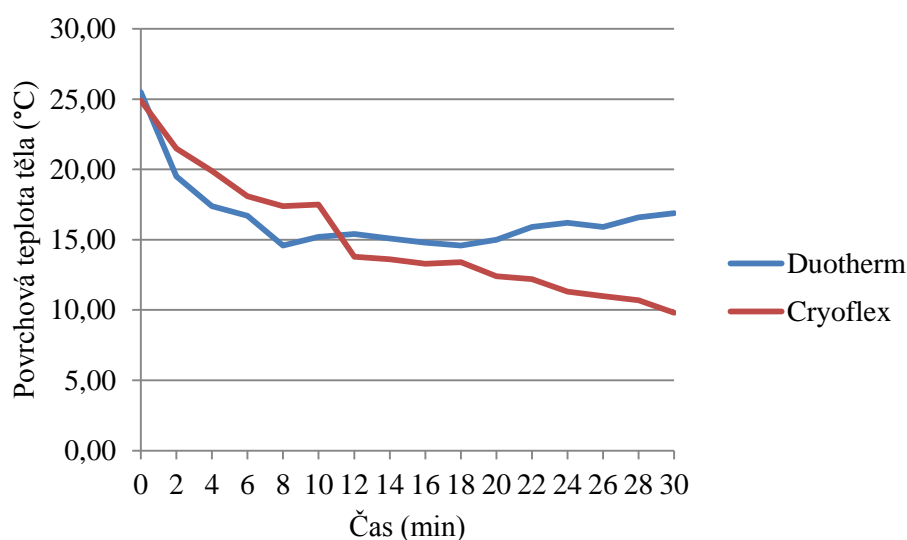
5.1.1 Zmražený Duotherm a Cryoflex

Gelový polštářek Duotherm byl před aplikací zmražen na teplotu -20 °C, gelový sáček Cryoflex na teplotu -10 °C, oba pak byly následně zabaleny do ručníku a aplikovány na střed stehna. Před prvním měřením se za shodný čas strávený

v mrazicím boxu nepodařilo sáček Cryoflex zmrazit na shodnou teplotu jako polštářek Duotherm. Z tohoto důvodu byly mezi sebou porovnány sáčky po zmražení o rozdílné počáteční teplotě.

Z dat získaných v průběhu pokusu (Graf č. 1) je patrné, že povrchová teplota těla začala ihned po přiložení médií na povrch těla klesat. V případě použití Duothermu byl pokles z počátku strmější, od 8. minuty aplikace se povrchová teplota těla ustálila přibližně na 15 °C, od 18. minuty začala opět mírně stoupat. Oproti tomu povrchová teplota těla během aplikace Cryoflexu stále mírně klesala. Ačkoli byla výchozí teplota Cryoflexu o deset stupňů vyšší, bylo vlivem jeho aplikace dosaženo nižších hodnot povrchové teploty těla.

Graf č. 1: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Duothermu zmraženého na teplotu -20 °C a Cryoflexu zmraženého na teplotu -10°C zabalených do ručníku

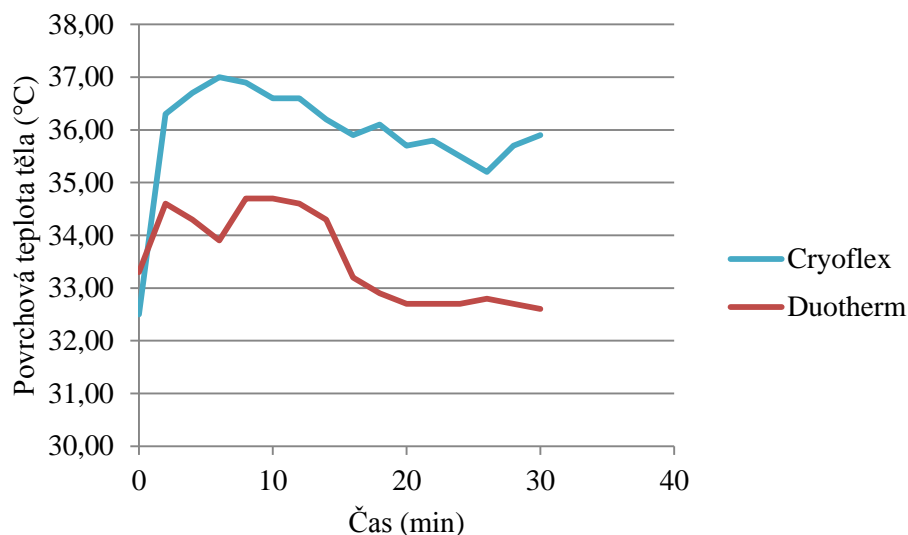


5.1.2 Nahřátý Duotherm a Cryoflex

Duotherm a Cryoflex byly před aplikací na povrch končetiny zahřáty v ohřívači nosičů tepla na teplotu 50 °C a následně zabaleny do bavlněného ručníku. Ačkoliv byla obě tepelná média aplikována za stejných podmínek, z naměřených hodnot vyplývá, že působením Cryoflexu bylo dosaženo vyšších hodnot povrchové teploty těla (Graf č. 2). Měření teploty Duothermu v průběhu aplikace prokázalo veliké tepelné ztráty termosáčku, a tedy i nižší účinek na povrchovou teplotu těla.

Na základě těchto i výše uvedených výsledků (kapitola 5.1.1), byl pro další pokusy vybrán pouze gelový sáček Cryoflex.

Graf č. 2: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace gelového polštářku Duotherm a gelového sáčku Cryoflex nahřátých na teplotu 50 °C zabalených do ručníku

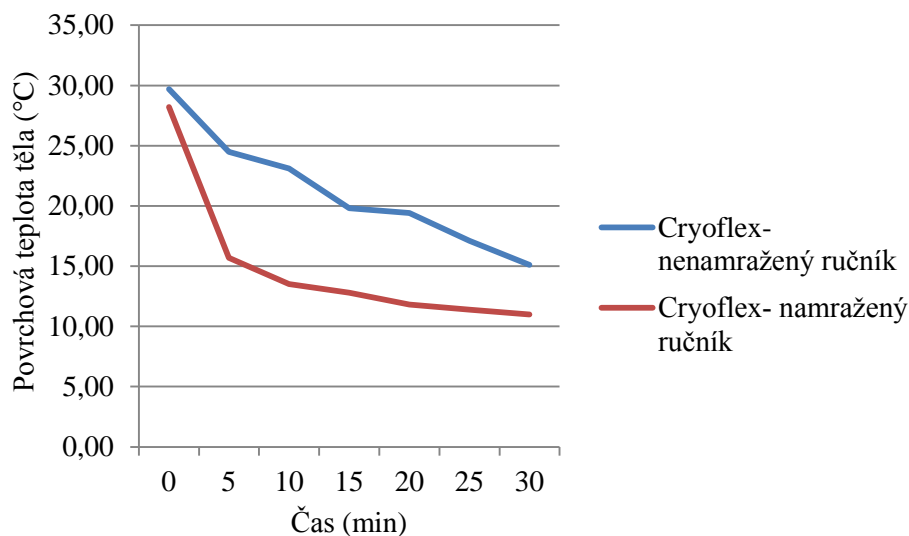


5.1.3 Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do namraženého a nenamraženého bavlněného ručníku

Cryoflex byl před přiložením na povrch končetiny zmrazen na teplotu -20 °C. Po ochlazení na příslušnou teplotu byl během jedné z použitých metod zabalen do namraženého ručníku, při druhé do nenamraženého.

Z Grafu č. 3 vyplývá, že při aplikaci Cryoflexu zabaleného do namraženého bavlněného ručníku (průměrná výchozí teplota ručníku -2 °C) bylo docíleno nižších hodnot povrchové teploty těla. Od použití namražených bavlněných ručníků bylo upuštěno pro komplikace s dosažením shodné teploty všech ručníků.

Graf č. 3: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Cryoflexu o teplotě -20 °C zabaleného do namraženého a nenamraženého ručníku

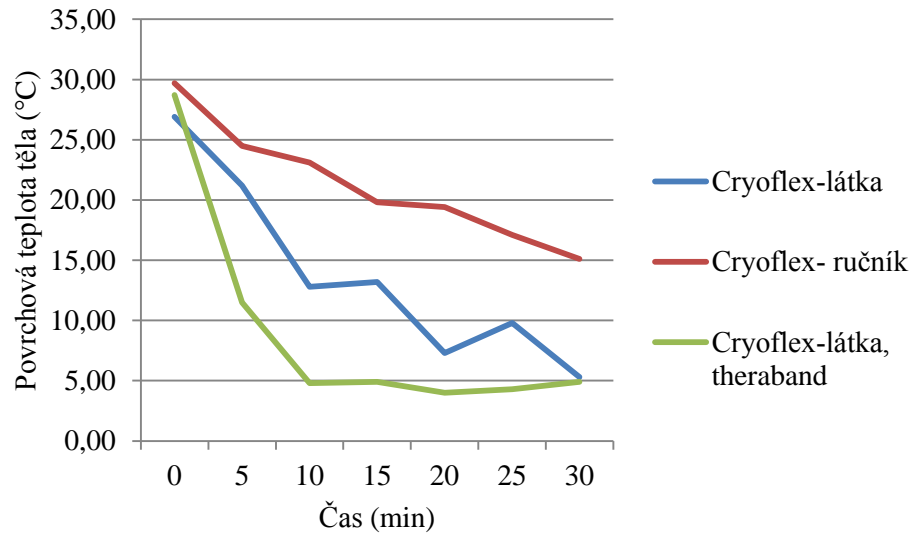


5.1.4 Cryoflex zmražený na teplotu -20 °C

V rámci aplikace gelového sáčku Cryoflex zmraženého na teplotu -20 °C byly porovnány 3 použité modifikace. V první byl zmražený Cryoflex zabalen do bavlněného ručníku, v druhé do bavlněné látky a ve třetí do bavlněné látky, se kterou byl následně pomocí therabandu připevněn ke končetině.

Z dat zobrazených v Grafu č. 4 vyplývá, že v průběhu aplikace všech 3 použitých modifikací terapie povrchová teplota těla klesala. V případě Cryoflexu zabaleného do ručníku byl pokles méně výrazný, a tudíž i povrchová teplota po 30 minutách aplikace dosahovala vyšších hodnot (až o 10°C). Aplikací Cryoflexu zabaleného do látky volně přiloženého na končetinu bylo dosaženo stejné povrchové teploty těla jako u Cryoflexu zabaleného do látky a následně pomocí therabandu připevněného na povrch těla. Jelikož bylo třeba do následující části studie nalézt metodu, která by byla co nejrychleji aplikovatelná a co nejefektivněji zchlazovala povrchovou teplotu těla, byl pro další účely studie vybrán zmražený Cryoflex zabalený do látky volně přiložený na povrch končetiny.

Graf č. 4: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Cryoflexu zmraženého na teplotu -20 °C zabaleného do ručníku, látky a látky připevněné pomocí therabandu na povrch končetiny

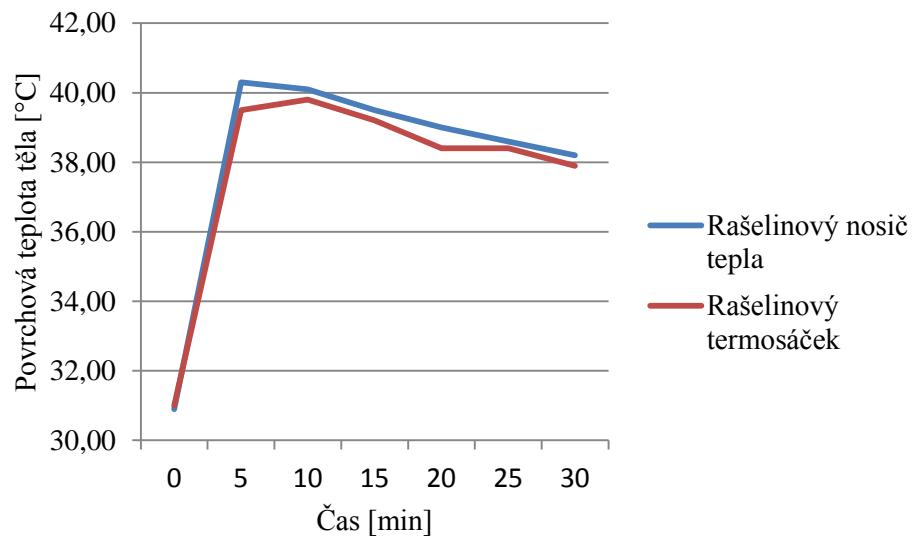


5.1.5 Rašelinový nosič tepla a Rašelinový termosáček o teplotě 50 °C

Rašelinový nosič tepla a Rašelinový termosáček byly před aplikací na povrch končetiny zahřáty na teplotu 50 °C a následně zabaleny do bavlněného ručníku.

Z Grafu č. 5 lze vyčíst, že povrchová teplota výrazně vzrostla během použití obou metod v prvních 5 minutách aplikace. Od 10. minuty aplikace začala pozvolna klesat. Po odebrání obou tepelných médií se u Rašelinového nosiče pohybovala na teplotě 38,2 °C a u Rašelinového termosáčku 37,9 °C.

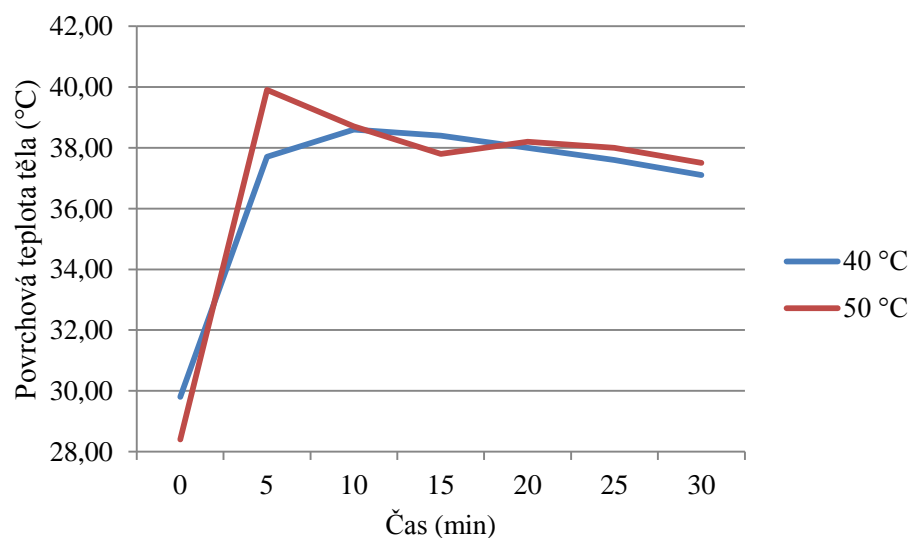
Graf č. 5: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla a Rašelinového termosáčku nahřátých na teplotu 50 °C zabalených do ručníků



5.1.6 Rašelinový nosič tepla o teplotě 40 a 50 °C

Během aplikace Rašelinových nosičů tepla nahřátých na teplotu 40 a 50 °C přímo na kůži, jak je průkazně vidět v Grafu č. 6, začala ihned po jejich přiložení na končetinu povrchová teplota těla strmě stoupat, svého vrcholu dosáhla v 5. minutě u 50°C média a v 10. minutě u 40°C média. Po dosažení vrcholu začala pozvolna u obou zvolených metod povrchová teplota těla klesat.

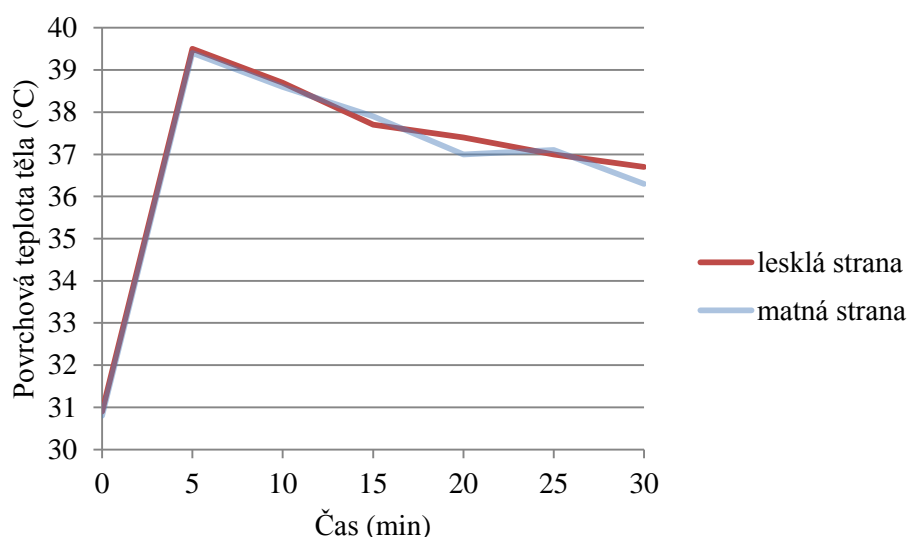
Graf č. 6: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 40 a 50 °C



5.1.7 Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 °C zabalený do stříbrné izotermické fólie

Rašelinový nosič tepla byl vždy před začátkem aplikace zahřát na teplotu 50 °C, jednotlivé aplikace se mezi sebou lišily stranou fólie přiléhající k povrchu dolní končetiny. Povrchová teplota těla u obou použitých metod v prvních 5 minutách aplikace prudce vzrostla, následně však začala prudce klesat. Z výsledků Grafu č. 7 je patrné, že stříbrná izotermická fólie není dobrým vodičem tepla. Teplo skrze ni prochází jen v malém množství, vliv na povrchovou teplotu těla je proto nedostatečný. Všechna naměřená data jsou shrnuta v Přílohách č. 8 a 9.

Graf č. 7: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 50 °C zabaleného do stříbrné izotermické fólie



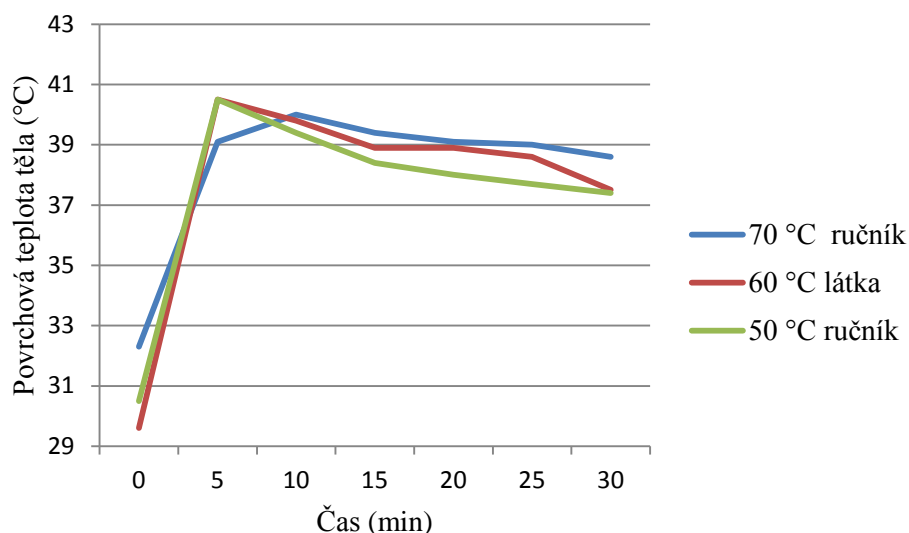
5.1.8 Rašelinový nosič tepla o teplotě 60 °C zabalený do látky a Rašelinový nosič tepla o teplotě 50 a 70 °C zabalený do bavlněného ručníku

Aplikované metody se mezi sebou lišily výchozí teplotou média a použitím rozdílné tkaniny. Při první použité metodě byl Rašelinový nosič ohřát na teplotu 50 °C, a poté zabalen do ručníku. Při druhé zahřát na teplotu 60 °C a zabalen do látky. Během třetí metody dosahovalo médium po nahřátí teploty 70 °C. Před přiložením na střed stehna bylo zabaleno do bavlněného ručníku.

Z výsledků Grafu č. 8 vyplývá, že během aplikace všech tří použitých modifikací povrchová teplota těla během prvních 5-10 minut výrazně stoupala. U 50° a 60°C média začala teplota pozvolna klesat již od 5. minuty. U 70°C média klesala od

10. minuty aplikace, setrvala však stále okolo 39 °C. U Rašelinového nosiče zabaleného v látce začala teplota výrazněji klesat (0,5 °C) v posledních 5 minutách.

Graf č. 8: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 60 °C zabaleného do látky a Rašelinových nosičů tepla nahřátých na teplotu 50 a 70 °C zabalených do ručníku

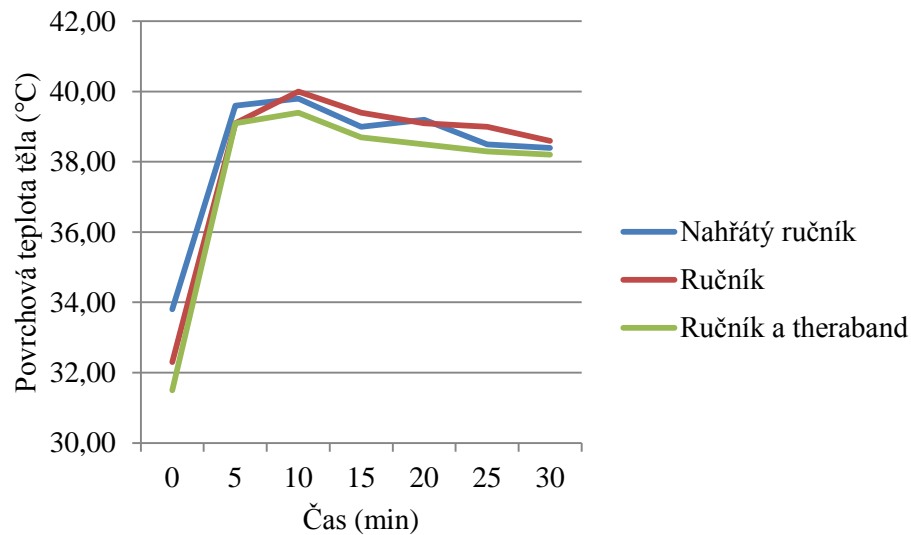


5.1.9 Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 70 °C

V Grafu č. 9 byly mezi sebou porovnány tři použité metody, při kterých měla výchozí teplota nahřátého média hodnotu 70 °C. Během první metody byl Rašelinový nosič tepla zabalen do bavlněného ručníku, při druhé do nahřátého ručníku a při třetí metodě byl zabalen do ručníku, se kterým byl společně pomocí therabandu upevněn k povrchu končetiny.

Z hodnot teplotních křivek zobrazených v Grafu č. 9 lze jednoznačně říci, že všechny použité metody v prvních 10 minutách terapie výrazně zvýšily povrchovou teplotu těla až téměř na hranici 40 °C. Po 10. minutě aplikace začala povrchová teplota u všech metod velmi pozvolna klesat. Ihned po ukončení terapie a odebrání použitých médií z povrchu těla neklesla povrchová teplota těla ani u jedné z použitých metod pod hranici 38 °C.

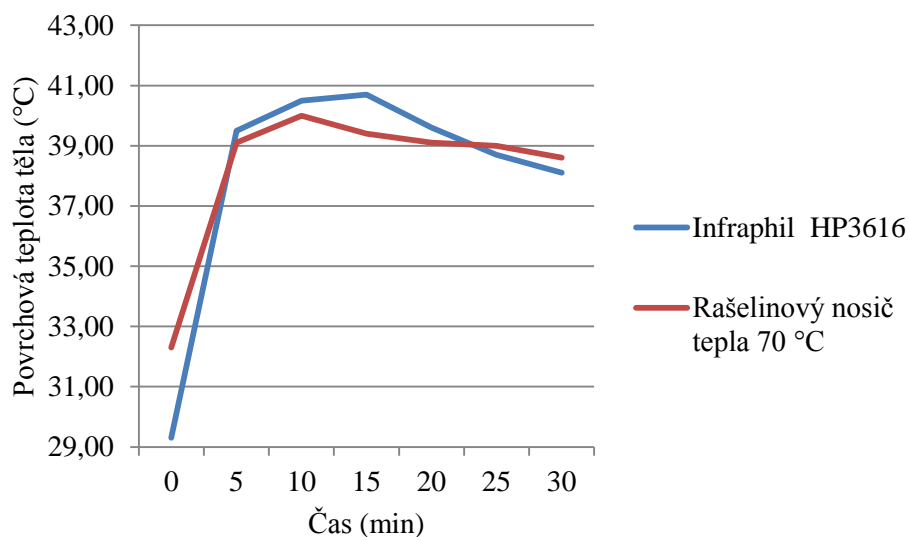
Graf č. 9: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 70 °C zabaleného do ručníku, nahřátého ručníku a ručníku připevněného pomocí therabandu k povrchu dolní končetiny



5.1.10 Infrazářič InfraPhil HP3616 a Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 70 °C zabalený do bavlněného ručníku

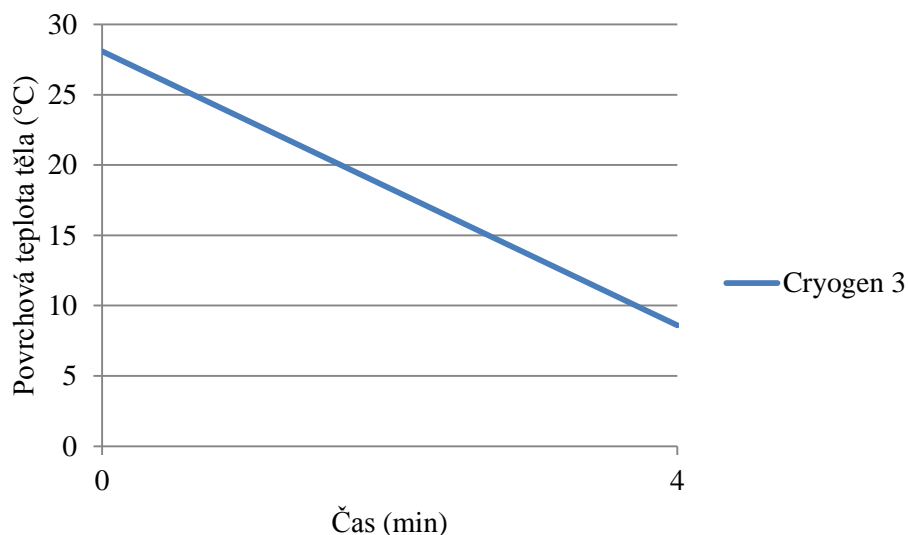
Z dat zaznamenaných v Grafu č. 10 je zřejmé, že aplikace obou použitých metod výrazně zvýšila povrchovou teplotu těla. Během terapie oběma metodami bylo dosaženo hranice 40 °C, v případě infračerveného záření stoupla povrchová teplota těla až na teplotu 40,5 °C. Po dosažení maximální hodnoty začala u obou aplikovaných metod povrchová teplota pozvolna klesat, i po 30 minutách terapie však neklesla pod hranici 38 °C. Obě použité metody lokální pozitivní termoterapie byly shledány jako vhodné pro uskutečnění následující studie provedené na dvanácti dobrovolnících.

Graf č. 10: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace infračerveného záření přístrojem InfraPhil HP3616 a Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 70 °C zabaleného do ručníku



5.1.11 Cryogen 3

Graf č. 11: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace proudění páry kapalného dusíku



Z Grafu číslo 11 vyplývá, že povrchová teplota těla v průběhu aplikace proudění páry kapalného dusíku klesla téměř až o 20 °C, z 28,1 °C na pouhých 8,6 °C. Pro dosažení výborných výsledků byla tato metoda vybrána jako vhodná lokální negativní termoterapie do další části studie (viz Příloha č. 11).

5.1.12 Souhrnné výsledky – výběr vhodné terapeutické metody

Ze všech provedených pokusů byly nakonec vybrány 4 terapeutické metody s rozdílným způsobem přenosu tepla na povrch lidského těla, které výrazně ovlivnily povrchovou teplotu těla, a to jak ve smyslu pozitivním, tak i negativním. Z výsledků je patrné, že povrchová teplota těla výrazně vzrostla v průběhu přenosu tepla radiací při aplikaci infračerveného záření přístrojem InfraPhil HP3616. Při přenosu tepla kondukcí se nejvíce osvědčil Rašelinový nosič tepla. Pro možnost snadné aplikace a výrazný vzrůst povrchové teploty těla byla vybrána metoda, při které byl nosič nahřát na teplotu 70 °C a posléze zabalen do bavlněného ručníku. Výrazného snížení povrchové teploty těla docílila aplikace proudění (konvekce) páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3. Téměř nejnižší naměřené hodnoty povrchové teploty těla byly získány během aplikace sáčku Cryoflex zmraženého na teplotu -20 °C zabaleného do bavlněné látky.

5.2 Hodnocení výsledků vlastní studie

Ve výsledcích studie byla zpracována data získaná v průběhu experimentu realizovaného na 12 probandech. Celý experiment, v průběhu kterého došlo k aplikaci vybraných metod lokální pozitivní a negativní termoterapie, podstoupil každý z probandů pouze jednou. Postup měření a aplikace jednotlivých médií byly u všech probandů identické, v celkové délce trvání přibližně hodinu a čtvrt. Studie probíhala v místnosti o teplotě $23 \pm 0,3$ °C a vlhkosti vzduchu 40 ± 2 %. Celkem bylo v rámci studie zhotoveno 72 ultrazvukových snímků musculus rectus femoris, naměřeno 72 hodnot VDDM a 72 hodnot LMDM, 72 hodnot povrchové teploty těla. Dále došlo k vyšetření pohybového aparátu u všech sledovaných osob a změření tloušťky kožní řasy v oblasti stehen dolních končetin.

5.2.1 Hodnocení probandů

Do výsledků studie byly zahrnuty výsledky měření všech 12 probandů, 5 mužů a 7 žen ve věkové kategorii od 24 do 30 let (viz Tab. č. 1). Tedy ani u jednoho z oslovených probandů nebyla zjištěna žádná kontraindikace, která by neumožnila studii provést, všichni stanoveným podmínkám studie plně vyhověli. Souhrn všech naměřených dat je zobrazen v Příloze č. 14.

Tabulka č. 1: Demografické údaje jednotlivých probandů

Číslo probanda	Pohlaví	Ročník	Pohybová aktivita
1	MUŽ	1987	2x týdně volejbal
2	ŽENA	1988	2x týdně tancování
3	ŽENA	1988	0
4	ŽENA	1990	1x týdně jumping
5	ŽENA	1991	1x týdně jumping
6	MUŽ	1989	0
7	MUŽ	1990	1x týdně florbal
8	MUŽ	1989	1x týdně florbal
9	ŽENA	1991	3x/týdně běh
10	MUŽ	1985	2x týdně posilovna nebo běh
11	ŽENA	1991	3x týdně heat nebo běh
12	ŽENA	1990	3x týdně běh nebo spinning

Před vlastním začátkem experimentu proběhlo u všech probandů vyšetření pohybového aparátu. Výsledky vstupního vyšetření pohybového aparátu jsou shrnuty v Příloze č. 15.

5.2.2 Hodnocení vlivu aplikace vybraných forem lokální termoterapie na VDDM a LMDM m. rectus femoris

V rámci studie byly porovnány výsledky změn VDDM a LMDM po aplikaci jednotlivých použitých forem lokální pozitivní a negativní termoterapie. Změny VDDM a LMDM (uváděné v milimetrech) na obou DKK byly porovnány u všech 12 probandů jednotlivě. Srovnání proběhlo z daty získanými vždy po ukončení aplikace jedné z použitých metod lokální termoterapie, tedy data naměřená v čase 0 s daty naměřenými v čase 1 a data naměřená v čase 1 a v čase 2.

5.2.2.1 VDDM m. rectus femoris

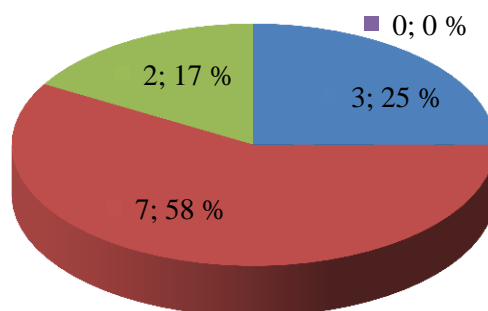
VDDM m. rectus femoris, jak je možné vidět v Příloze č. 28, která udává hodnoty změn na PDK, se zvětšil po aplikaci infračerveného záření přístrojem InfraPhil HP3616 (přenos tepla radiací) u 2 probandů z 12, dosažené změny byly menší než 1 mm. Ke zmenšení VDDM došlo u 10 probandů z 12, z toho u 5 probandů došlo ke zmenšení o více než 1 mm, nejvíce až o 3,9 mm.

Po aplikaci páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 se u 4 probandů z 12 VDDM zvětšil, z toho u 3 probandů o více než 1 mm. U 7 probandů z 12 došlo ke zmenšení VDDM, z nich u 3 bylo zmenšení větší než 1 mm. u 1 ze všech 12 probandů nebyla zaznamenána žádná změna.

Vyhodnocení změn VDDM m. rectus femoris v procentech u jednotlivců je znázorněno v Grafech č. 12-15. Probandi byly při vyhodnocení rozděleny do čtyř skupin, dle dosažené hodnoty zmenšení VDDM na skupiny < -10 % a -10-0 % nebo zvětšení VDDM na skupiny 0-10 % a > 10 %. Do skupiny -10-0 % byla zahrnuta hodnota změny 0 mm.

Graf č. 12: Změny VDDM v % po ukončení přenosu tepla radiací

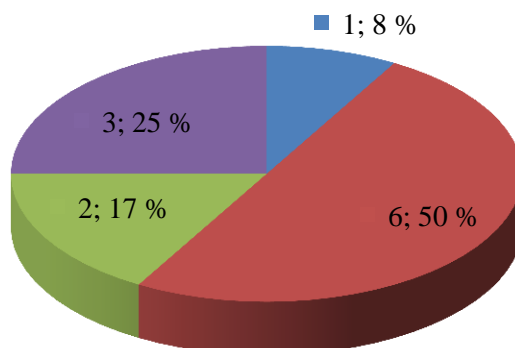
■ < -10 % ■ -10-0 % ■ 0-10 % ■ > 10 %



Po aplikaci infračerveného záření u 7 probandů (58 %) došlo k mírnému zmenšení VDDM svalu do 10 %, u 3 probandů (25 %) byla změna dokonce o více než 10 %. Graf č. 12 potvrzuje, že vlivem aplikace infračerveného záření má VDDM m. rectus femoris tendenci se zmenšovat.

Graf č. 13: Změny VDDM v % po ukončení odebrání tepla konvekcí

■ < -10 % ■ -10-0 % ■ 0-10 % ■ > 10 %



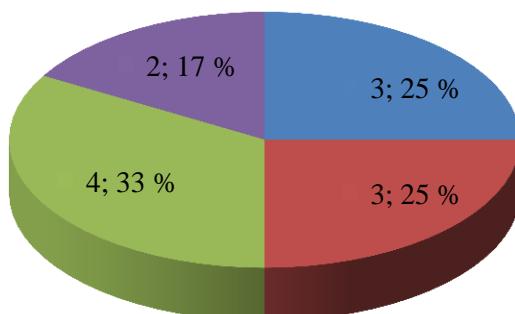
Aplikací proudění páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 došlo u 58 % probandů (7 osob) ke zmenšení VDDM, jak je možné sledovat v grafu č. 13, z toho 1 proband překročil hranici zmenšení VDDM o více než 10 %.

Změny VDDM na LDK jsou zaznamenány v Příloze č. 29. Po aplikaci nahřátého Rašelinového nosiče tepla o teplotě 70 °C (přenos tepla kondukcí) se hodnota VDDM zvětšila u poloviny probandů z toho u 4 o více než 1 mm. U druhé poloviny probandů došlo ke zmenšení VDDM, z toho u 4 probandů o více než 1 mm.

Aplikací zmraženého gelového sáčku Cryoflex o teplotě -20 °C (odebírání tepla kondukcí) se VDDM zvětšil u 7 probandů z 12, z toho u 4 probandů o více než 1 mm. U 5 probandů z 12 došlo ke zmenšení VDDM. Z toho se změna větší než 1 mm projevila u 3 probandů.

Graf č. 14: Změny VDDM v % po ukončení přenosu tepla kondukcí

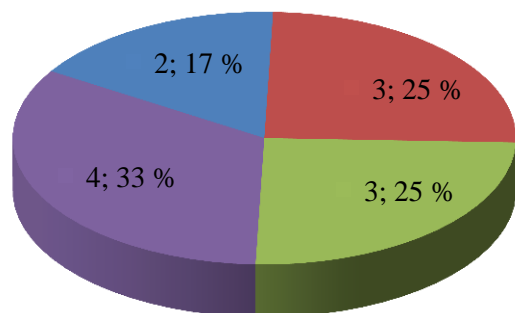
■ < -10 % ■ -10-0 % ■ 0-10 % ■ > 10 %



Po ukončení přivádění tepla kondukcí prostřednictvím nahřátého Rašelinového nosiče tepla došlo u poloviny probandů ke zvětšení VDDM a u druhé poloviny ke zmenšení. U 4 pozorovaných osob (33 %) došlo k mírnému nárůstu VDDM od 0 do 10 %. Z hodnot zaznamenaných v Grafu č. 14 však nelze určit, zda vlivem aplikace Rašelinového nosiče tepla dochází k zmenšení nebo zvětšení VDDM m. rectus femoris.

Graf č. 15: Změny VDDM v % po ukončení odebrání tepla kondukcí

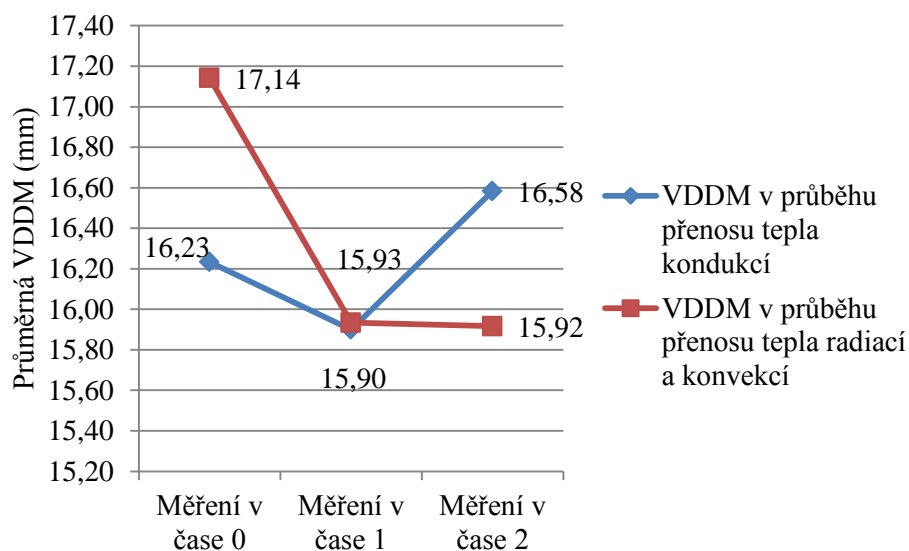
■ < -10 % ■ -10-0 % ■ 0-10 % ■ > 10 %



Aplikace zmrazeného gelového sáčku Cryoflex zabaleného do bavlněné látky (Grag č. 15) způsobila u 4 probandů nárůst VDDM o více než 10 %. U probanda číslo 6

se zvětšila VDDM až o 29 %, (Příloha č. 28). Zvětšení VDDM o méně než 10 % bylo prokázáno u třech probandů. Celkově se zvětšil VDDM u 58 % probandů.

Graf č. 16: Hodnoty průměrné VDDM m. rectus femoris v průběhu studie



V Grafu č. 16 jsou souhrně znázorněny průměrné hodnoty VDDM od všech probandů získané ze snímků m. rectus femoris během měření v čase 0, 1 a 2.

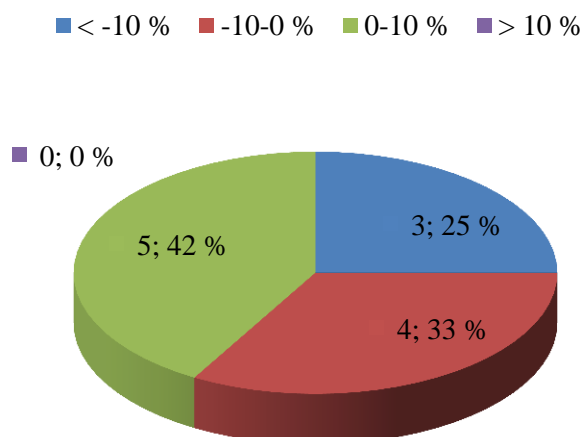
5.2.2.2 LMDM m. rectus femoris

Výsledky změn LMDM m. rectus femoris na PDK jsou zaznamenány v Příloze č. 30. LMDM se po přenosu tepla radiací zvětšil u 5 probandů z 12, z toho u 2 probandů o více než 1 mm. Naopak u 7 probandů z 12 došlo ke zmenšení LMDM, u 6 ze 7 probandů byl zaznamenán pokles o více než 1 mm.

Aplikací páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 se zvětšil LMDM u 7 probandů z 12, u 5 z nich o více než 1 mm. Zmenšení LMDM bylo zaznamenáno u 5 probandů z 12, u všech o více než 1 mm.

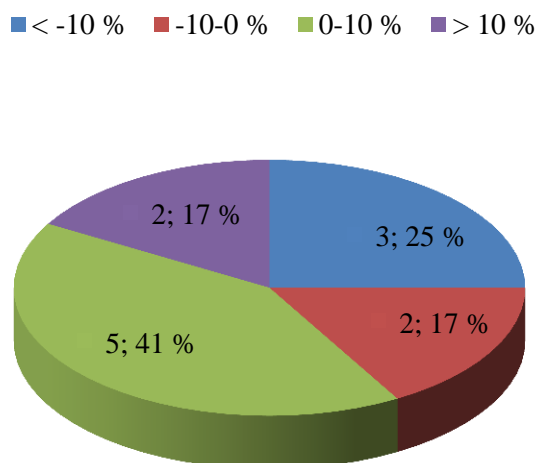
Změny LMDM v % byly zpracovány v grafech č. 17-20. Rozdělení probandů do skupin se shoduje s grafy hodnotícími změny VDDM svalu v %.

Graf č. 17: Změny LMDM v % po ukončení přenosu tepla radiací



Graf č. 17 znázorňuje změny LMDM v procentech po aplikaci infračerveného záření. Ze zobrazených výsledků vyplývá, že ani u jedné z pozorovaných osob se nezvětšil LMDM o více než 10 %. Naopak převažovalo zmenšení LMDM. U 4 probandů se zmenšil LMDM do 10 %, u 3 probandů o 10 % a více.

Graf č. 18: Změny LMDM v % po ukončení odebrání tepla konvekcí

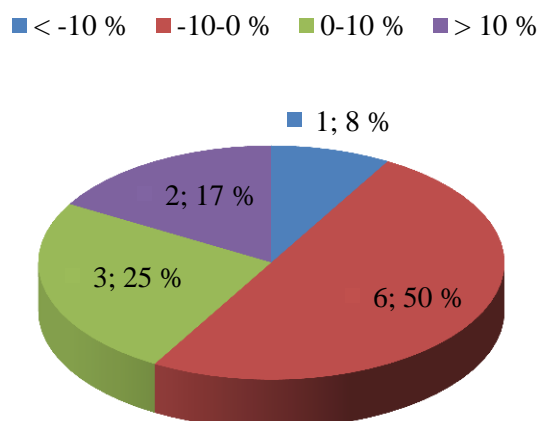


Po ukončení aplikace proudění páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 (Graf č. 18) se celkem u 7 z 12 probandů zvětšil LMDM, z toho u 5 probandů o 0-10 % a u 2 o více než 10 %.

Změny LMDM po ukončení přenosu tepla kondukcí a odebrání tepla kondukcí na LDK jsou zaznamenány v Příloze č. 31. Aplikací nahřátého Rašelinového nosiče tepla došlo u 5 probandů z 12 ke zvětšení LMDM. U 4 z 5 bylo zaznamenáno zvětšení o více než 1 mm. Naopak u 7 probandů se LMDM zmenšil, z toho u 4 probandů o více než 1 mm.

Po ukončení odebrání tepla kondukcí pomocí zmraženého gelového sáčku Cryoflex se LMDM zvětšil u 5 probandů z 12. Z toho u 4 z nich bylo zvětšení větší než 1 mm. U 6 osob z 12 došlo ke zmenšení LMDM o více než 1 mm. U 1 z 12 probandů neproběhla žádná změna, LMDM zůstalo po aplikaci studeného podnětu neměnné.

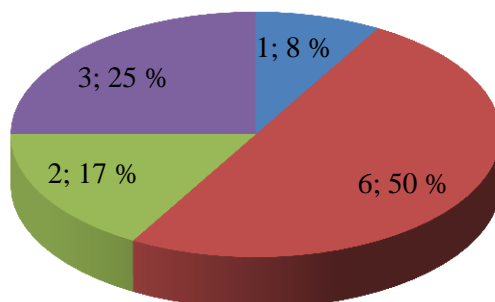
Graf č. 19: Změny LMDM v % po ukončení přenosu tepla kondukcí



Aplikací Rašelinových nosičů tepla, jak je patrné z Grafu č. 19, došlo ke zmenšení LMDM do 10 % u 6 probandů, u 1 probanda dokonce o více než 10 %. Převážilo tedy zmenšení LMDM nad zvětšením

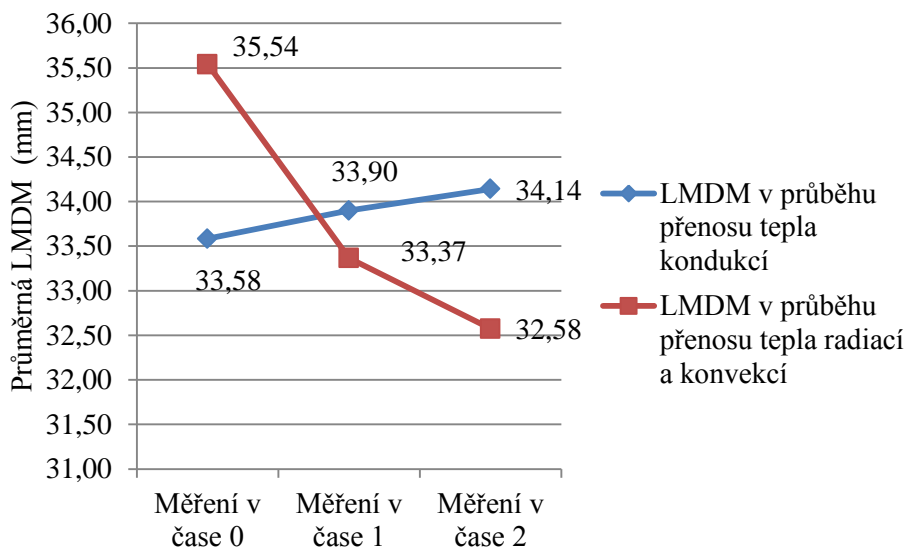
Graf č. 20: Změny LMDM v % po ukončení odebrání tepla kondukcí

■ < -10 % ■ -10-0 % ■ 0-10 % ■ > 10 %



V důsledku aplikace zmraženého gelového sáčku Cryoflex (Graf č. 20) došlo k úbytku LMDM u 7 probandů (58 %), z toho 50 % představoval úbytek v hodnotě do 10 %. U zbylých 5 probandů se LMDM naopak zvětšil.

Graf č. 21: Hodnoty průměrné LMDM v průběhu studie



V Grafu č. 21 jsou souhrně znázorněny průměrné hodnoty LMDM od všech probandů získané ze snímků m. rectus femoris během měření v čase 0, 1 a 2.

5.2.3 Vyhodnocení vlivu jednotlivých principů přenosu tepla na změny VDDM a LMDM u jednotlivců

V Přílohách č. 16-27 jsou souhrnně zobrazena všechna data o jednotlivých probandech, od pohlaví, roku narození, pohybových aktivit, vyšetření pohybového aparátu, hodnot povrchové teploty těla až po naměřené hodnoty VDDM a LMDM a z nich následně vypočítaných změn VDDM a LMDM m. rectus femoris. U každého z probandů byla vypočítána změna VDDM a LMDM mezi měřeními v čase 0 a 1, 1 a 2, 0 a 2.

U probanda č. 1 (Příloha č. 16) bylo během vstupního vyšetření pohybového aparátu nalezeno sešikmení pánve l. dx., blokáda dolního SI skl. l. sin., zkrácení všech flexorů kyčelního kloubu a blokáda všech segmentů Lp do retroflexe. Proband vykazoval po ukončení přivádění tepla radiací i kondukcí zmenšení VDDM a LMDM. Po ukončení odebrání tepla konvekcí a kondukcí došlo ke zvětšení sledovaných rozměrů, vyjma PDK, kde byla v případě VDDM zaznamenána nulová změna. V porovnání se stavem před začátkem přenosu tepla radiací na PDK a stavem po ukončení odebrání tepla konvekcí došlo ke zmenšení VDDM a LMDM. Na LDK se naopak VDDM a LMDM ve srovnání s počátečním stavem zvětšil.

Proband č. 2 (Příloha č. 17) vykazoval během vstupního vyšetření pohybového aparátu střední postavení pánve, blokády dolního i horního SI skl. l. dx. et l. sin., blokádu obratle L5 a L4 do retroflexe. Po ukončení přivádění tepla radiací i kondukcí nastalo u probanda zmenšení VDDM, LMDM se naopak zvětšil. Po odebrání tepla konvekcí i kondukcí byl u VDDM zaznamenán růst, LMDM se po ukončení odebrání tepla konvekcí zmenšil a kondukcí naopak zvětšil. V porovnání s počáteční hodnotou v čase 0 se VDDM po odebrání tepla konvekcí zvětšil, VDDM naopak zmenšil na LDK tomu bylo přesně naopak.

U pacienta č. 3 (Příloha č. 18) bylo při vyšetření zjištěno střední postavení pánve, velké zkrácení m. iliopsoas bilaterálně (stupeň č. 2 dle Jandy), blokáda obratle L5 a L4 do retroflexe. VDDM se vlivem přenosu tepla radiací zmenšil, LMDM naopak téměř nepatrně zvětšil. Během přenosu tepla kondukcí došlo ke zvětšení VDDM a LMDM. Odebíráním tepla konvekcí se VDDM a LMDM zvětšil a odebíráním tepla kondukcí se oba rozměry zmenšily. Na PDK došlo oproti měření v čase 0

v porovnání k hodnotami naměřenými v čase 2 ke zvětšení VDDM a LDDM, na LDK naopak ke zmenšení.

Proband č. 4 (Příloha č. 19) vykazoval blokádu obratlů L3-L5 do retroflexe, snížení joint play ani zkrácení flexorů kyčelních kloubů nebylo nalezeno, pánev se nacházela ve středním postavení. Po přivádění tepla radiací a kondukcí došlo ke zmenšení VDDM, LMDM se také zmenšil, avšak v případě radiace nastalo téměř nepatrné zvětšení. Rozměry VDDM i LMDM se vlivem odebrání tepla kondukcí a konvekcí zmenšily, vyjma VDDM po aplikaci zmrazeného gelového sáčku Cryoflex. Na obou DKK bylo po aplikaci všech 2 metod lokální negativní termoterapie zjištěno zmenšení VDDM a LMDM oproti hodnotám naměřeným v čase 0.

Vyšetřením pohybového aparátu u probanda č. 5 (Příloha č. 20) byla zjištěna snížená joint play v oblasti horního u dolního SI skl. 1. sin. Reakce pozorovaného svalu na obou DKK byla odlišná. Pouze v případě přenosu tepla radiací a kondukcí došlo shodně na obou DKK ke zvětšení LMDM. Oproti měření v čase 0 byl zaznamenán vyjma PDK po ukončení odebrání tepla z lidského organismu konvekcí růst VDDM a LMDM.

U probanda č. 6 (Příloha č. 21) bylo během vyšetření zjištěno sešikmení pánve l. dx., blokáda horního a dolního SI skl. 1. sin., zkrácení flexorů kyčelního kloubu, nejvíce m. iliopsoas a blokáda obratle L5 a L4 do retroflexe. Po ukončení přenosu tepla radiací a kondukcí vyjma VDDM na PDK nastalo zmenšení VDDM a LMDM. Odebrání tepla konvekcí a kondukcí mělo na pozorované rozměry rozdílný vliv. Na PDK se VDDM zmenšil a LMDM zvětšil, na LDK tomu bylo přesně naopak. V porovnání s výchozími hodnotami v čase 0 se vyjma VDDM na LDK sledované parametry po ukončení odebrání tepla z povrchu organismu měly tendenci zmenšovat.

Vyšetření pohybového aparátu probanda č. 7 (Příloha č. 22) neprokázalo žádnou patologii. Po ukončení přivádění tepla kondukcí nastalo zvětšení VDDM a LMDM na LDK. Po ukončení dodávání tepla radiací a odebrání tepla konvekcí a kondukcí se měl sval naopak tendenci zmenšovat. Na obou DKK vyjma VDDM na LDK se oproti měření v čase 0 oba sledované rozměry po ukončení odebrání tepla kondukcí a konvekcí zmenšily.

U probanda č. 8 (Příloha č. 23) bylo vyšetřením zjištěno sešikmení pánve l. dx., blokáda dolního SI skl. 1. sin. a horního SI skl. 1. dx., dále malé zkrácení m. iliopsoas

a m. rectus femoris bilaterálně. V průběhu experimentu se po ukončení přenosu tepla radiací VDDM a LMDM m. rectus femoris zmenšil. Naopak na LDK vlivem přenosu tepla kondukcí nastalo zvětšení VDDM a LMDM. VDDM vykazoval shodně na obou DKK po ukončení odebrání tepla oběma metodami z povrchu končetiny mírný nárůst. LMDM se měl po zchlazení na PDK tendenci zvětšovat a na LDK zmenšovat. Z porovnání dat změřených v čase 0 a 2 lze říci, že po ukončení experimentu převažovalo zvětšení sledovaných parametrů nad zmenšením.

Proband č. 9 (Příloha č. 24) při vyšetření pohybového aparátu nevykazoval žádnou patologii. U probanda došlo po ukončení dodávání tepla do organismu radiací ke zmenšení VDDM a LMDM. Na LDK se vlivem tepla VDDM zvětšil a LMDM naopak zmenšil. Ukončením odebrání tepla kondukcí i konvekcí nastalo zmenšení VDDM a naopak zvětšení LMDM na obou DKK. Rozměry VDDM a LMDM na PDK byly po ukončení celého experimentu oproti měření v čase 0 menší, naopak na LDK větší.

U pacienta č. 10 (Příloha č. 25) bylo při vyšetření pohybového aparátu nalezeno sešikmení pánve l. dx., malé zkrácení m. iliopsoas a m. rectus femoris l. dx. Po aplikaci pozitivní termoterapie oběma způsoby přenosu tepla nastalo zmenšení VDDM i LMDM m. rectus femoris. Odebrání tepla konvekcí na PDK mělo na sval vliv ve smyslu zvětšení na VDDM a na LMDM zmenšení. Na LDK tomu bylo ukončení odebrání tepla kondukcí přesně naopak. Srovnání VDDM a LMDM naměřených hodnot v čase 0 a v čase 2 ukázalo nejednotné výsledky.

U probanda č. 11 (Příloha č. 26) bylo při vyšetření zjištěno sešikmení pánve l.dx. Na PDK se po ukončení přenosu tepla radiací a konvekcí VDDM měl tendenci zmenšovat a LMDM tendenci zvětšovat. Na LDK tomu bylo přesně naopak. VDDM na PDK se v čase 2 ve srovnání s hodnotou VDDM v čase 0 zmenšil, LMDM naopak zvětšil. Na LDK se VDDM naopak zvětšil a LMDM zmenšil.

Vyšetření pánve u probanda č. 12 (Příloha č. 27) ukázalo sešikmení pánve l.dx., snížení joint play horního SI skl. l. sin. a dolního SI skl. l. dx.. Po ukončení přivádění tepla radiací a kondukcí došlo ke zmenšení VDDM a LDMM, vyjma VDDM na LDK. Odebrání tepla konvekcí a kondukcí způsobilo zmenšení VDDM a zvětšení LMDM. VDDM při měření v čase 2 na PDK se v porovnání s měření v čase 0 zmenšilo a LMDM zvětšilo. Na LDK tomu bylo přesně naopak.

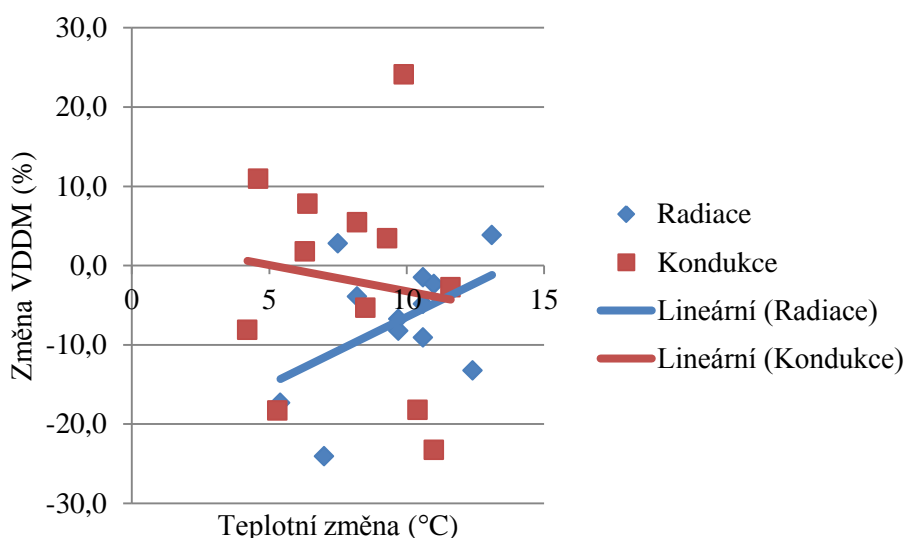
5.2.4 Zhodnocení vlivu teplotních změn na VDDM a LMDM m. rectus femoris

Snahou studie bylo sledovat, zda v závislosti na povrchové teplotě těla dochází ke změnám VDDM a LMDM m. rectus femoris. V následujících dvou podkapitolách je v grafech č 22 až 25 zobrazena závislost změny VDDM a LMDM v % (Přílohy č. 28-31) na změnách povrchové teploty těla (Příloha č. 32). V každém grafu jsou mezi sebou porovnány obě použité metody pozitivní a negativní termoterapie. Z Přílohy č. 32 vyplývá, že největší změny povrchové teploty těla byly zaznamenány po aplikaci prostředků negativní termoterapie. U většiny probandů povrchová teplota klesla o více než 20 °C, u probanda č. 7 po aplikaci páry kapalného dusíku klesla dokonce až o 30,7 °C.

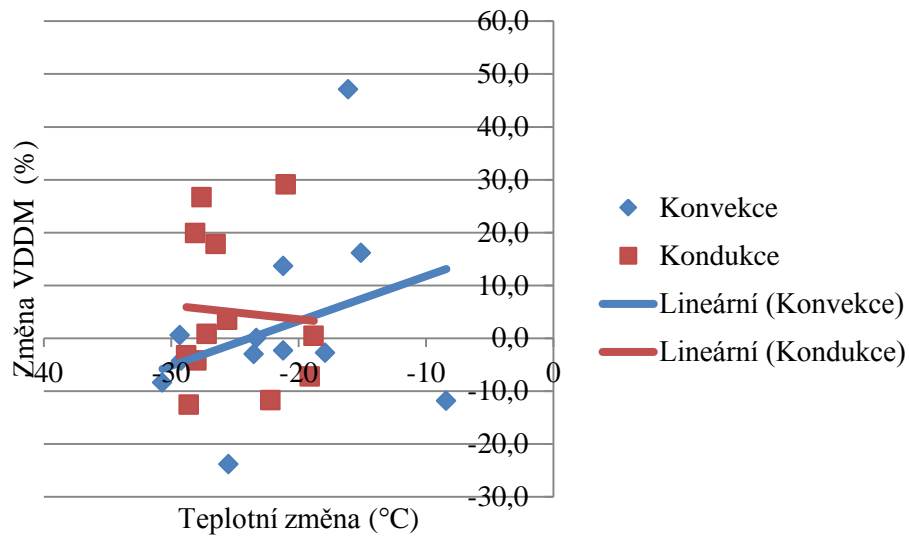
5.2.4.1 VDDM m. rectus femoris

Z dat zobrazených v grafu č. 22 je patrné, že obě použité metody lokální pozitivní termoterapie mají opačnou tendenci. Čím větší teplotní změny bylo dosaženo po aplikaci terapie kondukcí, tím více se zmenšil VDDM svalu. Naopak u přenosu tepla radiací čím bylo dosaženo větší teplotní změny, tím méně se zmenšil VDDM.

Graf č. 22: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny VDDM v % po aplikaci lokální pozitivní termoterapie



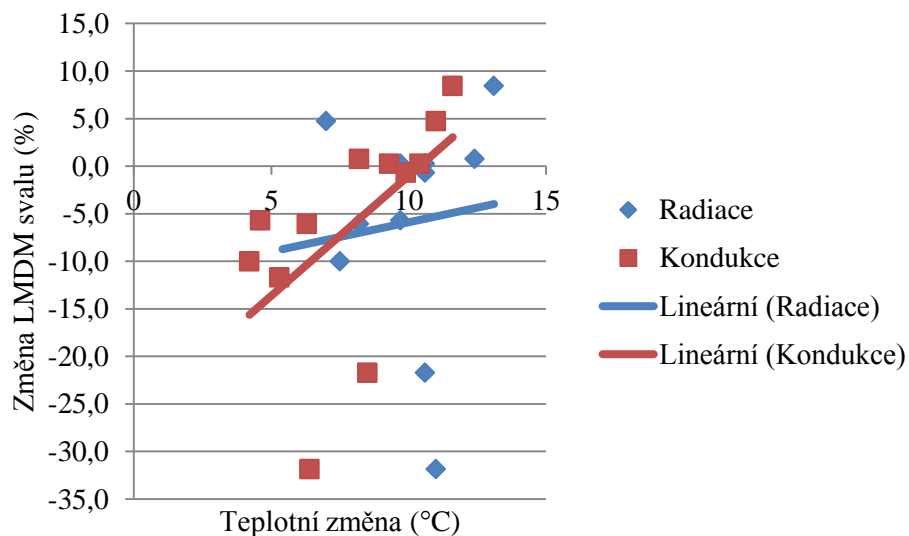
Graf č. 23: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny VDDM v % po aplikaci lokální negativní termoterapie



Aplikace obou použitých metod negativní termoterapie měla na změny VDDM odlišný vliv (graf č. 23). Čím více klesla povrchová teplota těla po odebrání tepla z povrchu těla konvekcí, tím došlo k většímu zmenšení VDDM. Tendence VDDM v % po ukončení přenosu tepla kondukcí byla odlišného charakteru. Čím více klesla povrchová teplota těla, tím více se zvětšil VDDM.

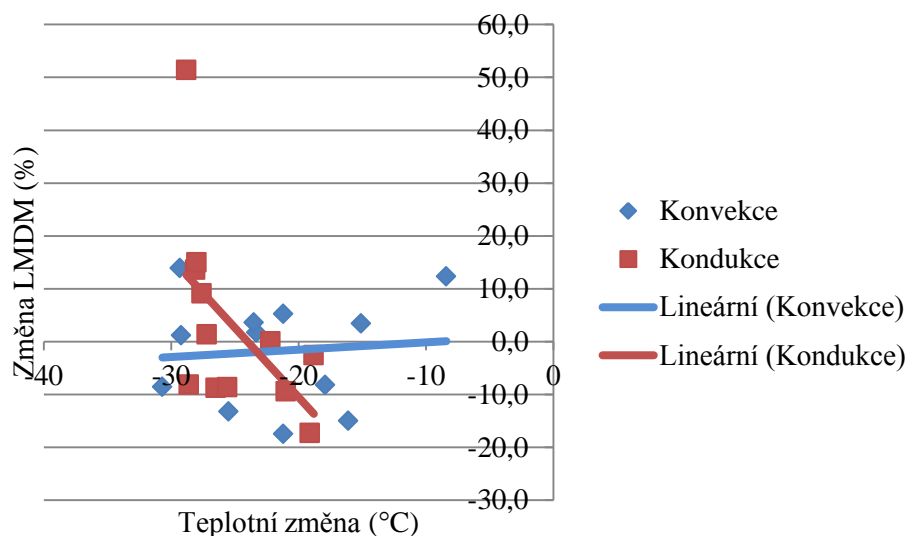
5.2.4.2 LMDM *m. rectus femoris*

Graf č. 24: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny LMDM v % po aplikaci lokální pozitivní termoterapie



V grafu č. 24 jsou mezi sebou vyhodnocena data změn povrchové teploty těla a změn LMDM v % po aplikaci lokální pozitivní termoterapie. Čím více během přenosu tepla radiací povrchová teplota stoupla, tím menšího úbytku LMDM bylo dosaženo. LMDM po přenosu tepla kondukcí měl se zvyšující se teplotou tendenci se méně zmenšovat.

Graf č. 25: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny LMDM v % po aplikaci lokální negativní termoterapie



Obě použité metody negativní termoterapie mají odlišný vliv na změny LMDM, jak lze sledovat v grafu č. 25. Čím větší byl pokles teploty po odebrání tepla konvekcí, tím více se LMDM zmenšil, naopak odebráním tepla kondukcí měl LMDM se snížením teploty těla tendenci se zvyšovat.

5.2.5 Hodnocení vlivu pohlaví na změny VDDM a LMDM m. rectus femoris

V rámci vyhodnocení jednotlivých dat byly nejdříve vypočítány hodnoty průměru změn (měření v čase 0 s měřením v čase 1 a měření v čase 1 s v čase 2) VDDM a LMDM m. rectus femoris způsobených aplikací jednotlivých metod dodávání tepla a odebrání tepla z povrchu lidského těla u mužů a žen. Získané výsledky jsou zobrazeny v tabulkách č. 2–3 a následně graficky zpracovány v grafech č. 26–29. Dále byly vyhodnoceny změny VDDM a LMDM u jednotlivých pohlaví podle hodnoty změn v rozmezí 1–3 mm a 3 mm a více.

5.2.5.1 VDDM m. rectus femoris

Tabulka č. 2: Průměrné hodnoty změn VDDM u mužů

MUŽI - VDDM					
PDK			LDK		
	Průměr (mm)	Průměr (%)		Průměr (mm)	Průměr (%)
RADIACE	-1,26	-6,32	KONDUKCE - teplo	-0,72	-3,82
KONVEKCE	-0,12	0,31	KONDUKCE - chlad	1,56	9,75

Tabulka č. 3: Průměrné hodnoty změn VDDM u žen

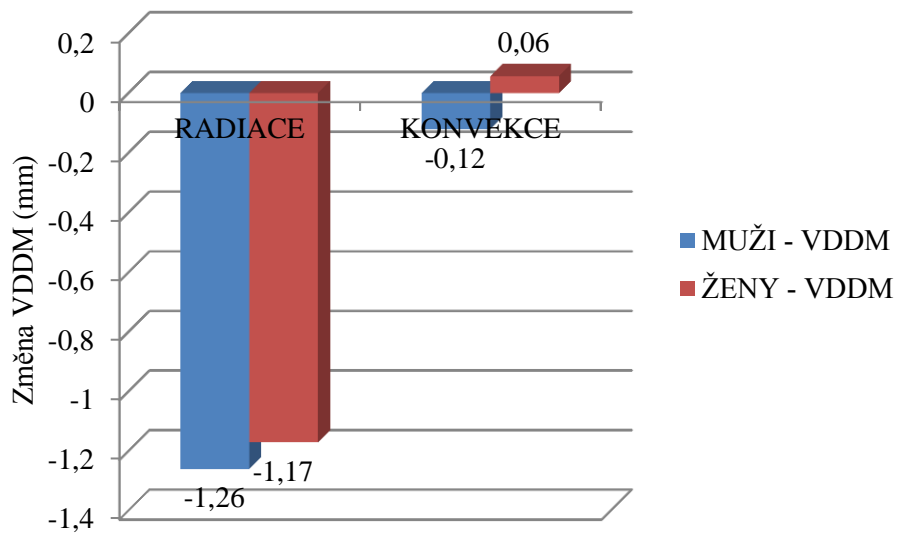
ŽENY - VDDM					
PDK			LDK		
	Průměr (mm)	Průměr (%)		Průměr (mm)	Průměr (%)
RADIACE	-1,17	-7,61	KONDUKCE - teplo	-0,06	-0,51
KONVEKCE	0,06	2,77	KONDUKCE - chlad	0,06	1,49

Z dat zaznamenaných v Tabulce č. 2 je zřejmé, že získané výsledky dosahují značně variabilních hodnot. VDDM u mužů se po ukončení přenosu tepla radiací a kondukcí (měření v čase 0) zmenšil průměrně o 1,26 a 0,72 mm. Nepatrného zúžení svalu o 0,12 mm bylo dosaženo také aplikací páry kapalného dusíku (přenos konvekcí). Naopak po ochlazování končetiny kondukcí prostřednictvím zmrazeného gelového sáčku Cryoflex se zvětšil VDDM svalu průměrně o 1,56 mm.

Hodnoty průměru změn VDDM u žen nabývají menších hodnot než u mužů, jak lze pozorovat v Tabulky č. 2 a 3. Po aplikaci lokální pozitivní termoterapie prostřednictvím přenosu tepla radiací a konvekcí se hodnota VDDM u obou použitých metod zmenšila průměrně o 1,17 a 0,06 mm. Přesně opačného efektu bylo dosaženo aplikací lokální negativní termoterapie prostřednictvím přenosu tepla konvekcí a kondukcí. Výsledný růst VDDM m. rectus femoris byl však u obou metod přenosu tepla téměř nepatrný 0,06 mm.

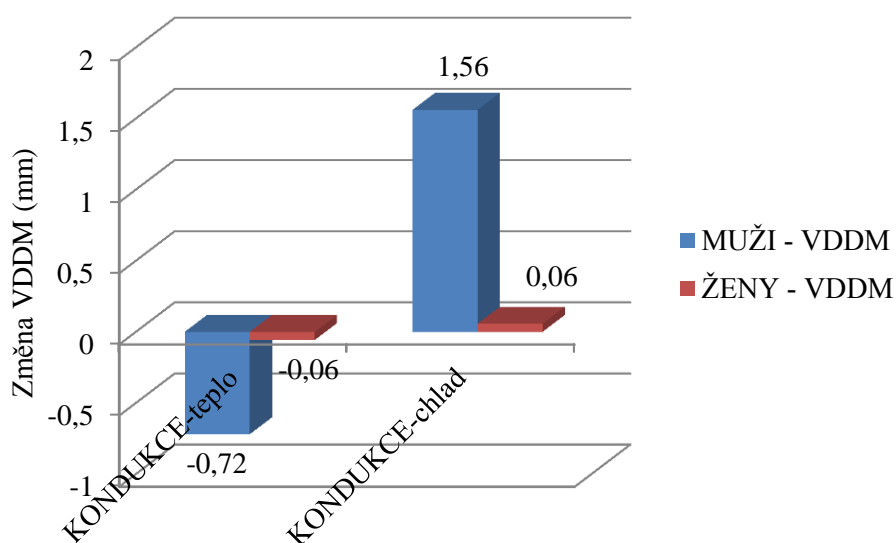
Jak vyplývá z obou výše uvedených tabulek, největší vliv na změnu VDDM m. rectus femoris má aplikace infračerveného záření, tedy přenos tepla radiací. Jak u mužů, tak i žen došlo působením infračerveného záření k zúžení svalu průměrně o více než 1 mm. Avšak aplikace gelového sáčku Cryoflex, odebírání tepla kondukcí, naopak zvětšila VDDM o 1,56 mm pouze u mužů.

Graf č. 26: Porovnání změn VDDM po přenosu tepla radiací a konvekcí u mužů a žen



Jak můžeme vyčíst z Přílohy č. 33, která v sobě zahrnuje data naměřená od všech žen a mužů, ani u jednoho pohlaví se během přivádění tepla radiací nezvětšil VDDM ani o 1 mm. Ke zmenšení VDDM o 1-3 mm došlo u 1 muže z 5 a u 2 žen ze 7. Změny větší než 3 mm byly zaznamenány u 1 muže a u 1 ženy. Po aplikaci tepla konvekcí se zvětšil VDDM u 1 muže a 1 ženy o 1-3 mm, a u 1 ženy o více než 3 mm. Počty jedinců obou pohlaví a dosažené změny zmenšení VDDM po aplikaci tepla konvekcí se shodují s hodnotami zvětšení.

Graf č. 27: Porovnání změn VDDM po přenosu tepla kondukcí u mužů a žen



Po ukončení přenosu tepla kondukcí (Příloha č. 33) se zvětšil VDDM u 1 z 5 mužů a u 2 ze 7 žen o 1-3 mm, u 1 ženy bylo zaznamenáno zvětšení větší než 3 mm. U 1 muže se zmenšil VDDM o 1-3 mm. Zmenšení VDDM o více než 3 mm nastalo u 1 muže a 2 žen. Po ukončení odebrání tepla kondukcí (konduktce – chlad) se zvětšil VDDM u 2 mužů z 5 o více než 3 mm. U 2 žen došlo ke zvětšení VDDM o 1-3 mm, o více než 3mm ani u jedné ze zbylého počtu. Zmenšení VDDM o 1-3 mm bylo zaznamenáno u 1 muže a 2 žen.

5.2.5.2 LMDM *m. rectus femoris*

Tabulka č. 4: Průměrné hodnoty změn LMDM u mužů

MUŽI - LMDM					
PDK			LDK		
	Průměr (mm)	Průměr (%)		Průměr (mm)	Průměr (%)
RADIACE	-3,48	-11,05	KONDUKCE - teplo	1,2	3,41
KONVEKCE	-0,58	-1,86	KONDUKCE - chlad	-0,06	5,01

Tabulka č. 5: Průměrné hodnoty změn LMDM u žen

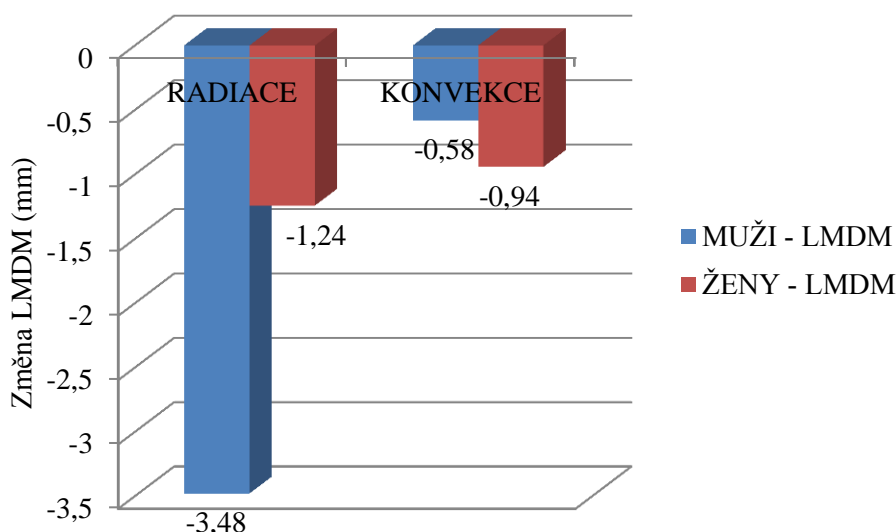
ŽENY - LMDM SVALU					
PDK			LDK		
	Průměr (mm)	Průměr (%)		Průměr (mm)	Průměr (%)
RADIACE	-1,24	-2,59	KONDUKCE - teplo	-0,31	-0,93
KONVEKCE	-0,94	-1,71	KONDUKCE - chlad	0,46	1,48

Na základě dat uvedených v Tabulce č. 4 lze říci, že se hodnota LMDM u mužů vlivem přivádění tepla radiací snížila průměrně až o 3,48 mm. LMDM se zmenšil také aplikací lokální negativní termoterapie v průběhu odebrání tepla konvekcí průměrně o 0,58 mm a kondukcí o 0,06 mm. Pouze přenosem tepla kondukcí prostřednictvím aplikace Rašelinového nosiče tepla vzrostl LMDM o 1,2 mm.

LMDM m. rectus femoris u žen byl aplikací lokální termoterapie zejména na LDK ovlivněn opačným způsobem než u mužů (Tab. č. 5). Na rozdíl od mužského pohlaví, u žen přenosem tepla kondukcí prostřednictvím nahřátého Rašelinového nosiče tepla došlo k zúžení svalu o 0,31 mm a odebráním tepla kondukcí pomocí zmraženého sáčku Cryoflex k rozšíření svalu o 0,46 mm. Shodně s muži bylo přenosem tepla radiací a odebráním tepla konvekcí docíleno zúžení LMDM průměrně o 1,24 a 0,94 mm.

Průkazně největší vliv na změnu LMDM m. rectus femoris jak u mužů, tak i u žen má aplikace infračerveného záření, tedy přivádění tepla radiací. U obou pohlaví bylo aplikací infračerveného záření docíleno průměrně zúžení svalu, u mužů až o 3,48 mm. Naopak největší nárůst LMDM svalu průměrně o 1,2 mm se dostavil po přenosu tepla kondukcí u mužů.

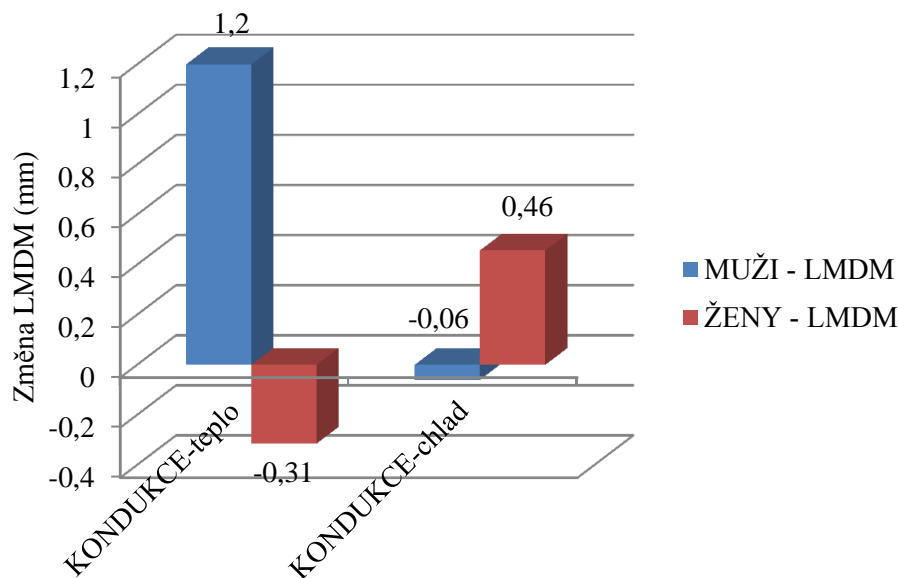
Graf č. 28: Porovnání změn LMDM po přenosu tepla radiací a konvekcí u mužů a žen



Jak lze vyčíst z Přílohy č. 33 LMDM se po přenosu tepla radiací ani u jednoho z mužů neměl tendenci zvětšovat ani o 1-3 mm a ani o 3 mm a více. U 1 ženy ze 7 se

zvětšil LMDM o 1-3 mm a u 1 o více než 3 mm. Zmenšení LMDM nastalo u 2 mužů z 5 o 1-3 mm a u žádné ženy. Ke zmenšení LMDM o více než 3 mm došlo u 3 mužů a u 1 ženy. Po odebrání tepla konvekcí se zvětšil LMDM u 1 muže a u 3 žen o 1-3 mm, u 1 ženy až o 3 mm a více. Zmenšení LMDM nastalo u 1 muže o 1-3 mm a u 1 muže a 3 žen o více než 3 mm.

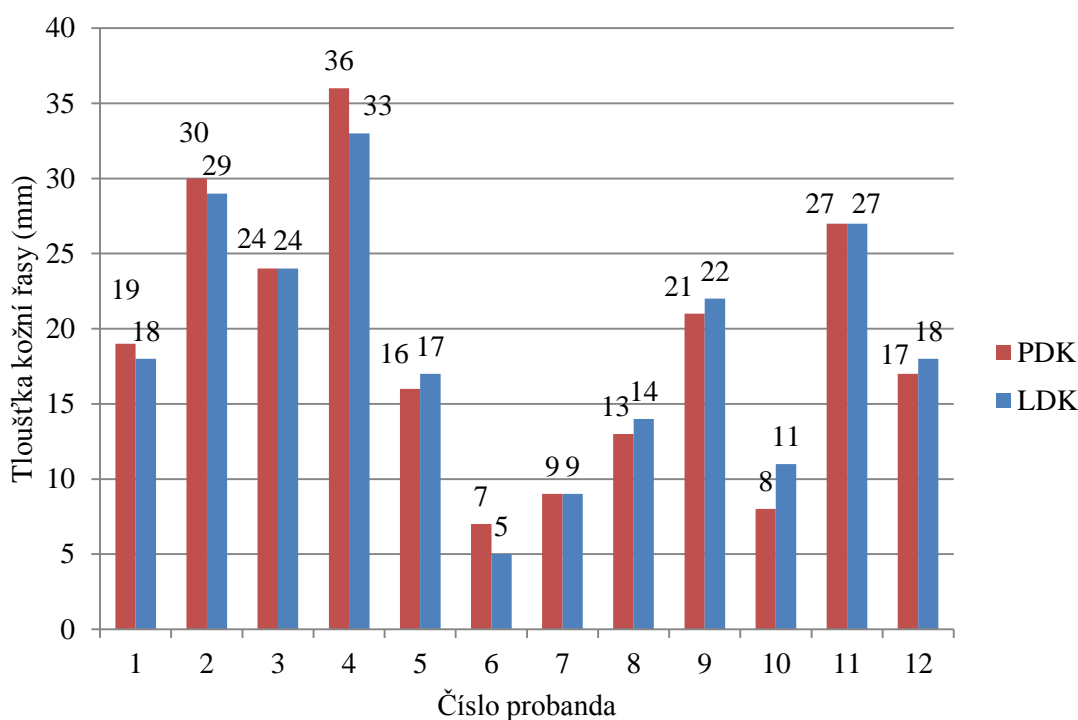
Graf č. 29: Porovnání změn LMDM po přenosu tepla kondukcí u mužů a žen



Po ukončení dodávání tepla kondukcí (příloha č. 33) se nezvětšil ani u jednoho z mužů LMDM o 1-3 mm, u žen došlo ke zvětšení u 2 ze 7. Růst LMDM větší než 3 mm byl znamenán pouze u mužů, a to u 2 z 5. Ke zmenšení LMDM o 1-3 mm došlo u 1 muže z 5 a u 2 žen ze 7. Zmenšení LMDM větší než 3 mm bylo zaznamenáno pouze u žen, a to u 1 ze 7. Po ukončení odebrání tepla kondukcí (konduktce – chlad) se LMDM ani u jednoho muže a ženy nezvětšil o 1-3 mm, u 2 z 5 mužů a u 2 ze 7 žen byl zaznamenán růst o 3 mm. Ke zmenšení LMDM o 1-3 mm došlo u 1 muže z 5 a 1 ženy ze 7, zmenšení větší než 3 mm nastalo u 2 mužů a 2 žen.

5.2.6 Hodnocení vlivu tloušťky kožní řasy na změny VDDM a LMDM

Graf č. 30: Tloušťka kožní řasy u jednotlivých probandů



Hodnota tloušťky kožní řasy v oblasti stehen se u všech sledovaných probandů pohybovala v rozmezí od 5 do 36 mm. Jak je patrné z grafu č. 30, velikost tloušťky kožní řasy naměřené u jednotlivce na obou dolních končetinách se u většiny probandů mezi sebou navzájem lišila, u 3 z dvanácti probandů byly hodnoty tloušťky kožní řasy shodné. Hodnoty naměřené u mužů (proband č. 1, 6, 7, 8 a 10) byly menší než u žen.

Probandi byly v rámci vyhodnocení výsledků rozděleny do dvou skupin, s tloušťkou kožní řasy ≥ 24 mm (4 lidé- proband č. 2, 3, 4 a 11) a na ostatní. U obou skupin byl zkoumán vliv tloušťky kožní řasy na změny VDDM a LMDM m. rectus femoris. Z tabulky zobrazené v Příloze č. 34 lze vyčíst, že v průběhu aplikace lokální pozitivní termoterapie na PDK prostřednictvím infračerveného záření došlo u skupiny s tloušťkou kožní řasy ≥ 24 mm ke zmenšení VDDM, naopak LMDM se během aplikace zvětšil. Ve zbývajících datech zaznamenaných v tabulce nebyla shledána žádná souvislost mezi tloušťkou kožní řasy a změnami VDDM a LMDM m. rectus femoris.

5.3 Souhrn výsledků

V průběhu výzkumu bylo položeno 6 výzkumných otázek a stanoveno 6 hypotéz. V následujícím textu se pokusím na základě vyhodnocení dat z kapitol 5.1 a 5.2 stanovené hypotézy potvrdit nebo vyvrátit.

Hypotéza č. 1: Větší pokles povrchové teploty těla způsobuje odebrání tepla kondukcí než konvekcí.

Odebíráním tepla kondukcí pomocí zmraženého sáčku Cryoflex o teplotě $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ zabaleného do látky bylo docíleno poklesu povrchové teploty těla téměř až na $5\text{ }^{\circ}\text{C}$, aplikací proudění páry kapalného dusíku na teplotu $8,6\text{ }^{\circ}\text{C}$.

➤ Hypotéza byla potvrzena.

Hypotéza č. 2: Větší růst povrchové teploty těla způsobuje přenos tepla radiací než kondukcí.

Povrchová teplota těla se více zvýšila po aplikaci infračerveného záření přístrojem InfraPhil HP3616 (přenos tepla radiací), než po aplikaci nahřátého Rašelinového nosiče tepla o teplotě $70\text{ }^{\circ}\text{C}$ zabaleného do ručníku.

➤ Hypotéza byla potvrzena.

Hypotéza č. 3 a): V důsledku změn prokrvení, které aplikace tepla způsobuje, dojde po aplikaci nahřátého Rašelinového nosiče tepla o teplotě $70\text{ }^{\circ}\text{C}$ zabaleného do bavlněného ručníku a infračerveného záření aplikovaného přístrojem InfraPhil HP3616 ke zvětšení VDDM a LMDM.

Přenosem tepla radiací pomocí přístroje InfraPhil HP3616 se VDDM a LMDM pozorovaného svalu měly tendenci zmenšovat. VDDM se zmenšil u 10 z 12 probandů, z toho u 5 o více než 1 mm. LMDM se zmenšil u 7 z 12 probandů, z toho u 6 o více než 1 mm. Nahřáté Rašelinové nosiče tepla způsobily u 6 probandů zvětšení a u 6 probandů zmenšení VDDM. Hodnota LMDM se zmenšila u 7 z 12 probandů, z toho u 4 o více než 1 mm.

➤ Hypotéza nebyla potvrzena.

Hypotéza č. 3 b): V důsledku změn prokrvení, které aplikace chladu způsobuje, se po aplikaci zmraženého gelového sáčku Cryoflex o teplotě $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ zabaleného

do bavlněné látky a proudění páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 VDDM a LMDM zvětší.

Po aplikaci páry kapalného dusíku přístrojem Cryogen 3 nastalo zmenšení VDDM u 7 z 12 probandů, LMDM se měl naopak tendenci zvětšovat u 7 z 12 probandů, z toho u 5 o více než 1 mm. Vlivem aplikace zmraženého gelového sáčku Cryoflex nastalo zvětšení VDDM u 7 z 12 probandů, u 4 o více než 1mm, avšak LMDM se naopak zmenšil u 6 z 12 probandů o více než 1 mm.

- Hypotéza se částečně potvrdila.

Hypotéza č. 4: Přivádění tepla radiací a kondukcí má u probandů se zkráceným m. rectus femoris stejný účinek na změny VDDM a LMDM.

U probandů č. 1 a 8 a u probandů č. 6 a 10 (pouze PDK) se zkrácením m. rectus femoris převažovalo po přivádění tepla radiací a kondukcí zmenšení VDDM, pouze u probanda č. 6 se na PDK VDDM zvětšil. LMDM se měl také tendenci zmenšovat, pouze u probanda č. 8 se na LDK zvětšil.

- Hypotéza se částečně potvrdila.

Hypotéza č. 5 a): Očekává se, že čím větší je nárůst povrchové teploty těla po aplikaci vybraných médií pozitivní termoterapie, tím větší tendenci má VDDM a LMDM se zvětšovat.

Aplikací pozitivní termoterapie v podobě infračerveného záření se se zvyšující se teplotou VDDM a LMDM méně zmenšil. Mezi změnami VDDM a LMDM m. rectus femoris po aplikaci nahřátého Rašelinového nosiče byla nalezena odlišná souvislost. VDDM se zvyšující se teplotou měl tendenci se více zmenšovat a LMDM méně zmenšovat.

- Hypotéza se nepotvrdila.

Hypotéza č. 5 b): Čím větší je pokles povrchové teploty těla po aplikaci vybraných médií negativní termoterapie, tím větší má VDDM a LMDM tendenci se zvětšovat.

Čím více se povrchová teplota těla snížila během aplikace proudění páry kapalného dusíku, tím více se zmenšil VDDM a LMDM. Po terapii zmraženým gelovým sáčkem Cryoflex se měl VDDM a LMDM se snižující se teplotou tendenci zvětšovat.

- Hypotéza byla částečně potvrzena v případě aplikace zmraženého sáčku Cryoflex.

Hypotéza č. 6: Muži mají tloušťku kožní řasy slabší, tudíž teplo a chlad pronikají snadněji a rychleji do hloubky tkání, změny VDDM a LMDM by měly být výraznější. U probandů s tloušťkou kožní řasy ≥ 24 mm očekávám sledované změny menší.

Tloušťka kožní řasy byla u mužů slabší, nebyly však zaznamenány výraznější hodnoty změn VDDM a LMDM než u žen. Míru změn VDDM a LMDM m. rectus femoris u obou pohlaví nejvíce ovlivnil přenos tepla radiací, ve smyslu zmenšení svalu. LMDM se po přenosu tepla radiací zmenšil o více než 1 mm u všech 5 mužů, zatímco u žen došlo u 2 ze 7 ke zvětšení o 1 mm a více, a pouze u 1 nastalo zmenšení o 3 mm a více.

U všech probandů s tloušťkou kožní řasy ≥ 24 mm se po aplikaci infračerveného záření prostřednictvím přístroje InfraPhil HP3616 VDDM zmenšil a LMDM naopak zvětšil. Ostatní data byla různorodého charakteru.

- Hypotéza nebyla potvrzena.

5.3.1 Shrnutí výsledků

Cílem této diplomové práce bylo sledování změn VDDM a LMDM v závislosti na měnící se teplotě těla. K ovlivnění povrchové teploty těla byly na základě výsledků první části experimentu použity nahřáté Rašelinové nosiče tepla o teplotě 70 °C zabalené do ručníku, infrazářič InfraPhil HP3616, zmražený gelový sáček Cryoflex o teplotě -20 °C a přístroj Cryogen 3. Všechny terapeutické prostředky byly následně aplikovány v následující části studie na střed stehna DKK u 12 dobrovolníků. Z hodnot VDDM a LMDM získaných v průběhu aplikace vybraných terapeutických prostředků, byly následně vypočítány a porovnány hodnoty změn u jednotlivých probandů. Získaná data byla následně vyhodnocena na základě 6 stanovených hypotéz, dvě z nich se dělily ještě na hypotézu a) a b).

Vyhodnocením všech výsledků došlo k plnému potvrzení 2 hypotéz, 3 hypotézy byly potvrzeny částečně a 3 hypotézy byly vyvráceny.

6 DISKUSE

Hlavním cílem této diplomové práce bylo sledování tvarových změn kosterního svalu v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla. Pro svoji snadnou dostupnost a povrchové uložení svalu byl vybrán musculus rectus femoris, na kterém byly pozorovány dva rozměry, a to VDDM a LMDM. Tyto rozměry byly mnou stanoveny na základě faktu, že ve výsledném ultrazvukovém zobrazení svalu, nebylo možné zobrazit celý sval najednou (viz dále v textu).

K ovlivnění povrchové teploty těla nad pozorovaným svalem bylo použito čtyř prostředků lokální pozitivní a negativní termoterapie využívajících třech různých způsobů přenosu tepla do a z lidského organismu, a to radiace, konvekce a kondukce.

Nejdříve bylo zakoupeno několik druhů nosičů tepla, běžně používaných ve fyzioterapeutické praxi, z nichž na základě výsledků několika experimentů provedených na mé vlastní osobě došlo k výběru dvou nejúčinnějších. Nahřátý nebo naopak zmražený gelový sáček Cryoflex (50 °C; -10 °C) vykazoval ve srovnání s gelovým sáčkem Duotherm (50 °C, -20 °C) nižší účinnost na růst i pokles povrchové teploty těla v místě aplikace. Na základě tohoto faktu byl v dalších pokusech použit pouze Cryoflex. Rozdíly v množství vedení tepla obou médií mohly být patrně způsobeny odlišným složením gelu obsaženém v každém ze sáčků. Při porovnání účinků nahřátého Rašelinového nosiče tepla o teplotě 50 °C, zabaleného do ručníku, nabývala povrchová teplota těla vyšších hodnot než při aplikaci zabaleného Rašelinového termosáčku o shodné teplotě. Obě použitá média se lišila svojí aplikační plochou, plocha Rašelinového termosáčku byla menší. Rozdíly naměřených hodnot byly pravděpodobně dány rozdílnou plochou použitých médií, dle vztahu uvedeného v kapitole 2.6.3.

Na základě výše uvedených, ale i dalších experimentů v kapitole 5.1 byly vybrány jako nejlepší nosiče Rašelinový nosič tepla (značka Torf Ziegler) a gelový sáček Cryoflex. Bylo zjištěno, že po jejich předchozím nahřátí v ohřívači nosičů tepla, nebo naopak zmražení v mrazicím boxu a následné aplikaci na povrch těla, nevykazují velké tepelné ztráty. Látky obsažené uvnitř vybraných médií tedy dobře drží teplo či chlad. Teplo z nich uniká do okolního prostředí pouze pozvolně a zároveň dochází k lokálnímu ohřátí nebo zchlazení povrchové teploty těla v místě jejich aplikace. Povrchová teplota těla vzrostla výrazně také v průběhu aplikace infračerveného záření produkovaného přístrojem InfraPhil HP3616.

Již před započítím výzkumu bylo přislíbeno firmou Cryolab a. s. bezplatné zapůjčení přístroje Cryogen 3. Zapůjčení však bylo časově omezeno pouze na období jednoho víkendu, během něhož mělo dojít ke změření všech účastníků studie. Bylo tedy nezbytně nutné provést předvýzkum, který potvrdil, že během krátkého kryostimulačního zákroku dochází k výraznému poklesu povrchové teploty těla.

Nejlepší metoda odebírání tepla z organismu kondukcí (Cryoflex o teplotě -20 °C zabalený do látky) docílila ve srovnání s odebíráním tepla konvekcí (Cryogen 3) výraznějšího poklesu povrchové teploty těla v místě aplikace. Hypotéza č. 1 byla během experimentů, u kterých došlo k výběru vhodných terapeutických metod následně použitých v další části studie, potvrzena.

Poděbradský a Vařeka (1998) uvádějí, že infračervené záření A zahřívá kožní povrch a proniká snadno i do hloubky tkání, které také prohřívá. Povrchová teplota těla v průběhu aplikace infračerveného záření (přenos tepla radiací) vzrostla více, než při aplikaci tepla vedením (nahřátý Rašelinový nosič tepla). Hypotéza č. 2 závěry Poděbradského a Vařeky ověřila.

Po úspěšném navázání spolupráce se společností MEDICINA PLUS S.R.O. a panem MUDr. Balákem, bylo provedeno první zkušební vyšetření m. rectus femoris. Ukázalo se ale, že na dostupném přístroji nelze zobrazit celý sval najednou. Na jednom snímku se zobrazila pouze více než jedna polovina pozorovaného svalu, zbylá část svalu se nacházela mimo rozsah sondy. Na základě tohoto faktu bylo nutné stanovit si vhodné rozměry příčného průřezu svalu, které budu na zobrazené části m. rectus femoris pozorovat. Jako LMDM neboli lateromediální rozměr svalu jsem si určila a nazvala vzdálenost mezi svalovým septem (od místa jeho začátku) obsaženým uvnitř svalu a mediálním okrajem svalu. VDDM neboli ventrodorzální rozměr svalu byl stanoven jako kolmá vzdálenost mezi povrchovou fascií svalu (v místě začátku svalového septa) a dolním okrajem svalu při femuru. Při určení VDDM jsem vycházela ze studie Arts et al. (2010), kde byla hodnocena tloušťka celého musculus quadriceps femoris, která v sobě zahrnovala m. rectus femoris a vastus intermedius.

V minulosti již několik vědeckých studií porovnávalo tloušťku musculus quadriceps femoris u různých skupin probandů (Arts et., 2009; Gruther et al., 2008; Koca et al, 2014). Hodnocením samostatné tloušťky m. rectus femoris se zabývalo jen velmi malé množství publikací. Patří mezi ně například studie Berger et al. (2015) nebo

Thomaes et al. (2012), kde však stejný rozměr nazývají jako průměr svalu. Obě z prací vyšetřovaly sval sondou o rozdílné frekvenci. Berger et al. (2015) použili lineární sondu o frekvenci 8 MHz, gain 58 dB. Tloušťka svalu byla měřena vsedě v polovině vzdálenosti mezi spina iliaca anterior superior a spodním okrajem patelly. Tomaes et al. (2012) použili lineární sondu o frekvenci 12 MHz. Probandi při vyšetření leželi na zádech s nataženými DKK. Jako průměr svalu byla určena vertikální vzdálenost mezi vnitřními okraji svalu. Ultrazvukové vyšetření proběhlo v polovině vzdálenosti mezi laterálním epikondylem femuru a trochanter major.

Při výběru dobrovolníků do současné studie bylo osloveno velké množství osob. Původním záměrem bylo vytvořit skupinu probandů ve věkové kategorii od 20 do 30 let se stejným počtem jedinců obou pohlaví. Tento záměr se bohužel nezdařil. Jeden z probandů se na provedení experimentu nedostavil. Pro udržení počtu probandů musela být narychlo povolána náhradnice, což narušilo plánovanou homogenitu obou skupin. Ve výsledcích studie byla vyhodnocena data 12 probandů, 7 žen a 5 mužů ve věkové kategorii od 24 do 30 let, získaná v průběhu pilotní studie.

Výsledky provedené studie v sobě tedy zahrnují data získaná pouze od malého počtu probandů. Vzhledem k tomuto faktu, je platnost studie omezena. Nelze provést podrobné statistické zpracování. K získání prokazatelných výsledků by bylo zapotřebí provést rozsáhlejší studii s větším počtem účastníků. Na základě poznatků z jiných studií s obdobnou tematikou by bylo vhodné do studie zapojit přibližně 50 účastníků, testování by bylo ale velmi časově, prostorově i finančně náročné. Pokud by bylo užito skupiny menší (20 probandů), bylo by vhodné měření opakovat vícekrát (2x), aby byla platnost získaných výsledků ověřena. Výsledky dvou měření mohou nabývat rozdílných hodnot, z nichž lze následně, za předpokladu neměnné svalové aktivity, stanovit chybovost měření. Z rozdílu jednotlivých naměřených hodnot se získá vážený aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Popřípadě by bylo vhodné do studie zařadit kontrolní skupinu probandů.

Výsledky stávající studie prokázaly, že v závislosti na změnách povrchové teploty těla, způsobených aplikací vybraných forem lokální pozitivní a negativní termoterapie, má VDDM a LMDM m. rectus femoris tendenci se měnit. Získané rozdíly se pohybovaly od jedné desetiny milimetru až po několik milimetrů, a to jak ve smyslu zmenšení, tak i zvětšení VDDM a LMDM.

Jelikož v současné dostupné odborné literatuře neexistuje žádná studie, která by se zabývala problematikou tvarových změn kosterního svalů v závislosti na povrchové teplotě těla, nelze získané výsledky s ničím porovnávat. Thomaes et al. (2012) ve své studii uvádějí chybovost ± 1 mm při opakovaném měření průměru m. rectus femoris na 25 probandech ve dvou různých dnech. Z tohoto důvodu byly ve výsledcích stávající studie zdůrazněny změny VDDM a LMDM m. rectus femoris větší než 1 mm. Avšak do celkového vyhodnocení výsledků byly zařazeny všechny vypočítané hodnoty změn VDDM a LMDM.

Výsledky studie jsou zaměřeny zejména na porovnání hodnot VDDM a LMDM naměřených v čase 0 a 1, tedy po zvýšení povrchové teploty těla, a z nich následně vypočítaných hodnot změn. Dále také na porovnání VDDM a LMDM v čase 1 a 2, kdy došlo po zvýšení povrchové teploty těla naopak k jejímu výraznému snížení. Porovnání VDDM a LMDM v čase 0 a 2 bylo u jednotlivců také provedeno. Bylo zajímavé sledovat, jak se po ukončení aplikace tepelného a chladového média rozměr VDDM a LMDM od počáteční naměřené hodnoty v čase 0 změnil.

Při stanovení hypotézy č. 3 a) jsem vycházela z poznatků současné dostupné literatury (Jandová, 2009; Malanga, Yan, Stark, 2015; Mulkern et al., 1999), která říká, že vlivem aplikace termopozitivních procedur dochází ke zvýšenému prokrvení a růstu teploty i hlouběji uložených tkání. Na základě těchto dat hypotéza č. 3 a) předpokládala, že se vlivem působení vybraných forem pozitivní termoterapie VDDM a LMDM svalů zvětší. Výsledky studie však hypotézu nepotvrdily. VDDM a LMDM měly po aplikaci termopozitivních procedur tendenci zmenšovat se.

Poděbradský ve své publikaci z roku 1998 uvádí, že v průběhu přenosu tepla konvekcí a kondukcí na povrch organismu neproniká teplo volně do hloubky. Je odváděno cirkulující krví. Je tedy možné, že se sledovaná tkáň nestihla, nebo vůbec neměla možnost dostatečně během aplikace nahřátého Rašelinového nosiče tepla prohřát. To by však nevysvětlovalo, proč se sledované parametry zmenšily. O infračerveném záření A je známo, že hlouběji uložené tkáně prohřívá (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Všichni jedinci, kteří podstoupili experiment, byli zdraví. Účastníci studie v průběhu aplikace teplého média nebyli tázáni na subjektivní pocity vnímání bolestivosti při aplikaci média. Je tedy pravděpodobné, že každý z probandů teplotu

aplikovaného média a délku jeho aplikace vnímal rozdílně. U probandů, kteří terapii pociťovali jako bolestivou, mohl sval v důsledku nepříjemných pocitů reagovat obrannou kontrakcí, a tím způsobit zmenšení sledovaných rozměrů.

V rámci dalších studií by bylo vhodné hodnotit i intramuskulární teplotu, aby došlo k utvrzení, že teplo opravdu do námi zvoleného svalu proniká. Intramuskulární teplota bývá měřena invazivními metodami, které narušují integritu lidské kůže. Fyzioterapeutům nepřísluší integritu lidské kůže narušovat, proto byla v provedené studii měřena pouze povrchová teplota těla prostřednictvím bezkontaktního měření. Mimo to, z provedené rešerše byl získán základní přehled o tom, co se ve svalu děje v průběhu aplikace tepelných procedur.

Působením chladu v místě kontaktní plochy chladového média se snižuje teplota tkání. Chlad navozuje lokální vazokonstrikci cév kůže, na úrovni svalu nastává přechodná hyperémie, která je následně vystřídána vazokonstrikcí cév. Po odstranění chladového média je vazokonstrikce vystřídána masivní hyperémií (Malanga, Yan, Stark, 2012; Poděbradský, Vařeka, 1998). Hypotéza č. 3 b) z těchto poznatků o změnách prokrvení způsobených aplikací chladu vycházela. Očekávalo se, že se vlivem vybraných forem lokální negativní termoterapie VDDM a LMDM m. rectus femoris zvětší. Výsledky studie z poloviny tuto hypotézu potvrdily. VDDM po aplikaci zmrazeného gelového sáčku měl u 7 probandů z 12 tendenci zvětšovat se. LMDM se po aplikaci páry kapalného dusíku také u 7 z 12 probandů zvětšil. Z výsledku studie tedy jednoznačně nevyplývá, zda v důsledku působení termonegativních procedur na povrch těla má VDDM a LMDM svalu tendenci se zvětšovat nebo zmenšovat.

Yanagisava et al. (2007) ve své práci tvrdí, že intramuskulární teplota svého minima dosahuje až po ukončení kryoterapie. Lze se tedy domnívat, že u některých probandů stále ještě přetrvávala vazokonstrikce cév, u jiných již nastala hyperémie. Pokud bychom měřili VDDM a LMDM s časovým odstupem několika minut, po ukončení kryoterapie, v době nástupu masivní hyperémie, byly by naměřené výsledky VDDM a LMDM odlišné.

Přivádění tepla radiací a kondukcí mělo na probandy (č. 1, 6, 8 a 10) se zkrácením m. rectus femoris téměř shodný účinek. Při stanovení hypotézy č. 4 jsem vycházela z poznatků o myorelaxačních a spasmolytických účincích tepla na svaly, proto byla k posouzení účinku obou fyzikálních principů přenosu tepla vybrána právě

tato skupina probandů. Hypotéza č. 4 byla částečně potvrzena. Po aplikaci teplých procedur, došlo u vybrané skupiny probandů ke zmenšení VDDM, pouze u probanda č. 6 se na PDK VDDM zvětšil. LMDM měl také tendenci zmenšovat se, pouze u probanda č. 8 se na LDK zvětšil.

Všichni z probandů během celého vyšetření seděli po delší časový interval v neměnné poloze s nataženými DKK opřenými bérce o nízký stolek. Poloha mohla být pro některé jedince nepříjemná. Odlišné výsledky změřené na DKK u dvou probandů mohly být tedy způsobeny nedostatečnou možností relaxace pozorovaného svalu při aplikaci teplé procedury.

Dalším z cílů studie bylo vyhodnotit závislost změn VDDM a LMDM m. rectus femoris na změnách povrchové teploty těla. Na základě poznatků o změnách prokrvení tkání v místě aplikace lokální pozitivní a negativní termoterapie, byla stanovena hypotéza č. 5 a) a b). Dle hypotézy 5 a) bylo očekáváno, že čím více se povrchová teplota vlivem pozitivní termoterapie zvýší, tím větší tendenci má VDDM a LMDM se zvětšovat. Hypotéza potvrzena nebyla. Převažoval zde výsledek, že čím více se povrchová teplota zvětšila, tím méně se VDDM a LMDM měl tendenci se zmenšovat.

Lze se domnívat, že u probandů, u kterých vzrostla povrchová teplota méně, docházelo k většímu odvádění tepla cirkulující krví z místa aplikace, teplo tudíž nepronikalo do hloubky tkání.

Hypotéza č. 5 b) předpokládala, že čím větší je pokles povrchové teploty těla po aplikaci vybraných médií negativní termoterapie, tím má VDDM a LMDM větší tendenci zvětšovat se. Tato hypotéza byla potvrzena pouze u zmrazeného gelového sáčku Cryoflex. V ostatních případech měly změny VDDM a LMDM v závislosti na změnách povrchové teploty různé tendence.

Změny povrchové teploty těla způsobené aplikací zmrazeného Cryoflexu dosahovaly u některých jedinců poklesu téměř až o 30 °C. Tento velký teplotní pokles zajisté způsobil i vazokonstrikci cév uvnitř svalu, o to masivnější byl po odebrání chladového média z povrchu končetiny nástup hyperémie, v důsledku kterého se sledované rozměry zvětšily.

Z jednotlivých výsledků změn VDDM a VLDM však nevyplývá, že by po aplikaci zmrazených sáčků Cryoflex docházelo stabilně ke zvětšení VDDM

a LMDM svalu. VDDM se zvětšil u 7 z 12 probandů, LMDM se zvětšil pouze u 5 z 12 probandů.

Jak ve své práci uvádí Ježek (1994), čím je vrstva podkožního tuku tlustší, tím delší musí být působení chladu, aby došlo k ochlazení svalu. Hypotéza č. 6 z těchto poznatků vycházela. Shodný vliv vrstvy podkožního tuku byl předpokládán také u průchodu tepla. Získané výsledky ale hypotézu č. 6 nepotvrdily. Ačkoliv měli muži tloušťku kožní řasy tenčí než ženy, výsledky změn VDDM a LMDM neprokázaly, že by změny u mužů oproti ženám dosahovaly vyšších hodnot. Hodnoty průměru změn VDDM a LMDM u mužů i žen ukazují, že největší vliv na m. rectus femoris měla aplikace infračerveného záření přístrojem InfraPhil HP3616.

Ani skupina s tloušťkou kožní řasy ≥ 24 mm nevykazovala průměrně menší změny sledovaných parametrů, výsledky měly rozličný charakter. U této skupiny probandů byl zaznamenán zajímavý jev, VDDM vlivem infračerveného záření měl tendenci zmenšovat se, zatímco LMDM zvětšovat.

Výsledky celé studie mohly být zkráceny několika způsoby. Hlavní roli v nich hrál lidský faktor. Naměřené hodnoty VDDM a LMDM m. rectus femoris se pohybují v řádu milimetrů. Ačkoliv v průběhu celé studie byly údaje měřeny jedním odborníkem, mohlo v rychlosti měření dojít k odchýlení kaliperu o několik desetin milimetru až milimetrů.

V průběhu aplikace infračerveného záření jsme se snažili dodržovat striktně vzdálenost zdroje záření 30 cm od povrchu končetiny. Z časových důvodů nebylo možné zajistit, aby aplikace probíhala pouze jedním terapeutem. Probandi si aplikaci po poučení prováděli sami. Ke kontrole požadované vzdálenosti přístroje od pokožky měli k dispozici plastová měřidla. Vzhledem k délce aplikace infračerveného záření a únavě horních končetin držících přístroj, mohlo dojít k přiblížení nebo oddálení přístroje od místa aplikace. V rámci budoucích studií by bylo vhodné použít stojanové infrazářiče, u kterých není nutné korigovat v průběhu terapie požadovanou vzdálenost zářiče od pokožky těla.

Naměřená data mohla být také zkrácena nedostatečnou relaxací svalů DKK. Zejména pro nedostatek pracovního prostoru probíhal celý experiment vsedě s nataženými DKK opřenými bérce o malý stolek. Hlavně pro některé ženy byla tato poloha nepříjemná. Bohužel měření bylo omezeno pouze na jeden jediný den. Místnost,

ve které studie probíhala, nebyla dostatečně prostorná tak, aby se v ní dalo volně pohybovat mezi probandy a současně se do ní vešla tři lehátka, přístroj pro ultrasonografii a Cryogen 3.

V rámci této diplomové práce se podařilo zodpovědět všechny kladené vědecké otázky, potvrdit či vyvrátit hypotézy a uskutečnit experimenty, které doposud nebyly v odborné praxi realizovány.

Domnívám se, že výsledky této diplomové práce, by mohly v budoucnosti sloužit jako podkladový materiál pro další rozsáhlejší a propracovanější studie.

Nejdříve by bylo vhodné ověřit si na určitém vzorku zdravých jedinců, jak se sledované rozměry svalu mění m. rectus femoris v klidu při sezení nebo ležení s relaxovanými nataženými DKK.

Na základě výsledků studie bych v budoucnosti doporučila zaměřit se pouze na sledování jednoho rozměru (tloušťky, průřezu aj.) m. rectus femoris. Použila bych celkově větší vzorek probandů, z nichž by určitý počet účastníků představoval kontrolní skupinu. Z médií použitých v této studii bych si vybrala pouze infrazářič InfraPhil HP3616. Domnívám se také, že by bylo vhodné měřit v rámci experimentu i intramuskulární teplotu.

Nezodpovězenou otázkou zůstává, zda by opačný průběh aplikace vybraných forem lokální termoterapie, tedy aplikace chladné procedury následované teplou procedurou, ovlivnil sledované tvarové rozměry m. rectus femoris stejným nebo odlišným způsobem.

Pokud bych opět vycházela ze současných poznatků o změnách prokrvení, předpokládala bych, že masivní hyperémii, která nastává po aplikaci chladu, ještě umocní následná aplikace termopozitivní procedury. Sledované rozměry svalu by pravděpodobně měly tendenci zvětšovat se.

Jak ale ukázala tato studie k diplomové práci, reakce m. rectus femoris na obou DKK na aplikaci termopozitivních, ale i termonegativních procedur měla u některých jedinců odlišný charakter.

7 ZÁVĚR

Záměrem této diplomové práce bylo zjistit, zda v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla dochází ke změnám VDDM a LMDM musculus rectus femoris.

V teoretické části práce byly shrnuty dosavadní poznatky z oblasti anatomie příčně pruhovaného svalstva, termoregulace lidského organismu, termoterapie, termodynamiky a ultrasonografie.

V úvodu praktické části této diplomové práce došlo, na základě výsledků měření získaných během několika experimentů, k výběru 4 terapeutických metod lokální pozitivní a negativní termoterapie, které svojí aplikací nejefektivněji ovlivnily povrchovou teplotu těla. Během výběru vhodných metod lokální termoterapie byly potvrzeny hypotézy porovnávající vliv jednotlivých fyzikálních mechanismů přenosu tepla na povrchovou teplotu těla.

Vybrané prostředky lokální pozitivní termoterapie (infrazářič InfraPhil HP3616, nahřátý Rašelinový nosič tepla) a negativní termoterapie (zmražený gelový sáček Cryoflex a přístroj Cryogen 3) byly následně aplikovány na střed stehen obou DKK u 12 probandů.

Měření VDDM a LMDM m. rectus femoris v průběhu experimentu prokázalo, že se sledované rozměry svalu v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla mění, řádově od jedné desetiny milimetru po několik milimetrů. VDDM i LMDM měly po aplikaci obou prostředků lokální pozitivní termoterapie tendenci se zmenšovat. Vybrané prostředky lokální negativní termoterapie neprokázaly jednotné výsledky. Nelze tedy usoudit, zda má VDDM a LMDM pozorovaného svalu vlivem působení chladu tendenci se spíše zvětšovat nebo zmenšovat.

Téměř u většiny probandů se zkrácením m. rectus femoris se vlivem přivádění tepla radiací a kondukcí VDDM a LMDM měly tendenci zmenšovat.

Přímá závislost, mezi zvýšením povrchové teploty těla a zvýšenou tendencí VDDM a LMDM se zvětšovat, nebyla potvrzena. Tendence VDDM a LMDM se snižující se povrchovou teplotou těla se zvětšovat byla sledována pouze po aplikaci zmraženého gelového sáčku Cryoflex.

Tloušťka kožní řasy, jak ukázaly výsledky studie, vliv na změny sledovaných rozměrů m. rectus femoris nemá. Ač byly u mužů naměřeny menší hodnoty tloušťky

kožní řasy, nebyly získané změny VDDM a LMDM větší než u žen. Pohlaví tedy vliv na změny VDDM a LMDM nemá.

Hypotézy, týkající se změn VDDM a LMDM m. rectus femoris v závislosti na povrchové teplotě těla, byly v průběhu této práce vyvráceny, pouze tři byly částečně potvrzeny. Výzkumný vzorek probandů byl poměrně malý, tudíž nelze výsledky této studie generalizovat. V budoucnu by bylo vhodné téma této diplomové práce více rozvinout, vyčlenit si na realizaci praktické části studie větší časový interval a získat tak podrobnější a průkaznější výsledky.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. **ARTS, I. M. P. et al.** Normal values for quantitative muscle ultrasonography in adults. *Muscle & Nerve* [online]. 2010, vol. 41, iss. 1, p. 32-41 [cit. 2014-12-13]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mus.21458/pdf>
2. **BARTUŠKA, K., SVOBODA, E.** *Fyzika pro gymnázia: molekulová fyzika a termika*. 5. vyd. Praha: Prometheus, 2010, 244 s. ISBN 978-80-7196-383-7.
3. **BERGER, J. et al.** Rectus femoris (RF) ultrasound for assessment of muscle mass in older. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 2015, vol. 61, iss. 1, p. 33-38 [cit. 2015-07-16]. DOI: 10.1016/j.archger.2015.03.006. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016749431500045X#>
4. **BHARGAVA, S. K.** *Principles and practise of Ultrasonography*. Jaeppee Brothers Publishers, 2002, 462 p. ISBN 81-7179-877-2. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=m_nry99oFOAC&printsec=frontcover&dq=principles+and+practise+of+ultrasonography&hl=cs&sa=X&ei=ytskyVdizJcXraI_gIgM&ved=0CCIQ6AEwAA#v=onepage&q=principles%20and%20practise%20of%20ultrasonography&f=false
5. **BUONO, M. J. et al.** Comparison of infrared versus contact thermometry for measuring skin temperature during exercise in the heat. *Physiological measurement* [online]. 2007, vol. 28, iss. 8, p. 855-859 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1088/0967-3334/28/8/008. Dostupné z: http://iopscience.iop.org/0967-3334/28/8/008/pdf/0967-3334_28_8_008.pdf
6. **CAPKO, J.** *Základy fyziatrické léčby*. 1. vyd. Praha: Grada, 1998, 394 s. ISBN 80-7169-341-3.
7. Cryoflex 27x12 cm. *Lekarna.cz* [online]. [cit. 2014-04-14]. Dostupné z: <http://www.lekarna.cz/cryoflex-27x12cm/>
8. Cryolab a.s. Cryogen 3 - návod k použití. Praha, 2014, 15 s.
9. **ČIHÁK, R.** *Anatomie*. 2. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
10. **DIETRICH, C. F. et al.** *Ultrasonografie*. 5. vyd. Equilibria, 2008, 404 s. ISBN 978-80-89284-20-7.

11. **DINKA, P. et al.** *Voda a chlad: prevencia, liečba, rehabilitácia*. 1. vyd. Bratislava: Liečreh Gúth, 2008, 313 s. ISBN 978-80-967229-5-2.
12. **DYLEVSKÝ, I.** *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
13. **DYLEVSKÝ, I.** *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 190 s. ISBN 978-80247-1649-7.
14. **FAULKNER, S. H. et al.** *Reducing Muscle Temperature Drop after Warm-up Improves Spirit Cycling Performance*. Official Journal of the American College of Sports Medicine [online]. 2013, vol. 45, iss. 2, p. 359-365 [cit. 2014-05-30]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31826fba7f. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.13.1a/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=EDJHFPJANKDDOKJINCLKFGGCOJCHAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3f%26Full%2bText%3dL%257cS.sh.22.23%257c0%257c00005768-201302000-00020%26S%3dEDJHFPJANKDDOKJINCLKFGGCOJCHAA00&directlink=ht tp%3a%2f%2fgraphics.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2ffPDDNCGCFGJINK00%2ff s047%2fovft%2flive%2fgv024%2f00005768%2f00005768-201302000-00020.pdf&filename=Reducing+Muscle+Temperature+Drop+after+Warm->
15. **GANONG, W. F.** *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Galén, 2005, 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
16. **GILL, R.** *The physics and technology od diagnostic ultrasound : a practitioner's guide*. Abbotsford, N. S. W: High Frequency Publishing Sydney, 2012, 150 p. ISBN 9780987292100 (pbk). Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=XXPSmD1o7tQC&printsec=frontcover&dq=the+physics+and+technology+of+diagnostic+ultrasound&hl=cs&sa=X&ei=VcAyVfTGH5HWavCZgJAP&ved=0CCAQ6AEwAA#v=onepage&q=the%20physics%20and%20technology%20of%20diagnostic%20ultrasound&f=false>
17. **GRIM, M., DRUGA, R. et al.** *Základy anatomie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2001, 159 s. ISBN 80-7262-112-2.
18. **GRUTHER, W. et al.** Muscle wasting in intensive care patients: ultrasound observation of the M. quadriceps femoris muscle layer. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2008, vol. 40, iss.3, p. 185-189 [cit. 2015-07-15]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <http://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2008/00000040/00000003/art00005>

19. **GUYTON, A. C., HALL, J. E.** *Textbook of Medical Physiology*. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006. 1116 p. ISBN 0-7216-0240-1. Dostupné z: <http://jpkc.hactcm.edu.cn/2012yxslx/file/Textbook%20of%20Medical%20Physiology.pdf>
20. **HAMILL, J., KNUTZEN, K. M.** *Biomechanical Basis of Human Movement*. Williams & Wilkins, 1995, 532 p. ISBN 0-683-03863-X.
21. **HODGES, P. W. et al.** Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & nerve* [online]. 2003, vol. 27, iss. 6, p. 682-692 [cit. 2015-04-18]. DOI: 10.1002/mus.10375. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mus.10375/pdf>
22. **HOFER, M.** *Kurz sonografie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 240 s. ISBN 80-247-0956-2.
23. **HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., ŠKORPÍKOVÁ, J.** *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2006, 312 s. ISBN 80-86850-01-3.
24. **HUPKA, J., KOLESÁR, J., ŽALOUDEK, K.** *Fyzikální terapie*. Martin: Osveta, 1993, 554 s. ISBN 80-217-0568-X.
25. **CHANDLER, A., PREECE, J., LISTER, S.** Using heat therapy for pain management. *Nursing standard*, 2002, vol. 17, iss. 9, p. 40-42. DOI
26. **CHARKOUDIAN, N.** Skin Blood Flow in Adult Human Thermoregulation: How It Works, When It Does Not, and Why. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. 2003, vol. 78, iss.5, p. 603-612 [cit. 2015-10-04]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0025619611619307>
27. InfraPhil HP3616. *Philips.com* [online]. [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: http://download.p4c.philips.com/files/h/hp3616_01/hp3616_01_dfu_ces.pdf
28. **JANDOVÁ, D.** *Balneologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 404 s., 16 s. barev. obr. příl. ISBN 978-80-247-2820-9.
29. **JANWANTANAKUL, P.** The effect of quantity of ice and size of contact area on ice pack/skin interface temperature. *Physiotherapy* [online]. 2009, vol. 95, iss. 2, p. 120-125 [cit. 2015-10-04]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2009.01.004>. Dostupné z: [http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406\(09\)00024-8/ppt](http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406(09)00024-8/ppt)
30. **JEŽEK, J.** Terapie chladem (kryoterapie) a její možnosti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 1, č. 1, s. 28-32. ISSN 1211-2658.

31. **JUTTE, L. S. et al.** The Relationship between Intramuscular Temperature, Skin Temperature, and Adipose Thickness During Cryotherapy and Rewarming. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2001, vol. 82, iss. 6, p. 845-850.
32. **KITTNAR, O. et al.** *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 800 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
33. **KOCA, I. et al.** The relationship between Quadriceps Thickness, Radiological Staging, and Clinical Parameters in Knee Osteoarthritis. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, iss. 6, p. 931-936 [cit. 2015-07-15]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4085224/>
34. **KOLÁŘ, P. et al.** *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
35. **LANGMEIER, M. et al.** *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 320 s. ISBN 978-80-247-2526-0.
36. **LEFRANT, J.-Y. et al.** Temperature measurement in intensive care patients: comparison of urinary bladder, oesophageal, rectal, axillary, and inguinal methods versus pulmonary artery core method. *Intensive care medicine* [online]. 2003, vol. 29, iss. 3, p. 414-418. [cit. 2015-13-04]. DOI: 10.1007/s00134-002-1619-5. Dostupné z: <http://rd.springer.com/article/10.1007/s00134-002-1619-5#page-1>
37. **LIM, Ch. L., BYRNE, Ch., LEE, J. K. W.** Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings. *Annals Academy of Medicine Singapore* [online]. 2008, vol. 37, iss. 4, pp. 347-353 [cit. 2015-09-04]. Dostupné z: <http://www.annals.edu.sg/pdf/37volno4apr2008/v37n4p347.pdf>
38. **LONG, B. C. et al.** Exercise and Quadriceps Muscle Cooling Time. *Journal of Athletic Training*, 2005, vol. 40, iss. 4, p. 260-263.
39. **LYSENKO, V.** *Detektory pro bezdotykové měření teplot*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 153 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-7300-180-2.
40. **MALANGA, G. A., YAN, N., STARK, J.** Mechanism and efficacy of heat and cold therapies for musculoskeletal injury. *Postgraduate Medicine* [online]. 2015, pp. 1-9 [cit. 2015-07-04]. DOI: 10.1080/00325481.2015.992719. Dostupné z:

http://www.prpseminar.com/wp-content/uploads/2015/01/Malanga_2014_Postgrad_Med_Epub.pdf

41. MEDICALFOX Cryoflex gelový studený/teplý obklad 27x12 cm (v krabičce). *Prozdravi.cz* [online]. © 2015 [cit. 2015-04-14]. Dostupné z: <http://www.prozdravi.cz/cryoflex-gelovy-studený-teply-obklad-27x12-cm.html>
42. MINTON, J. A Comparison of Thermotherapy and Cryotherapy in Enhancing Supine, Extended-leg, Hip Flexion. *Journal of Athletic Training* [online]. 1993, vol. 28, iss. 2, p. 172-176 [cit. 2015-08-02]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1317700/pdf/jathtrain00030-0078.pdf>
43. MULKERN, R. V. et al. Temperature distribution changes in low back muscles during applied topical heat: A Magnetic Resonance Thermometry Study. *Proceedings of the Seventh Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* [online]. 1999; 1054 [cit. 2015-07-04]. Dostupné z: <http://cds.ismrm.org/ismrm-1999/PDF4/1054.pdf>
44. NADLER, S. F., WEINGAND, K., KRUSE, R. J. The physiologic basis and clinical applications of cryotherapy and thermotherapy for the pain practitioner. *Pain Physician* [online]. 2004, vol. 7, iss. 3, p. 395-399 [cit. 2015-08-04]. ISSN 1533-3159. Dostupné z: <http://www.painphysicianjournal.com/2004/july/2004;7;395-399.pdf>
45. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. *Medicínská biofyzika*. 1.vyd. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
46. NEDĚLKA, J., NERADÍLEK, F. Terapeutické využití tepla a chladu. *Bulletin Sdružení praktických lékařů ČR*, 2005, roč. 15, č. 5, s. 46–50. ISSN 1212-6152.
47. NEKULA, J. *Zobrazovací metody muskuloskeletálního systému pro studující fyzioterapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, Lékařská fakulta, 2001, 42 s. ISBN 80-244-0260-2.
48. OCHIAI, S. et al. Effectiveness of Thermotherapy Using a Heat and Steam Generating Sheet for Cartilage in Knee Osteoarthritis. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, iss. 2, p. 281-284 [cit. 2014-11-09]. DOI: 10.1589/jpts.26.281. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3944306/pdf/jpts-281.pdf>

49. **PARK, S. J., TAMURA, T.** Distribution of evaporation rate on human body surface. *The Annals of physiological anthropology* [online]. 1992, vol. 11, iss. 6, p. 593-609. [cit. 2015-04-15] Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/ahs1983/11/6/11_6_593/pdf
50. **PASTA, G. et al.** Sonography of the quadriceps muscle: Examination technique, normal anatomy, and traumatic lesions. *Journal of Ultrasound* [online]. 2010, vol. 13, iss. 2, p. 76-84. [cit. 2015-04-18]. DOI: 10.1016/j.jus.2010.07.004 Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3553199/pdf/main.pdf>
51. **PETR, P. et al.** Peloidy a peloidní extrakty. Léčebné využití a vliv na kvalitu života. (Naše společné dědictví v česko-rakouské příhraniční oblasti) [online]. 2006 [cit. 2015-12-04]. Dostupné z: <http://www.zsf.jcu.cz/Members/ppetr/Informace/elektronicke-studijni-texty/peloidy.pdf>
52. **PILLEN, S.** Skeletal muscle ultrasound. *European Journal Translational Myology* [online]. 2010, vol. 1, iss. 4, p. 145-155 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <http://pagepressjournals.org/index.php/bam/article/view/bam.2010.4.145/1302>
53. **PODĚBRADSKÝ, J.** Oblíbené omyly a chyby při aplikaci fyzikální terapie. Část 1- obecná fyzikální terapie, mechanoterapie, termoterapie, fototerapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, roč. 5, č. 3, s. 91-95. ISSN 1211-2658.
54. **PODĚBRADSKÝ, J.** Úvod do termoterapie a fototerapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1995, roč. 2, č. 2, s. 76-91. ISSN 1211-2658.
55. **PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R.** *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada, 2009, 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.
56. **PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I.** *Fyzikální terapie*. 1.vyd. Praha: Grada, 1998. 264 s. ISBN 80-7169-661-7.
57. **PRENTICE, W. E.** *Therapeutic modalities in sports medicine*. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 1994, 409 p. ISBN 0801679222.
58. Rašelinový nosič tepla - 15x40 cm. *Torf Ziegler spol. s.r.o.* [online]. © 2008-2015 [cit. 2015-04-10]. Dostupné z: <https://www.torf-ziegler.com/9004-raselinovy-nosic-tepla-15x40-cm.htm>
59. Rašelinový nosič tepla. *BTL* [online]. © 2013 [cit. 2015-04-14]. Dostupné z: <http://www.btl-shop.cz/raselinovy-nosic-tepla-15x40-cm.html>

60. **ROKYTA, R. et al.** *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetřovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. 2. přeprac. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2008, 426 s. ISBN 80-86642-47-X.
61. **SCHÄBERLE, W.** *Ultrasonography in Vascular Diagnosis*. 2. ed. Berlin: Springer, 2011, 347 p. ISBN 978-3-642-02508-2. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=EUfWjnHJluEC&printsec=frontcover&dq=Ultrasonography+in+Vascular+Diagnosis&hl=cs&sa=X&ei=sL83Ve6rM8HBOane gYgJ&ved=0CCAQ6AEwAA#v=onepage&q=Ultrasonography%20in%20Vascular%20Diagnosis&f=false>
62. **SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A.** *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
63. **STEKETEE, J.** Spectral Emissivity of Skin and Pericardium. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 1973, vol. 18, iss. 5, p. 686-694 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: http://iopscience.iop.org/0031-9155/18/5/307/pdf/0031-9155_18_5_307.pdf
64. **SVOBODA, E. et al.** *Přehled středoškolské fyziky*. 4. uprav. vyd. Praha: Prometheus, 2006, 531 s. ISBN 80-7196-307-0.
65. **SVOBODA, E., BARTÁK, F., ŠIROKÁ, M.** *Fyzika pro technické obory středních odborných škol*. 2. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986, 456 s. Učebnice pro střední školy.
66. **ŠMUK, L., STRNAD, P.** Lokální kryoterapie a celotělová terapie chladem jako alternativa a doplněk léčby bolestivých onemocnění pohybového ústrojí. *Interní medicína* [online]. 2008, roč. 10, č. 9, s. 410-412 [cit. 2014-11-09]. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2008/09/09.pdf>
67. **TAYLOR N. A. S., TIPTON, M. J., KENNY, G. P.** Considerations for the measurement of cor, skin and mean body temperatures. *Journal of Thermal Biology* [online]. 2014, vol. 46, p. 72-101 [cit. 2014-12-09]. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2014.10.006. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306456514001521>
68. **THOMAES, T. et al.** Reliability and validity of ultrasound technique to measure the rectus femoris muscle diameter in older CAD-patients. *BMC Medical Imaging*

- [online]. 2012, vol. 12, iss. 7 [cit. 2015-07-16]. DOI: 10.1186/1471-2342-12-7.
Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2342/12/7>
69. **TORRIANI, M., KATTAPURAM, S. V.** Musculoskeletal Ultrasound: An Alternative Imaging Modality for Sports-Related Injuries. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2003, vol. 14, iss. 1, p. 103-112. [cit. 2014-04-18].
Dostupné z: ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.15.1b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=AABGFPKFEFDDHMLDNCKKOBDCIEALAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3f%26Titles%3dS.sh.22%257c1%257c10%26FORMAT%3dtitle%26FIELDS%3dTITLES%26S%3dAABGFPKFEFDDHMLDNCKKOBDCIEALAA00&directlink=http%3a%2f%2fgraphics.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2ffpDDNCDCOBLDEF00%2ffs041%2fovft%2flive%2fgv012%2f00002142%2f00002142-200302000-00008.pdf&filename=Musculoskeletal+Ultrasound%3a+An+Alternative+Imaging+Modality+for+Sports-Related+Injuries.&navigation_links=NavLinks.S.sh.22.1&PDFIdLinkField=%2ffs041%2fovft%2flive%2fgv012%2f00002142%2f00002142-200302000-00008&link_from=S.sh.22%7c1&pdf_key=B&pdf_index=S.sh.22&D=yrovft
70. **TROJAN, S. et al.** *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
71. **UREMOVIĆ, M. et al.** Ultrasound measurement of the volume of musculus quadriceps after knee joint injury. *Collegium antropologicum*, 2004, vol. 28, p. 227-233. ISSN 0350-6134.
72. **VAN MARKEN LICHTENBELT, W. D. et al.** Evaluation of wireless determination of skin temperature using iButtons. *Physiology & Behavior* [online], 2006, vol. 88, iss. 4, p. 489-497 [cit. 2015-04-14]. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0031938406001818/1-s2.0-S0031938406001818-main.pdf?tid=71282050-e363-11e4-8095-00000aab0f6c&acdnat=1429097876_98e2af7f99b3f8ee0ff5b57758c68464
73. **VILLASEñor–Mora C., Sánchez–Marin, F. J., Calixto–Carrera, S.** An indirect skin emissivity measurement in the infrared thermal range through reflection of a CO2 laser beam. *Revista mexicana de física* [online]. 2009, vol. 55, iss. 5, p. 387-392 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://www.scielo.org.mx/pdf/rmf/v55n5/v55n5a9>

74. **VOMÁČKA, J., NEKULA, J., KOZÁK, J.** *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.
75. Využití účinků kryoterapeutického přístroje Cryogen 2 v lékařských oborech. *Kryoterapie* [online]. © 2015 [cit. 2014-11-29]. Dostupné z: <http://kryoterapie.cz/kryoterapie/lokalni-kryoterapie/#Vyuziti-ucinku-kryoterapeutickeho-pristroje-Cryogen-2-v-lekarskych-oborech>
76. **WALTON J. M., ROBERTS, N., WHITEHOUSE, G. H.** Measurement of the quadriceps femoris muscle using magnetic resonance and ultrasound imaging. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 1997, vol. 31, p. 59-64 [cit. 2014-12-13]. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/31/1/59.full.pdf>
77. **YANAGISAVA, O. et al.** Effects of cooling on human skin and skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 2007, vol. 100, iss. 6, p. 737-745.
78. **ZEMAN, V.** *Adaptace na chlad u člověka: možnosti a hranice*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006, 131 s. ISBN 8072623311.

SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Demografické údaje jednotlivých probandů.....	66
Tabulka č. 2: Průměrné hodnoty změn VDDM u mužů	80
Tabulka č. 3: Průměrné hodnoty změn VDDM u žen	80
Tabulka č. 4: Průměrné hodnoty změn LMDM u mužů.....	82
Tabulka č. 5: Průměrné hodnoty změn LMDM u žen	82

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Duothermu zmraženého na teplotu -20 °C a Cryoflexu zmraženého na teplotu -10°C zabalených do ručníku... 56	56
Graf č. 2: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace gelového polštářku Duotherm a gelového sáčku Cryoflex nahřátých na teplotu 50 °C zabalených do ručníku..... 57	57
Graf č. 3: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Cryoflexu o teplotě -20 °C zabaleného do namraženého a nenamraženého ručníku	58
Graf č. 4: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Cryoflexu zmraženého na teplotu	59
Graf č. 5: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla a Rašelinového termosáčku nahřátých na teplotu 50 °C zabalených do ručníků	60
Graf č. 6: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 40 a 50 °C.....	60
Graf č. 7: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 50 °C zabaleného do stříbrné izotermické fólie	61
Graf č. 8: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 60 °C zabaleného do látky a Rašelinových nosičů tepla nahřátých na teplotu 50 a 70 °C zabalených do ručníku	62
Graf č. 9: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 70 °C zabaleného do ručníku, nahřátého ručníku a ručníku připevněného pomocí therabandu k povrchu dolní končetiny	63
Graf č. 10: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace infračerveného záření přístrojem InfraPhil HP3616 a Rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 70 °C zabaleného do ručníku	64
Graf č. 11: Povrchová teplota těla v průběhu aplikace proudění páry kapalného dusíku	64
Graf č. 12: Změny VDDM v % po ukončení přenosu tepla radiací	67
Graf č. 13: Změny VDDM v % po ukončení odebrání tepla konvekcí	68
Graf č. 14: Změny VDDM v % po ukončení přenosu tepla kondukcí	69
Graf č. 15: Změny VDDM v % po ukončení odebrání tepla kondukcí.....	69
Graf č. 16: Hodnoty průměrné VDDM m. rectus femoris v průběhu studie	70
Graf č. 17: Změny LMDM v % po ukončení přenosu tepla radiací	71

Graf č. 18: Změny LMDM v % po ukončení odebírání tepla konvekcí.....	71
Graf č. 19: Změny LMDM v % po ukončení přenosu tepla kondukcí	72
Graf č. 20: Změny LMDM v % po ukončení odebírání tepla kondukcí.....	73
Graf č. 21: Hodnoty průměrné LMDM v průběhu studie.....	73
Graf č. 22: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny VDDM v % po aplikaci lokální pozitivní termoterapie	77
Graf č. 23: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny VDDM v % po aplikaci lokální negativní termoterapie.....	78
Graf č. 24: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny LMDM v % po aplikaci lokální pozitivní termoterapie	78
Graf č. 25: Porovnání vlivu změn povrchové teploty těla na změny LMDM v % po aplikaci lokální negativní termoterapie.....	79
Graf č. 26: Porovnání změn VDDM po přenosu tepla radiací a konvekcí u mužů a žen	81
Graf č. 27: Porovnání změn VDDM po přenosu tepla kondukcí u mužů a žen	82
Graf č. 28: Porovnání změn LMDM po přenosu tepla radiací a konvekcí u mužů a žen	83
Graf č. 29: Porovnání změn LMDM po přenosu tepla kondukcí u mužů a žen	84
Graf č. 30: Tloušťka kožní řasy u jednotlivých probandů	85

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha č. 1: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS
- Příloha č. 2: Informovaný souhlas
- Příloha č. 3: Cryolab – dočasný autorizační certifikát
- Příloha č. 4: Vztah proměnných k intramuskulární teplotě
- Příloha č. 5: Stupně flexibility za podmínek léčby (mean ± SD)
- Příloha č. 6: Povrchová teplota těla v průběhu po sobě navazující aplikace rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 70°C zabaleného do bavlněného ručníku a Cryoflexu zmraženého na teplotu -20 °C zabaleného do látky
- Příloha č. 7: Duotherm nahřátý na teplotu 50 °C zabalený do ručníku
- Příloha č. 8: Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 50 °C zabalený do izotermické fólie – lesklá strana
- Příloha č. 9: Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 50 °C zabalený do izotermické fólie – matná strana
- Příloha č. 10: Cryoflex zmražený na teplotu -20 °C zabalený do bavlněné látky
- Příloha č. 11: Cryogen 3

Příloha č. 12: Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 70 °C zabalený do bavlněného ručníku

Příloha č. 13: Infrazáříč InfraPhil HP3616

Příloha č. 14: Souhrn naměřených dat

Příloha č. 15: Vstupní vyšetření pohybového aparátu

Příloha č. 16: Proband č. 1

Příloha č. 17: Proband č. 2

Příloha č. 18: Proband č. 3

Příloha č. 19 : Proband č. 4

Příloha č. 20: Proband č. 5

Příloha č. 21: Proband č. 6

Příloha č. 22: Proband č. 7

Příloha č. 23: Proband č. 8

Příloha č. 24: Proband č. 9

Příloha č. 25: Proband č. 10

Příloha č. 26: Proband č. 11

Příloha č. 27: Proband č. 12

Příloha č. 28: VDDM – PDK

Příloha č. 29: VDDM - LDK

Příloha č. 30: LMDM - PDK

Příloha č. 31: LMDM - LDK

Příloha č. 32: Změny povrchové teploty těla

Příloha č. 33: Změny VDDM a LMDM - pohlaví

Příloha č. 34: Změny VDDM a LMDM – tloušťka kožní řasy

Příloha č. 35: Snímek m. rectus femoris na LDK u probanda č. 12

Příloha č. 36: Fotodokumentace experimentu

Příloha č. 37: Časový harmonogram experimentu

Příloha č. 1: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

**Žádost o vyjádření
etické komise UK FTVS**

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Sledování tvarových změn kosterního svalu v závislosti na povrchové teplotě těla

Forma projektu: diplomová práce

Autor (hlavní řešitel): Bc. Aneta Frýdová

Školitel (v případě studentské práce): PhDr. Martin Stupka, Ph.D.

Popis projektu: Cílem této diplomové práce bude sledování příčného průřezu musculus rectus femoris v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla. Povrchová teplota těla v oblasti stehen obou dolních končetin bude ovlivněna aplikací lokální pozitivní a negativní termoterapie.

Pro danou studii bude vybráno dvanáct zdravých jedinců s nulovou úrazovostí dolních končetin v uplynulém roce. Probandi podstoupí celý proces výzkumu celkem jednou, na obou končetinách bude vždy současně probíhat aplikace jiného druhu lokální termoterapie. V závěru studie dojde k porovnání výsledků mezi jednotlivými procedurami u každého z probandů.


Současně se sledováním příčného průřezu daného svalu pomocí ultrasonografického vyšetření bude provedeno vyšetření pohybového aparátu, neinvazivními metodami snímána povrchová teplota těla a změněna vrstva podkožního tuku. Všechny získané výsledky budou následně statisticky vyhodnoceny.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Nebudou použity žádné invazivní techniky.

Etické aspekty výzkumu: Osobní údaje ani výsledky nebudou zveřejněny.

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne 9.2.2015

Podpis autora: 

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 043/2015

dne: 11. 2. 2015

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy

UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6


podpis předsedy EK

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Vážená paní, vážený pane,

v souladu se Zákonem o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (§ 28 ods. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně (č. 96/2001) bych Vás chtěla požádat o souhlas s účastí na studii k diplomové práci prováděné studentkou pátého ročníku magisterského studia oboru Fyzioterapie na FTVS UK v Praze Bc. Anetou Frýdovou.

Studie se zabývá sledováním změn příčného průřezu musculus rectus femoris v závislosti na měnící se povrchové teplotě těla.

V rámci studie Vám bude na dolní končetiny aplikována lokální negativní termoterapie v podobě zmraženého gelového obkladu Cryoflex a chladné páry a lokální pozitivní termoterapie v podobě nahřátého rašelinového nosiče tepla a infračerveného záření. Během experimentu, který bude trvat přibližně hodinu a půl, dojde k vyhotovení 6 sonografických snímků pozorovaného svalu odborníkem v daném oboru MUDr. Jiřím Balákem, FEBU. Dále bude v rámci experimentu vyšetřen pohybový aparát, měřena povrchová teplota těla a vrstva podkožního tuku.

Jak terapie, tak i obě použité metody snímání jsou neinvazivního charakteru, jejich vedlejší účinky na lidský organismus jsou minimální. Průběh celého měření by tedy pro Vás měl být bezbolestný.

Chtěla bych Vás ubezpečit, že získané výsledky nebudou nijak zneužity a Vaše osobní data nebudou nikde zveřejněna.

Prohlašuji, že dnešního dne jsem byl(a) řádně poučen(a) odborníkem v daném oboru o průběhu celé studie. Odborný pracovník mě také dostatečně seznámil s obsahem tohoto informovaného souhlasu. Všem informacím jsem dobře porozuměl(a), popřípadě jsem měla možnost zeptat se odborníka na dodatečné otázky.

Svým vlastnoručním podpisem stvrzuji svoji dobrovolnou účast v této studii a souhlasím s použitím výsledků studie v diplomové práci.

Datum

Jméno, příjmení a datum narození sledované osoby

Podpis

Jméno a příjmení osoby provádějící poučení

Podpis

Příloha č. 3: Cryolab – dočasný autorizační certifikát



Příloha č. 4: Vztah proměnných k intramuskulární teplotě

Table 1: Predictor Variable Relationships to IM Temperature

Predictor	During Cooling			During Rewarming		
	Pearson's <i>r</i>	<i>R</i> ²	Relationship to IM Temperature	Pearson's <i>r</i>	<i>R</i> ²	Relationship to IM Temperature
Skinfold (mm)	-.37	.14	Cubic	.27	.07	Cubic
Skin temp (°C)	.46	.21	Inverse	.71	.50	Quadratic
Core temp (°C)	.21	.04	Cubic	-.05	.00	Linear
Room temp (°C)	-.47	.23	Quadratic	-.21	.04	Compound
Time (min)	-.59	.35	Linear	.76	.58	Logarithmic

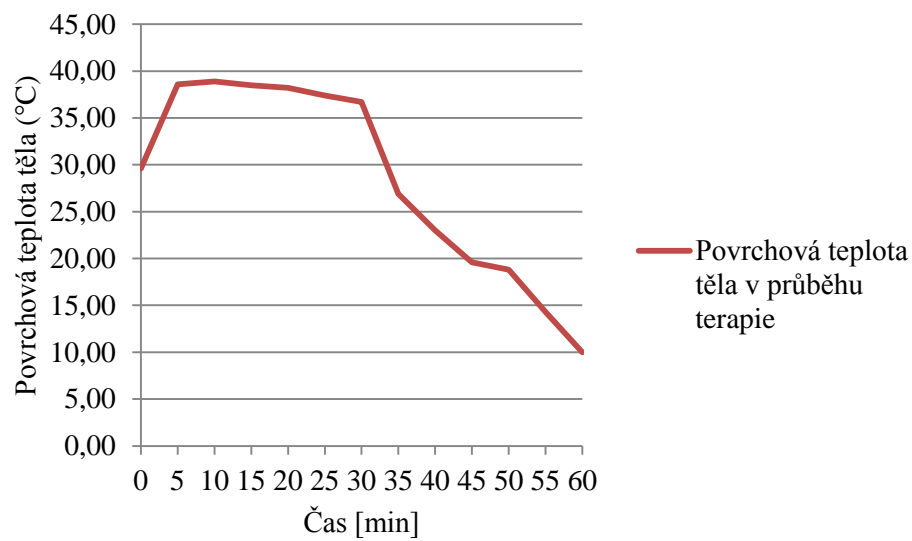
Zdroj: Jutte et al., 2001, s. 847

Příloha č. 5: Stupně flexibility za podmínek léčby (mean \pm SD)

	Před testem	Po testu
Kryoterapie	101,5 \pm 17,1	106,9 \pm 17,5
termoterapie	101,4 \pm 17,0	109,2 \pm 16,0
aP < 0,05		

Zdroj: Minton, 1993, s. 175

Příloha č. 6: Povrchová teplota těla v průběhu po sobě navazující aplikace rašelinového nosiče tepla nahřátého na teplotu 70°C zabaleného do bavlněného ručníku a Cryoflexu zmraženého na teplotu -20 °C zabaleného do látky



Príloha č. 8: Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 50 °C zabalený do izotermické fólie – lesklá strana

	Čas (min)	Povrchová teplota těla (°C)				Teplota kontaktní plochy izot. fólie (°C)				Teplota kontaktní plochy nosiče tepla (°C)				Teplota zevní strany nosiče tepla (°C)					
		15 cm nad pat.	20 cm nad pat.	25 cm nad pat.	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr		
Měření číslo 1	0	31,10	31,20	31,30	31,20	22,10	21,80	23,60	22,50	50,80	50,30	50,30	50,47	51,10	50,60	49,60	50,43	Teplota místnosti	
	5	40,50	39,50	38,90	39,63	26,00	27,60	25,90	26,50	46,40	45,50	45,90	45,93	50,60	50,50	49,70	50,27	22,6 °C	
	10	39,30	37,80	38,10	38,40	25,00	25,70	30,70	27,13	43,80	45,20	44,00	44,33	49,20	49,10	48,30	48,87	Vlhkost vzduchu	
	15	38,50	38,00	37,60	38,03	27,90	24,60	26,00	26,17	42,70	42,70	42,70	42,70	48,40	47,50	46,60	47,50	41%	
	20	37,50	37,30	37,00	37,27	23,20	25,00	28,30	25,50	41,20	41,40	41,20	41,27	46,50	46,10	45,20	45,93		
	25	37,30	36,90	36,60	36,93	25,30	24,60	26,20	25,37	40,30	40,80	40,20	40,43	45,40	44,60	43,80	44,60		
	30	37,00	36,40	36,40	36,60	25,90	23,90	27,70	25,83	40,10	39,90	40,40	40,13	44,00	43,50	42,80	43,43		
Měření číslo 2	0	31,10	30,60	30,90	30,87	22,80	22,90	22,20	22,63	49,70	50,70	50,80	50,40	50,60	50,60	49,80	50,33	Teplota místnosti	
	5	39,70	39,00	39,50	39,40	25,10	29,60	30,20	28,30	47,10	48,10	47,00	47,40	53,70	53,90	53,30	53,63	22,4 °C	
	10	34,20	38,80	38,70	37,23	25,90	25,30	25,80	25,67	44,30	45,10	44,10	44,50	52,30	52,10	49,90	51,43	Vlhkost vzduchu	
	15	38,20	37,90	37,70	37,93	26,50	31,10	26,60	28,07	43,50	44,10	43,30	43,63	49,20	48,40	47,70	48,43	43%	
	20	37,60	37,80	37,40	37,60	25,80	24,00	25,90	25,23	42,40	42,30	41,60	42,10	47,70	46,90	46,00	46,87		
	25	37,50	36,70	37,00	37,07	23,40	28,10	25,10	25,53	41,40	41,70	40,70	41,27	46,90	45,40	44,20	45,50		
	30	37,30	36,40	36,70	36,80	25,50	27,10	23,60	25,40	40,70	40,70	39,90	40,43	45,10	44,10	43,00	44,07		
Měření číslo 3	0	30,50	30,10	30,20	30,27	22,30	23,60	22,90	22,93	49,50	50,10	50,10	49,90	49,00	52,30	50,00	50,43	Teplota místnosti	
	5	39,60	39,10	37,00	38,57	24,80	25,90	30,50	27,07	44,30	44,70	45,50	44,83	48,20	50,00	49,10	49,10	22,1 °C	
	10	38,80	38,50	38,00	38,43	25,50	27,90	25,40	26,27	42,90	43,60	42,80	43,10	47,10	48,20	47,50	47,60	Vlhkost vzduchu	
	15	36,80	36,50	37,10	36,80	26,00	23,50	25,40	24,97	41,60	42,90	41,40	41,97	46,10	46,40	45,90	46,13	44%	
	20	38,00	37,90	38,40	38,10	25,70	23,10	25,30	24,70	40,70	41,10	40,30	40,70	44,80	44,70	44,40	44,63		
	25	38,00	37,00	36,50	37,17	26,30	24,80	26,40	25,83	40,00	41,90	39,30	40,40	43,40	43,50	42,60	43,17		
	30	37,60	37,00	37,40	37,33	24,40	25,80	23,60	24,60	39,30	40,70	39,00	39,67	42,50	42,50	41,90	42,30		

Príloha č. 9: Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 50 °C zabalený do izotermické fólie – matná strana

	Čas (min)	Povrchová teplota těla (°C)				Teplota kontaktní plochy izot. fólie (°C)				Teplota kontaktní plochy nosiče tepla (°C)				Teplota zevní strany nosiče tepla (°C)					
		15 cm nad pat.	20 cm nad pat.	25 cm nad pat.	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr		
Měření číslo 1	0	30,00	31,20	30,90	30,70	22,60	21,60	22,00	22,07	49,10	49,70	50,90	49,90	49,30	49,60	50,00	49,63	Teplota místnosti	
	5	39,10	38,40	37,80	38,43	31,30	31,70	30,80	31,27	45,70	46,10	46,50	46,10	44,80	50,00	50,80	48,53	22,1 °C	
	10	38,50	38,20	38,20	38,30	29,20	29,00	32,80	30,33	43,80	44,20	45,20	44,40	47,70	48,60	49,60	48,63	Vlhkost vzduchu	
	15	37,90	37,40	37,80	37,70	33,40	29,60	29,20	30,73	41,80	42,90	46,10	43,60	47,10	47,90	48,00	47,67	40%	
	20	37,50	37,50	36,10	37,03	32,50	28,70	31,60	30,93	41,10	41,50	45,60	42,73	45,80	46,60	46,50	46,30		
	25	36,70	37,00	37,30	37,00	30,30	28,80	31,70	30,27	41,00	40,80	43,10	41,63	44,10	44,60	45,00	44,57		
	30	37,30	37,10	37,00	37,13	32,40	31,80	33,40	32,53	40,10	40,90	41,10	40,70	43,30	43,80	43,90	43,67		
Měření číslo 2	0	31,50	31,50	30,50	31,17	24,10	23,80	24,40	24,10	52,00	50,70	49,10	50,60	50,50	49,20	48,90	49,53	Teplota místnosti	
	5	40,10	38,80	38,60	39,17	39,90	29,40	34,40	34,57	44,50	44,90	43,90	44,43	48,80	47,30	46,00	47,37	22,4 °C	
	10	39,00	37,80	38,70	38,50	34,30	32,50	30,70	32,50	43,60	41,30	42,40	42,43	47,20	46,20	44,90	46,10	Vlhkost vzduchu	
	15	38,60	38,10	38,00	38,23	30,70	34,20	32,70	32,53	42,00	41,80	41,70	41,83	45,90	45,00	43,70	44,87	39%	
	20	37,30	37,10	37,20	37,20	31,70	31,40	34,00	32,37	40,70	41,20	41,40	41,10	44,30	45,20	42,70	44,07		
	25	37,20	37,20	37,10	37,17	29,70	30,30	30,20	30,07	39,60	39,80	40,50	39,97	43,30	42,40	41,90	42,53		
	30	36,70	36,70	36,80	36,73	33,00	32,70	33,10	32,93	39,40	39,60	39,80	39,60	42,10	41,20	40,80	41,37		
Měření číslo 3	0	32,30	30,90	30,80	31,33	23,30	23,00	33,40	26,57	50,80	50,50	49,30	50,20	50,50	49,90	49,00	49,80	Teplota místnosti	
	5	39,30	39,30	39,40	39,33	30,10	32,40	37,50	33,33	47,20	46,50	47,30	47,00	52,40	50,20	50,50	51,03	22,1 °C	
	10	39,20	37,90	38,60	38,57	34,70	33,4	30,10	32,40	44,70	45,10	47,40	45,73	50,00	49,60	49,70	49,77	Vlhkost vzduchu	
	15	38,50	37,50	37,90	37,97	29,20	28,80	30,70	29,57	43,00	43,20	46,00	44,07	47,80	47,90	48,30	48,00	40%	
	20	37,60	37,00	37,00	37,20	30,20	33,60	33,20	32,33	41,60	41,60	44,40	42,53	46,30	46,60	47,00	46,63		
	25	37,20	36,70	37,10	37,00	31,30	30,50	32,00	31,27	40,90	41,30	43,30	41,83	45,20	45,10	45,40	45,23		
	30	37,00	36,40	36,30	36,57	30,40	31,00	32,30	31,23	40,10	40,20	41,70	40,67	43,80	43,50	44,20	43,83		

Príloha č. 10: Cryoflex zmražený na teplotu -20 °C zabalený do bavlnenej látky

	Čas (min)	Povrchová teplota tela (°C)				Teplota kontaktní plochy látky (°C)				Teplota kontaktní plochy nosiče tepla (°C)				Teplota zevní strany nosiče tepla (°C)					
		15 cm nad pat.	20 cm nad pat.	25 cm nad pat.	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr		
Měření číslo 1	0	26,90	27,40	28,20	27,50	17,70	18,60	19,30	18,53	-21,00	-20,60	-20,10	-20,57	-17,50	-20,60	-20,80	-19,63	Teplota místnosti	
	5	21,20	12,20	19,20	17,53	2,40	1,10	2,60	2,03	-16,60	-15,60	-11,10	-14,43	-13,70	-14,40	-17,00	-15,03	22,3 °C	
	10	12,80	11,70	11,90	12,13	1,00	-1,30	0,40	0,03	-14,60	-11,90	-9,00	-11,83	-13,00	-14,50	-15,30	-14,27	Vlhkost vzduchu	
	15	13,20	8,00	12,00	11,07	-5,00	-3,50	-5,10	-4,53	-12,40	-11,10	-9,30	-10,93	-12,90	-11,90	-10,30	-11,70	47%	
	20	7,30	9,10	8,30	8,23	-4,00	-2,20	-4,10	-3,43	-10,30	-10,90	-6,80	-9,33	-11,20	-11,20	-12,80	-11,73		
	25	9,80	13,10	7,20	10,03	-3,60	0,30	-2,70	-2,00	-9,70	-9,20	-4,80	-7,90	-9,60	-6,50	-12,10	-9,40		
Měření číslo 2	0	30,10	29,10	29,70	29,63	21,00	20,80	20,50	20,77	-19,50	-21,20	-20,80	-20,50	-20,70	-21,10	-19,90	-20,57	Teplota místnosti	
	5	11,00	13,70	7,70	10,80	-2,80	0,00	-1,90	-1,57	-13,60	-17,60	-13,60	-14,93	-18,60	-18,50	-19,20	-18,77	22,1 °C	
	10	7,90	10,30	5,60	7,93	-3,70	-2,50	3,10	-1,03	-11,30	-15,70	-12,40	-13,13	-16,30	-16,70	-16,00	-16,33	Vlhkost vzduchu	
	15	11,40	8,90	4,70	8,33	-4,40	-0,80	1,20	-1,33	-10,40	-13,50	-10,70	-11,53	-14,00	-13,60	-14,60	-14,07	47%	
	20	9,30	8,10	4,20	7,20	-3,70	-0,80	0,90	-1,20	-10,00	-12,70	-9,30	-10,67	-13,60	-12,10	-12,40	-12,70		
	25	7,10	6,80	4,10	6,00	-1,30	-1,10	1,30	-0,37	-7,50	-11,30	-8,60	-9,13	-11,70	-11,80	-11,90	-11,80		
Měření číslo 3	0	31,10	32,20	31,60	31,63	19,80	20,10	20,20	20,03	-19,80	-22,10	-20,50	-20,80	-17,80	-21,20	-19,60	-19,53	Teplota místnosti	
	5	5,90	10,60	6,20	7,57	-1,70	0,60	-2,30	-1,13	-10,60	-15,40	-13,10	-13,03	-17,40	-19,40	-18,60	-18,47	21,8 °C	
	10	3,30	11,10	8,70	7,70	-0,90	1,80	-3,40	-0,83	-8,60	-12,40	-10,30	-10,43	-17,10	-16,00	-16,50	-16,53	Vlhkost vzduchu	
	15	2,70	9,50	8,40	6,87	-2,20	-3,00	4,80	-0,13	-7,60	-10,80	-8,30	-8,90	-15,40	-14,80	-15,60	-15,27	45%	
	20	4,70	11,00	9,50	8,40	-0,50	6,10	-0,30	1,77	-5,20	-8,40	-6,50	-6,70	-13,70	-13,00	-12,30	-13,00		
	25	4,10	8,90	8,60	7,20	0,20	-2,60	5,60	1,07	-5,50	-6,70	-6,30	-6,17	-12,20	-12,10	-12,40	-12,23		
30	3,20	8,60	8,50	6,77	-2,40	-1,20	1,20	-0,80	-5,30	-5,30	-5,40	-5,33	-11,30	-11,50	-11,80	-11,53			

Příloha č. 11: Cryogen 3

		Měření číslo 1		Měření číslo 2		Měření číslo 3	
		0	4	0	4	0	4
Povrchová teplota těla (°C)	15 cm nad pat.	29,3	11,9	28,1	8,6	29,6	11,3
	20 cm nad pat.	29	13,4	28,2	5,1	29,3	6
	25 cm nad pat.	29,7	18,7	29,2	12,5	29,4	8,6
	a. průměr	29,33	14,67	28,50	8,73	29,43	8,63
Teplota místnosti (°C)		21,5		21,9		22	
Vlhkost vzduchu (%)		53		54		50	

Príloha č. 12: Rašelinový nosič tepla nahřátý na teplotu 70 °C zabalený do bavlněného ručníku

	Čas (min)	Povrchová teplota těla (°C)				Teplota kontaktní plochy ručníku (°C)				Teplota kontaktní plochy nosiče tepla (°C)				Teplota zevní strany nosiče tepla (°C)					
		15 cm nad pat.	20 cm nad pat.	25 cm nad pat.	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr	5 cm pod	střed	5 cm nad	a. průměr		
Měření číslo 1	0	32,70	34,00	33,80	33,50	27,90	27,30	27,00	27,40	69,40	70,20	69,60	69,73	67,90	68,80	67,40	68,03	Teplota místnosti	
	5	39,40	39,10	38,80	39,10	42,70	42,00	46,00	43,57	67,40	67,60	65,70	66,90	67,00	67,60	65,80	66,80	21,3 °C	
	10	39,50	38,80	38,40	38,90	42,30	41,80	44,00	42,70	66,70	64,80	63,40	64,97	67,00	65,80	64,80	65,87	Vlhkost vzduchu	
	15	39,30	38,60	38,20	38,70	44,40	43,60	42,40	43,47	63,60	62,80	61,40	62,60	65,30	64,40	63,20	64,30	24%	
	20	39,30	38,30	38,30	38,63	43,10	42,30	41,80	42,40	62,20	60,70	59,60	60,83	64,20	62,50	64,60	63,77		
	25	38,60	37,90	37,70	38,07	43,00	42,30	40,60	41,97	60,80	59,30	58,20	59,43	62,40	60,80	59,40	60,87		
30	38,60	38,00	37,80	38,13	40,90	40,60	39,80	40,43	59,10	58,10	56,90	58,03	60,90	59,20	57,80	59,30			
Měření číslo 2	0	33,60	34,40	34,10	34,03	25,60	25,50	24,80	25,30	70,10	70,00	70,60	70,23	68,80	69,50	67,60	68,63	Teplota místnosti	
	5	40,10	39,50	39,30	39,63	45,60	43,30	45,30	44,73	68,50	68,70	68,70	68,63	69,50	69,90	68,70	69,37	21 °C	
	10	40,10	39,50	39,80	39,80	39,00	42,00	41,30	40,77	65,70	66,70	66,60	66,33	67,20	68,30	66,90	67,47	Vlhkost vzduchu	
	15	39,90	39,50	39,00	39,47	45,40	43,50	42,90	43,93	64,30	64,90	64,70	64,63	66,10	66,60	65,40	66,03	27%	
	20	39,60	39,00	38,70	39,10	40,70	44,30	43,70	42,90	62,40	63,20	62,30	62,63	64,70	64,50	64,10	64,43		
	25	39,10	38,40	38,90	38,80	39,90	40,70	42,00	40,87	61,20	61,10	60,60	60,97	63,10	62,40	62,20	62,57		
30	39,20	38,40	38,20	38,60	42,30	42,10	42,00	42,13	59,60	59,60	60,00	59,73	61,60	60,90	61,20	61,23			
Měření číslo 3	0	32,30	33,40	33,50	33,07	25,60	25,80	25,90	25,77	73,70	73,60	73,30	73,53	73,00	73,20	72,70	72,97	Teplota místnosti	
	5	39,10	38,20	38,60	38,63	46,90	46,10	45,60	46,20	69,70	69,70	68,60	69,33	70,70	71,30	71,20	71,07	22 °C	
	10	40,00	38,70	39,10	39,27	46,40	42,70	44,30	44,47	67,50	68,10	67,50	67,70	68,80	69,90	69,10	69,27	Vlhkost vzduchu	
	15	39,40	38,30	39,10	38,93	45,10	47,50	45,20	45,93	64,60	65,00	64,30	64,63	66,90	67,40	66,60	66,97	27%	
	20	39,10	38,60	38,70	38,80	43,60	46,30	43,90	44,60	62,80	63,40	62,30	62,83	64,80	65,30	64,70	64,93		
	25	39,10	38,20	37,70	38,33	43,80	43,40	43,20	43,47	61,40	61,60	60,90	61,30	63,70	63,60	63,10	63,47		
30	37,80	37,90	38,30	38,00	43,50	44,20	43,60	43,77	59,80	59,60	59,00	59,47	62,20	62,30	60,60	61,70			

Příloha č. 13: Infrazáříč InfraPhil HP3616

	Čas (min)	Povrchová teplota těla (°C)				a. průměr	
		15 cm nad pat.	20 cm nad pat.	25 cm nad pat.			
Měření číslo 1	0	30,20	31,50	31,20	30,97	Teplota místnosti	
	5	37,90	40,10	38,60	38,87	22,4 °C	
	10	39,60	40,60	40,00	40,07	Vlhkost vzduchu	
	15	39,10	39,80	39,80	39,57	50%	
	20	39,20	39,10	38,60	38,97		
	25	38,60	39,70	39,00	39,10		
	30	38,40	38,90	38,50	38,60		
Měření číslo 2	0	29,10	29,30	30,70	29,70	Teplota místnosti	
	5	41,00	39,50	35,40	38,63	22,9 °C	
	10	41,50	40,50	40,30	40,77	Vlhkost vzduchu	
	15	39,20	40,70	39,80	39,90	48%	
	20	39,10	39,60	39,30	39,33		
	25	36,80	38,70	37,00	37,50		
	30	36,80	38,10	36,60	37,17		
Měření číslo 3	0	29,90	30,30	30,30	30,17	Teplota místnosti	
	5	38,40	37,20	34,70	36,77	22,3 °C	
	10	39,30	39,60	38,10	39,00	Vlhkost vzduchu	
	15	38,80	40,00	38,80	39,20	48%	
	20	38,30	38,70	38,10	38,37		
	25	39,00	39,40	39,00	39,13		
	30	39,20	39,10	37,80	38,70		

Příloha č. 14: Souhrn naměřených dat

Číslo probanda	Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	Měření v čase 0			Měření v čase 1			Měření v čase 2		
			Povrchová teplota těla (°C) 20 cm nad patelou	M. rectus femoris		Povrchová teplota těla (°C) 20 cm nad patelou	M. rectus femoris		Povrchová teplota těla (°C) 20 cm nad patelou	M. rectus femoris	
				VDDM (mm)	LMDM (mm)		VDDM (mm)	LMDM (mm)		VDDM (mm)	LMDM (mm)
1	LDK	18	31,90	20,20	34,60	37,20	16,50	34,00	9,60	20,90	37,10
	PDK	19	31,20	22,50	32,50	36,60	18,60	28,70	13,30	18,60	29,20
2	LDK	29	27,60	15,90	22,20	38,60	12,20	22,40	11,40	12,30	22,70
	PDK	30	27,60	13,70	33,70	34,60	10,40	35,30	18,50	15,30	30,00
3	LDK	24	27,60	14,60	39,10	36,90	15,10	41,60	8,30	13,20	38,20
	PDK	22	27,10	13,30	38,20	36,80	12,40	38,30	21,70	14,40	39,60
4	LDK	33	27,30	13,70	40,10	37,70	11,20	36,50	11,20	13,20	33,30
	PDK	36	27,40	13,20	40,60	38,00	13,00	40,70	12,50	9,90	35,30
5	LDK	17	26,20	14,50	45,10	37,80	14,10	47,10	9,70	16,90	53,50
	PDK	16	26,30	21,00	43,90	39,40	21,80	47,60	21,50	21,20	43,70
6	LDK	5	32,50	17,20	35,70	36,70	15,80	35,00	15,70	20,40	31,70
	PDK	7	32,30	18,10	38,00	39,80	18,60	34,20	10,60	17,80	34,60
7	LDK	9	31,80	17,40	34,90	36,40	19,30	41,00	17,30	17,90	33,90
	PDK	9	30,20	19,40	33,30	39,90	17,80	31,40	9,20	16,30	28,70
8	LDK	14	30,30	17,00	24,30	36,60	17,30	27,70	11,00	17,90	25,30
	PDK	13	31,10	17,90	23,00	39,30	17,20	21,60	10,00	17,30	24,60
9	LDK	22	30,30	15,40	29,80	36,70	16,60	28,70	8,70	15,90	33,00
	PDK	21	26,70	17,10	44,90	37,70	16,70	30,60	14,20	16,20	31,70
10	LDK	11	28,60	13,10	20,50	37,10	12,40	18,30	8,30	12,00	27,70
	PDK	8	28,50	12,30	29,90	39,10	11,70	23,40	17,90	13,30	19,30
11	LDK	27	28,10	22,10	47,70	36,30	23,30	46,20	17,50	23,40	45,00
	PDK	27	27,10	19,60	39,90	39,50	17,00	40,2	18,30	16,60	42,30

Příloha č. 16: Proband č. 1

Pohlaví: muž

Rok narození: 1987

Pohybová aktivita: 2x týdně volejbal

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
sešikmení vpravo	0	+	0	0	1	2	1	2	1	2	+	+	+	+	+

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	19	31,20	36,60	13,30	22,50	18,60	18,60	-3,90	0,00	-3,90	32,50	28,70	29,20	-3,80	0,50	-3,30
LDK	18	31,90	37,20	9,60	20,20	16,50	20,90	-3,70	4,40	0,70	34,60	34,00	37,10	-0,60	3,10	2,50

Příloha č. 17: Proband č. 2

Pohlaví: žena

Rok narození: 1988

Pohybová aktivita: 2x týdně tancování

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
střední	+	+	+	+	0	0	0	0	0	0	+	+	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	30	27,60	34,60	18,50	13,70	10,40	15,30	-3,30	4,90	1,60	33,70	35,30	30,00	1,60	-5,30	-3,70
LDK	29	27,60	38,60	11,40	15,90	12,20	12,30	-3,70	0,10	-3,60	22,20	22,40	22,70	0,20	0,30	0,50

Příloha č. 18: Proband č. 3

Pohlaví: žena

Rok narození: 1988

Pohybová aktivita: 0

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m. iliopsoas		m. rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
střední	0	0	0	0	2	2	0	0	0	0	+	+	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	24	27,10	36,80	21,70	13,30	12,40	14,40	-0,90	2,00	1,10	38,20	38,30	39,60	0,10	1,30	1,40
LDK	24	27,60	36,90	8,30	14,60	15,10	13,20	0,50	-1,90	-1,40	39,10	41,60	38,20	2,50	-3,40	-0,90

Příloha č. 19 : Proband č. 4

Pohlaví: žena

Rok narození: 1990

Pohybová aktivita: 1x týdně jumping

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
střední	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	+	+	+	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	36	27,40	38,00	12,50	13,20	13,00	9,90	-0,20	-3,10	-3,30	40,60	40,70	35,30	0,10	-5,40	-5,30
LDK	33	27,30	37,70	11,20	13,70	11,20	13,20	-2,50	2,00	-0,50	40,10	36,50	33,30	-3,60	-3,20	-6,80

Příloha č. 20: Proband č. 5

Pohlaví: žena

Rok narození: 1991

Pohybová aktivita: 1x týdně jumping

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
střední	+	+	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	16	26,30	39,40	21,50	21,00	21,80	21,20	0,80	-0,60	0,20	43,90	47,60	43,70	3,70	-3,90	-0,20
LDK	17	26,20	37,80	9,70	14,50	14,10	16,90	-0,40	2,80	2,40	45,10	47,10	53,50	2,00	6,40	8,40

Příloha č. 21: Proband č. 6

Pohlaví: muž

Rok narození: 1989

Pohybová aktivita:0

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
sešikmení vpravo	+	+	0	0	2	2	0	1	2	1	+	+	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	7	32,30	39,80	10,60	18,10	18,60	17,80	0,50	-0,80	-0,30	38,00	34,20	34,60	-3,80	0,40	-3,40
LDK	5	32,50	36,70	15,70	17,20	15,80	20,40	-1,40	4,60	3,20	35,70	35,00	31,70	-0,70	-3,30	-4,00

Příloha č. 22: Proband č. 7

Pohlaví: muž

Rok narození: 1990

Pohybová aktivita: 1x týdně florbal

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
střední	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	9	30,20	39,90	9,20	19,40	17,80	16,30	-1,60	-1,50	-3,10	33,30	31,40	28,70	-1,90	-2,70	-4,60
LDK	9	31,80	36,40	17,30	17,40	19,30	17,90	1,90	-1,40	0,50	34,90	41,00	33,90	6,10	-7,10	-1,00

Příloha č. 23: Proband č. 8

Pohlaví: muž

Rok narození: 1989

Pohybová aktivita: 1x týdně florbal

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
sešikmení vpravo	0	+	+	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	13	31,10	39,30	10,00	17,90	17,20	17,30	-0,70	0,10	-0,60	23,00	21,60	24,60	-1,40	3,00	1,60
LDK	14	30,30	36,60	11,00	17,00	17,30	17,90	0,30	0,60	0,90	24,30	27,70	25,30	3,40	-2,40	1,00

Příloha č. 24: Proband č. 9

Pohlaví: žena

Rok narození: 1991

Pohybová aktivita: 3x týdně běh

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
střední	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	21	26,70	37,70	14,20	17,10	16,70	16,20	-0,40	-0,50	-0,90	44,90	30,60	31,70	-14,30	1,10	-13,20
LDK	22	30,30	36,70	8,70	15,40	16,60	15,90	1,20	-0,70	0,50	29,80	28,70	33,00	-1,10	4,30	3,20

Příloha č. 25: Proband č. 10

Pohlaví: muž

Rok narození: 1985

Pohybová aktivita: 2x týdně posilovna nebo běh

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
sešikmení vpravo	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	8	28,50	39,10	17,90	12,30	11,70	13,30	-0,60	1,60	1,00	29,90	23,40	19,30	-6,50	-4,10	-10,60
LDK	11	28,60	37,10	8,30	13,10	12,40	12,00	-0,70	-0,40	-1,10	20,50	18,30	27,70	-2,20	9,40	7,20

Příloha č. 26: Proband č. 11

Pohlaví: žena

Rok narození: 1991

Pohybová aktivita: 3x týdně heat nebo běh

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
sešikmení vpravo	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	27	27,10	39,50	18,30	19,60	17,00	16,60	-2,60	-0,40	-3,00	39,90	40,20	42,30	0,30	2,10	2,40
LDK	27	28,10	36,30	17,50	22,10	23,30	23,40	1,20	0,10	1,30	47,70	46,20	45,00	-1,50	-1,20	-2,70

Příloha č. 27: Proband č. 12

Pohlaví: žena

Rok narození: 1900

Pohybová aktivita: 3x týdně běh nebo spinning

Vstupní vyšetření pohybového aparátu															
Postavení pánve	SI skloubení				m.iliopsoas		m.rectus femoris		m. tensor fasciae latae		joint play - retroflexe Lp				
	sin. horní	sin. dolní	dx. horní	dx. dolní	sin.	dx.	sin.	dx.	sin.	dx.	L5	L4	L3	L2	L1
sešikmení vpravo	+	0	0	+	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Naměřená data																
Končetina	Tloušťka kožní řasy (mm)	t ₀ (°C)	t ₁ (°C)	t ₂ (°C)	vd ₀ (mm)	vd ₁ (mm)	vd ₂ (mm)	vd = vd ₁ - vd ₀ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₁ (mm)	vd = vd ₂ - vd ₀ (mm)	lm ₀ (mm)	lm ₁ (mm)	lm ₂ (mm)	lm = lm ₁ - lm ₀ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₁ (mm)	lm = lm ₂ - lm ₀ (mm)
PDK	17	27,30	37,90	29,50	17,60	16,00	14,10	-1,60	-1,90	-3,50	28,60	28,40	31,90	-0,20	3,50	3,30
LDK	18	28,20	38,10	15,90	13,70	17,00	15,00	3,30	-2,00	1,30	29,00	28,30	28,30	-0,70	0,00	-0,70

Příloha č. 28: VDDM – PDK

VDDM - PDK (radiace a konvekce)										
Číslo probanda	Měření 0 (VDDM ₀)	Měření 1 (VDDM ₁)	Změna (VDDM = VDDM ₁ - VDDM ₀)	Změna v %		Měření 1 (VDDM ₁)	Měření 2 (VDDM ₂)	Změna (VDDM = VDDM ₂ - VDDM ₁)	Změna v %	
1	22,50	18,60	-3,90	-17,33	< -10 %	18,60	18,60	0,00	0,00	-10-0 %
2	13,70	10,40	-3,30	-24,09	< -10 %	10,40	15,30	4,90	47,12	> 10 %
3	13,30	12,40	-0,90	-6,77	-10-0 %	12,40	14,40	2,00	16,13	> 10 %
4	13,20	13,00	-0,20	-1,52	-10-0 %	13,00	9,90	-3,10	-23,85	< -10 %
5	21,00	21,80	0,80	3,81	0-10 %	21,80	21,20	-0,60	-2,75	-10-0 %
6	18,10	18,60	0,50	2,76	0-10 %	18,60	17,80	-0,80	-4,30	-10-0 %
7	19,40	17,80	-1,60	-8,25	-10-0 %	17,80	16,30	-1,50	-8,43	-10-0 %
8	17,90	17,20	-0,70	-3,91	-10-0 %	17,20	17,30	0,10	0,58	0-10 %
9	17,10	16,70	-0,40	-2,34	-10-0 %	16,70	16,20	-0,50	-2,99	-10-0 %
10	12,30	11,70	-0,60	-4,88	-10-0 %	11,70	13,30	1,60	13,68	> 10 %
11	19,60	17,00	-2,60	-13,27	< -10 %	17,00	16,60	-0,40	-2,35	-10-0 %
12	17,60	16,00	-1,60	-9,09	-10-0 %	16,00	14,10	-1,90	-11,88	< -10 %

Příloha č. 29: VDDM - LDK

VDDM - LDK (kondukce)										
Číslo probanda	Měření 0 (VDDM ₀)	Měření 1 (VDDM ₁)	Změna (VDDM = VDDM ₁ - VDDM ₀)	Změna v %		Měření 1 (VDDM ₁)	Měření 2 (VDDM ₂)	Změna (VDDM = VDDM ₂ - VDDM ₁)	Změna v %	
1	20,20	16,50	-3,70	-18,32	< -10 %	16,50	20,90	4,40	26,67	> 10 %
2	15,90	12,20	-3,70	-23,27	< -10 %	12,20	12,30	0,10	0,82	0-10 %
3	14,60	15,10	0,50	3,42	0-10 %	15,10	13,20	-1,90	-12,58	< -10 %
4	13,70	11,20	-2,50	-18,25	< -10 %	11,20	13,20	2,00	17,86	> 10 %
5	14,50	14,10	-0,40	-2,76	-10-0 %	14,10	16,90	2,80	19,86	> 10 %
6	17,20	15,80	-1,40	-8,14	-10-0 %	15,80	20,40	4,60	29,11	> 10 %
7	17,40	19,30	1,90	10,92	> 10 %	19,30	17,90	-1,40	-7,25	-10-0 %
8	17,00	17,30	0,30	1,76	0-10 %	17,30	17,90	0,60	3,47	0-10 %
9	15,40	16,60	1,20	7,79	0-10 %	16,60	15,90	-0,70	-4,22	-10-0 %
10	13,10	12,40	-0,70	-5,34	-10-0 %	12,40	12,00	-0,40	-3,23	-10-0 %
11	22,10	23,30	1,20	5,43	0-10 %	23,30	23,40	0,10	0,43	0-10 %
12	13,70	17,00	3,30	24,09	> 10 %	17,00	15,00	-2,00	-11,76	< -10 %

Příloha č. 30: LMDM - PDK

LMDM - PDK (radiace a konvekce)										
Číslo probanda	Měření 0 (LMDM ₀)	Měření 1 (LMDM ₁)	Změna (LMDM = LMDM ₁ - LMDM ₀)	Změna v %		Měření 1 (LMDM ₁)	Měření 2 (LMDM ₂)	Změna (LMDM = LMDM ₂ - LMDM ₁)	Změna v %	
1	32,50	28,70	-3,80	-11,69	< -10 %	28,70	29,20	0,50	1,74	0-10 %
2	33,70	35,30	1,60	4,75	0-10 %	35,30	30,00	-5,30	-15,01	< -10 %
3	38,20	38,30	0,10	0,26	0-10 %	38,30	39,60	1,30	3,39	0-10 %
4	40,60	40,70	0,10	0,25	0-10 %	40,70	35,30	-5,40	-13,27	< -10 %
5	43,90	47,60	3,70	8,43	0-10 %	47,60	43,70	-3,90	-8,19	-10-0 %
6	38,00	34,20	-3,80	-10,00	-10-0 %	34,20	34,60	0,40	1,17	0-10 %
7	33,30	31,40	-1,90	-5,71	-10-0 %	31,40	28,70	-2,70	-8,60	-10-0 %
8	23,00	21,60	-1,40	-6,09	-10-0 %	21,60	24,60	3,00	13,89	> 10 %
9	44,90	30,60	-14,30	-31,85	< -10 %	30,60	31,70	1,10	3,59	0-10 %
10	29,90	23,40	-6,50	-21,74	< -10 %	23,40	19,30	-4,10	-17,52	< -10 %
11	39,90	40,20	0,30	0,75	0-10 %	40,20	42,30	2,10	5,22	0-10 %
12	28,60	28,40	-0,20	-0,70	-10-0 %	28,40	31,90	3,50	12,32	> 10 %

Příloha č. 31: LMDM - LDK

LMDM - LDK (konduktce)										
Číslo probanda	Měření 0 (LMDM ₀)	Měření 1 (LMDM ₁)	Změna (LMDM = LMDM ₁ - LMDM ₀)	Změna v %		Měření 1 (LMDM ₁)	Měření 2 (LMDM ₂)	Změna (LMDM = LMDM ₂ - LMDM ₁)	Změna v %	
1	34,60	34,00	-0,60	-1,73	-10-0 %	34,00	37,10	3,10	9,12	0-10 %
2	22,20	22,40	0,20	0,90	0-10 %	22,40	22,70	0,30	1,34	0-10 %
3	39,10	41,60	2,50	6,39	0-10 %	41,60	38,20	-3,40	-8,17	-10-0 %
4	40,10	36,50	-3,60	-8,98	-10-0 %	36,50	33,30	-3,20	-8,77	-10-0 %
5	45,10	47,10	2,00	4,43	0-10 %	47,10	53,50	6,40	13,59	> 10 %
6	35,70	35,00	-0,70	-1,96	-10-0 %	35,00	31,70	-3,30	-9,43	-10-0 %
7	34,90	41,00	6,10	17,48	> 10 %	41,00	33,90	-7,10	-17,32	< -10 %
8	24,30	27,70	3,40	13,99	> 10 %	27,70	25,30	-2,40	-8,66	-10-0 %
9	29,80	28,70	-1,10	-3,69	-10-0 %	28,70	33,00	4,30	14,98	> 10 %
10	20,50	18,30	-2,20	-10,73	< -10 %	18,30	27,70	9,40	51,37	> 10 %
11	47,70	46,20	-1,50	-3,14	-10-0 %	46,20	45,00	-1,20	-2,60	-10-0 %
12	29,00	28,30	-0,70	-2,41	-10-0 %	28,30	28,30	0,00	0,00	-10-0 %

Příloha č. 32: Změny povrchové teploty těla

RADIACE												
Číslo probanda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Teplota (°C)- měření v čase 0	31,20	27,60	27,10	27,40	26,30	32,30	30,20	31,10	26,70	28,50	27,10	27,30
Teplota (°C)- měření v čase 1	36,60	34,60	36,80	38,00	39,40	39,80	39,90	39,30	37,70	39,10	39,50	37,90
Změna (°C)	5,40	7,00	9,70	10,60	13,10	7,50	9,70	8,20	11,00	10,60	12,40	10,60
KONDUKCE - Rašelinový nosič tepla												
Číslo probanda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Teplota (°C)- měření v čase 0	31,90	27,60	27,60	27,30	26,20	32,50	31,80	30,30	30,30	28,60	28,10	28,20
Teplota (°C)- měření v čase 1	37,20	38,60	36,90	37,70	37,80	36,70	36,40	36,60	36,70	37,10	36,30	38,10
Změna (°C)	5,30	11,00	9,30	10,40	11,60	4,20	4,60	6,30	6,40	8,50	8,20	9,90
KONVEKCE												
Číslo probanda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Teplota (°C)- měření v čase 1	36,60	34,60	36,80	38,00	39,40	39,80	39,90	39,30	37,70	39,10	39,50	37,90
Teplota (°C)- měření v čase 2	13,30	18,50	21,70	12,50	21,50	10,60	9,20	10,00	14,20	17,90	18,30	29,50
Změna (°C)	-23,30	-16,10	-15,10	-25,50	-17,90	-29,20	-30,70	-29,30	-23,50	-21,20	-21,20	-8,40
KONDUKCE - Cryoflex												
Číslo probanda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Teplota (°C)- měření v čase 1	37,20	38,60	36,90	37,70	37,80	36,70	36,40	36,60	36,70	37,10	36,30	38,10
Teplota (°C)- měření v čase 2	9,60	11,40	8,30	11,20	9,70	15,70	17,30	11,00	8,70	8,30	17,50	15,90
Změna (°C)	-27,60	-27,20	-28,60	-26,50	-28,10	-21,00	-19,10	-25,60	-28,00	-28,80	-18,80	-22,20

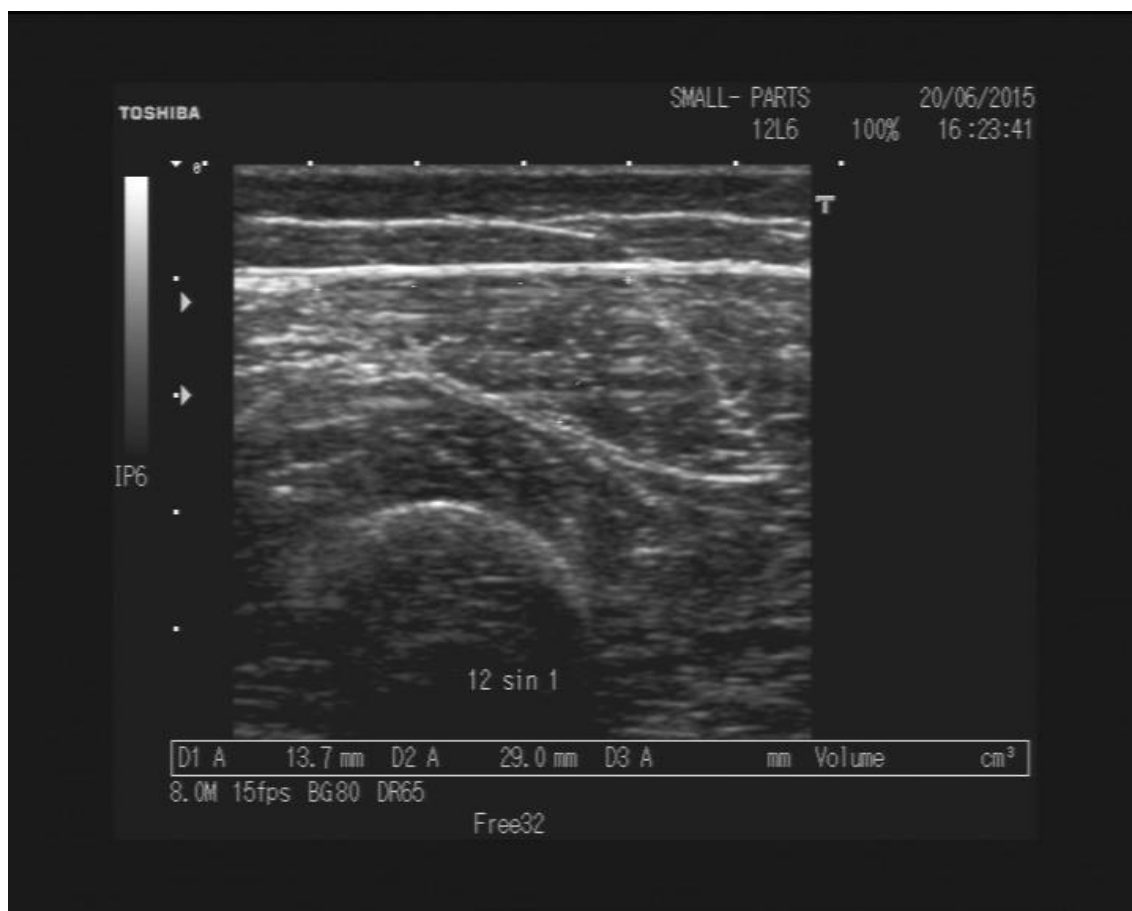
Příloha č. 33: Změny VDDM a LMDM - pohlaví

Pohlaví	VDDM								LMDM							
	Změna měření v čase 0 a 1 ($vd=vd_1-vd_0$)				Změna měření v čase 1 a 2 ($vd=vd_2-vd_1$)				Změna měření v čase 0 a 1 ($lm=lm_1-lm_0$)				Změna měření v čase 1 a 2 ($lm=lm_2-lm_1$)			
	PDK-radiace		LDK-konduktce		PDK-konvekce		LDK-konduktce		PDK-radiace		LDK-konduktce		PDK-konvekce		LDK-konduktce	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
MUŽ	-3,90	-17,33	-3,70	-18,32	0,0	0,00	4,40	26,67	-3,80	-11,69	-0,60	-1,73	0,50	1,74	3,10	9,12
ŽENA	-3,30	-24,09	-3,70	-23,27	4,9	47,12	0,10	0,82	1,60	4,75	0,20	0,90	-5,30	-15,01	0,30	1,34
ŽENA	-0,90	-6,77	0,50	3,42	2,0	16,13	-1,90	-12,58	0,10	0,26	2,50	6,39	1,30	3,39	-3,40	-8,17
ŽENA	-0,20	-1,52	-2,50	-18,25	-3,1	-23,85	2,00	17,86	0,10	0,25	-3,60	-8,98	-5,40	-13,27	-3,20	-8,77
ŽENA	0,80	3,81	-0,40	-2,76	-0,6	-2,75	2,80	19,86	3,70	8,43	2,00	4,43	-3,90	-8,19	6,40	13,59
MUŽ	0,50	2,76	-1,40	-8,14	-0,8	-4,30	4,60	29,11	-3,80	-10,00	-0,70	-1,96	0,40	1,17	-3,30	-9,43
MUŽ	-1,60	-8,25	1,90	10,92	-1,5	-8,43	-1,40	-7,25	-1,90	-5,71	6,10	17,48	-2,70	-8,60	-7,10	-17,32
MUŽ	-0,70	-3,91	0,30	1,76	0,1	0,58	0,60	3,47	-1,40	-6,09	3,40	13,99	3,00	13,89	-2,40	-8,66
ŽENA	-0,40	-2,34	1,20	7,79	-0,5	-2,99	-0,70	-4,22	-14,30	-31,85	-1,10	-3,69	1,10	3,59	4,30	14,98
MUŽ	-0,60	-4,88	-0,70	-5,34	1,6	13,68	-0,40	-3,23	-6,50	-21,74	-2,20	-10,73	-4,10	-17,52	9,40	51,37
ŽENA	-2,60	-13,27	1,20	5,43	-0,4	-2,35	0,10	0,43	0,30	0,75	-1,50	-3,14	2,10	5,22	-1,20	-2,60
ŽENA	-1,60	-9,09	3,30	24,09	-1,9	-11,88	-2,00	-11,76	-0,20	-0,70	-0,70	-2,41	3,50	12,32	0,00	0,00

Příloha č. 34: Změny VDDM a LMDM – tloušťka kožní řasy

Proband číslo	Tloušťka kožní řasy (mm)		Změna VDDM (mm)				Změna LMDM (mm)			
	PDK	LDK	PDK		LDK		PDK		LDK	
			změna (vd= vd ₁ -vd ₀)	změna (vd= vd ₂ -vd ₁)	změna (vd= vd ₁ -vd ₀)	změna (vd= vd ₂ -vd ₁)	změna (lm= lm ₁ -lm ₀)	změna (lm= lm ₂ -lm ₁)	změna (lm= lm ₁ -lm ₀)	změna (lm= lm ₂ -lm ₁)
1	19	18	-3,90	0,00	-3,70	4,40	-3,80	0,50	-0,60	3,10
2	30	29	-3,30	4,90	-3,70	0,10	1,60	-5,30	0,20	0,30
3	24	24	-0,90	2,00	0,50	-1,90	0,10	1,30	2,50	-3,40
4	36	33	-0,20	-3,10	-2,50	2,00	0,10	-5,40	-3,60	-3,20
5	16	17	0,80	-0,60	-0,40	2,80	3,70	-3,90	2,00	6,40
6	7	5	0,50	-0,80	-1,40	4,60	-3,80	0,40	-0,70	-3,30
7	9	9	-1,60	-1,50	1,90	-1,40	-1,90	-2,70	6,10	-7,10
8	13	14	-0,70	0,10	0,30	0,60	-1,40	3,00	3,40	-2,40
9	21	22	-0,40	-0,50	1,20	-0,70	-14,30	1,10	-1,10	4,30
10	8	11	-0,60	1,60	-0,70	-0,40	-6,50	-4,10	-2,20	9,40
11	27	27	-2,60	-0,40	1,20	0,10	0,30	2,10	-1,50	-1,20
12	17	18	-1,60	-1,90	3,30	-2,00	-0,20	3,50	-0,70	0,00


Příloha č. 35: Snímek m. rectus femoris na LDK u probanda č. 12



Příloha č. 36: Fotodokumentace experimentu



Příloha č. 37: Časový harmonogram experimentu



Končetina		Délka aplikace (min.)	Aplikované médium		Délka aplikace (min.)	Aplikované médium	
PDK	Měření v čase 0	30	Inraphil HP 3616	Měření v čase 1	6	Cryogen 3	Měření v čase 2
LDK		30	Rašelinový nosič tepla 70 °C		30	Cryoflex -20 °C	