

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2020

Bc. Veronika Remenárová



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SOFTWARE PRO ANALÝZU ZMĚN POVRCHOVÉ TEPLoty TĚLA PŘED A PO ZÁTĚŽI

SOFTWARE FOR ANALYSIS OF BODY SURFACE TEMPERATURE CHANGES BEFORE AND AFTER EXERCISE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Veronika Remenárová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Daniel Vlček, CSc.

BRNO 2020

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Veronika Remenárová

ID: 185956

Ročník: 2

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Software pro analýzu změn povrchové teploty těla před a po zátěži

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti sledování změn povrchových teplot u sportovců a nesportujících získaných pomocí bezkontaktní termografie. Zaměřte se na způsoby využití této techniky ve sportovní medicíně. 2) Navrhněte metodiku měření včetně vhodného cvičení různých svalových skupin tak, aby byly co nejlépe pozorovatelné teplotní změny pomocí termovize. Vytipujte skupiny dobrovolníků z řad sportovců a nesportovců. 3) Navrhněte způsob analýzy získaných dat. 4) Vytvořte program pro všeobecnou analýzu termografických obrazů, vhodný pro snímky svalových partií. Zaměřte se na uživatelskou volbu oblasti zájmu (ROI). V rámci ROI vytvoření histogramu teplot a export dat do vhodného tabulkového procesoru. 5) Vytvořený program dále optimalizujte pro analýzu změn teplot svalových partií včetně srovnání vybraných ROI před a po zátěži. 6) Program otestujte na základní sadě dat u nejméně dvou probandů. Diskutujte získané výsledky. Navrhněte možná využití vytvořeného programu zejména v medicíně a sportovním lékařství.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Staffa E, Bernard V, Kubíček L, Vlachovský R, Vlk D, Mornstein V, Staffa R. Using Noncontact Infrared Thermography for Long-term Monitoring of Foot Temperatures in a Patient with Diabetes Mellitus. *Ostomy/Wound Management*, King of Prussia, USA, Pa.: Health Management Publications, 2016, 62 (4):54-61, 1943-2720.
- [2] Staffa E, Bernard V, Kubíček L, Vlachovský R, Vlk D, Mornstein V, Bourek A, Staffa R. Infrared thermography as option for evaluating the treatment effect of percutaneous transluminal angioplasty by patients with peripheral arterial disease. *Vascular*, London: Sage Publications Inc, 2017, roč. 25, č. 1, s. 42-49. ISSN 1708-5381.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 29.5.2020

Vedoucí práce: Mgr. Daniel Vlk, CSc.

Konzultant: Ing. Tomáš Vičar

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Táto práca sa zaoberá vytvorením aplikácie pre sledovania a analýzu zmien povrchovej teploty tela pred a po telesnej záťaži pomocou bezkontaktnéj termografie. Úvodná, teoretická časť tejto práce je venovaná princípom a využitiu infračervenej termografie, potom fyziológií záťaže a následne sledovaniu zmien povrchovej teploty tela, so zameraním na zmeny dejúce sa počas a po záťaži. Praktická časť tejto práce pozostáva z uskutočnenia navrhnutého záťažového experimentu a z vytvorenia aplikácie pre analýzu z neho získaných termografických snímok. Vytvorená aplikácia ponúka 2 druhy analýz, všeobecnú a záťažovú, pričom sa v oboch sústreďí na vyhodnocovanie výsledkov z užívateľskej voľby oblasti záujmu. Na konci práce sú komentované získané výsledky a je popísané eventálne využitie podobného záťažového experimentu a vytvorenej aplikácie v praxi.

Kľúčové slová

Infračervená termografia, záťažový test, športovci, zmeny povrchovej teploty tela, software pre analýzu zmien povrchovej teploty tela, výber oblasti záujmu

Abstract

This thesis focuses on creating an application software for monitoring and analyzing changes in body surface temperature before and after exercise test by the means of contactless thermography. Initial, theoretical part of this thesis talks about principles and possible scenarios, in which one could employ infrared thermography followed by physiology of the exercise load and concludes with an observation of the changes in body surface temperature while focusing on the actions that take place during the exercise test. Practical part of the thesis comprises of the exercise test and building of the application software for the analysis of the acquired thermographic visual output. The application software offers 2 kinds of analyses: general and under-load, while it aims to provide evaluation in both cases based on user-selected areas of interest. Last chapter of this thesis includes final output with commentary and eventual usage of the under-load experiment and application software in practical use.

Keywords

Infrared thermography, exercise test, athletes, changes in body surface temperature, software for analysis of changes in body surface temperature, selection of region of interest

Bibliografická citácia:

REMENÁROVÁ, Veronika. *Software pro analýzu změn povrchové teploty těla před a po zátěži*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2020. 90s. Vedoucí práce: Mgr. Daniel Vlk, CSc.

Prehlásenie

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma „Software pro analýzu změn povrchové teploty těla před a po zátěži.“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dňa

.....
podpis autorky

Pod'akovanie

Ďakujem svojmu vedúcemu diplomovej práce Mgr. Danielovi Vlkovi, CSc. za účinnou metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc a ďalšie cenné rady pri spracovaní tejto práce. Taktiež ďakujem aj konzultantovi mojej práce Ing. Tomášovi Vičarovi za pomoc pri vytváraní aplikácie, môjmu kondičnému trénerovi Davidovi Nerudovi za rady pri návrhu záťažových cvičení a fyzioterapeutke Mgr. Zuzane Dvorsčákovej za pomoc pri výbere konkrétnych svalových partií ako oblastí záujmu.

V Brně dňa

.....
podpis autorky

Obsah

Úvod.....	1
1 Infračervená termografia	2
1.1 Infračervené žiarenie	2
1.2 Fyzikálne zákony uplatňujúce sa v IČ termografií	4
1.3 Konštrukcia termokamery.....	7
1.3.1 Detektory v termokamerách	7
1.3.2 Optická časť termokamery.....	10
1.3.3 Elektronický systém	11
1.4 Faktory ovplyvňujúce snímanie scény termokamerou	12
1.5 Parametre hodnotiace kvalitu termokamier	13
1.6 Termografia v mobilných telefónoch	15
1.7 Infračervená termografia v medicíne.....	16
1.7.1 Infračervená termografia v športovej medicíne	19
2 Fyziológia záťaže.....	22
2.1 Reakcia a adaptácia telesných systémov na záťaž.....	22
2.1.1 Reakcia a adaptácia svalového ústrojenstva na záťaž	23
2.1.2 Reakcia a adaptácia transportného systému na záťaž.....	23
3 Zmeny povrchovej teploty.....	25
3.1 Základy termoregulácie	25
3.2 Zmeny termoregulácie a povrchovej teploty tela v súvislosti so záťažou. 27	
3.2.1 Rozdiel medzi športovcami a nešportovcami v termoregulačnej reakcii na záťaž	29
3.2.2 Rozdiel medzi mužmi a ženami v termoregulačnej reakcii na záťaž..	31
3.2.3 Patofyziológia termoregulácie a prekrvovania	33
4 Praktická časť	34
4.1 Metodika merania.....	34
4.1.1 Záťažové cvičenia	34
4.1.2 Meracie prístroje.....	36
4.1.3 Priebeh samotného merania	37
4.2 Návrh spracovania termovíznych snímok.....	38
4.2.1 Vybrané ROI horných a dolných končatín	39
5 Aplikácia pre analýzu termogramov	43
5.1 Analyzované snímky a ich predspracovanie.....	44
5.2 Realizácia karty aplikácie pre záťažovú analýzu	45
5.3 Realizácia karty aplikácie pre všeobecnú analýzu.....	48
5.4 Funkcie aplikácie.....	50
5.4.1 Funkcia na prevod jasových hodnôt na stupne Celzia	50
5.4.2 Funkcia pre sledovanie zmien tvaru a polohy ROI	51
5.4.3 Funkcia pre kreslenie ROI	52

5.4.4	Funkcia pre zistenie teploty konkrétneho pixelu.....	53
6	Výsledky	54
6.1	Výsledky všeobecnej analýzy	54
6.1.1	Výsledky všeobecnej analýzy horných končatín	54
6.1.2	Výsledky všeobecnej analýzy dolných končatín	57
6.2	Výsledky záťažovej analýzy	60
6.2.1	Výsledky záťažovej analýzy horných končatín.....	61
6.2.2	Výsledky záťažovej analýzy dolných končatín	65
7	Diskusia	71
8	Záver.....	74
	Literatúra	76
	Zoznam symbolov, veličín a skratiek.....	89
	Prílohy.....	90

Zoznam obrázkov

1 Elektromagnetické spektrum s detailom na IČ pásmo.....	3
2 Graf znázorňujúci zákony uplatňujúce sa pre AČT	6
3 Bloková schéma termokamery	7
4 Porovnanie neselektívnych a selektívnych detektorov].....	10
5 Porovnanie nasnímanej scény pri rôznych FOV	15
6 Zariadenie FLIR ONE pripojené v smartphone	16
7 Termogram ženského subjektu s rakovinou pravého prsníka.....	17
8 Termogram stehna, naľavo pred cvičením a napravo 24h po cvičení.....	20
9 Prenos tepla z človeka pomocou všetkých mechanizmov.....	26
10 Termogramy, zľava doprava: pred, v 15. min cvičenia a ihneď po ňom.....	28
11 Dynamika vývoja teploty kože športovcov v čase počas a po záťaži.....	30
12 Cvik kladivový zdvih	35
13 Cvik drep s výskokom.....	36
14 Fotografia používanej termokamery WIC 640 na mieste merania.....	37
15 Spôsob snímania povrchu kože končatín probandov	38
16 Termogram horných končatín s vyznačenými ROI.....	40
17 Termogram dolných končatín s vyznačenými ROI.....	41
18 Termogram dolných končatín s vyznačeným ROI cez celú končatinu.....	42
19 Termogram horných končatín s vyznačeným ROI cez celú končatinu	42
20 Všetky termogramy DK, hore 1. a dole 2.probandka.....	45
21 Všetky termogramy HK, hore 1. a dole 2.probandka.....	45
22 Karta aplikácie pre záťažovú analýzu.....	46
23 Ukážka výsledkov zo záťažovej analýzy	47
24 Ukážka karty aplikácie pre všeobecnú analýzu 1 termogramu.....	49
25 Ukážka výsledkov zo všeobecnej analýzy pre 1 termogram	50
26 Termogram po prevode na teplotné hodnoty.....	51
27 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu HK 1. probandky.....	55
28 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z HK 1. probandky	56
29 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu HK 2. probandky.....	56
30 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z HK 2. probandky	57
31 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu DK 1. probandky.....	58
32 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z DK 1. probandky.....	58
33 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu DK 2. probandky.....	59
34 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z DK 2. probandky.....	59
35 Termogram HK 2.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu v klúde.....	62
36 Termogram HK 2.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu 5min po záťaži. 62	
37 Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z HK 2.probandky.....	63
38 Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch HK 2.probandky	63
39 Termogram HK 1.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu v klúde.....	64

40	Termogram HK 1.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu 5min po zát'aži.	64
41	Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z HK 1.probandky	65
42	Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch HK 1.probandky	65
43	Termogram DK 2.probandky s ROI nad m.rectus femoris v kl'ude.	66
44	Termogram DK 2.probandky s ROI nad m.rectus femoris 10 min po zát'aži.	67
45	Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z DK 2.probandky	67
46	Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch DK 2.probandky	67
47	Termogram DK 1.probandky s ROI nad m.rectus femoris v kl'ude.	69
48	Termogram DK 1.probandky s ROI nad m.rectus femoris 10 min po zát'aži.	69
49	Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z oboch DK 1.probandky	69
50	Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch DK 1.probandky	70

Zoznam tabuliek

1 Parametre termokamery WIC 640.....	36
2 Teplotné dáta z ROI HK 1. probandky	55
3 Teplotné dáta z ROI HK 2. probandky	56
4 Teplotné dáta z ROI DK 1. probandky	58
5 Teplotné dáta z ROI DK 2. probandky	59
6 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch HK 2. probandky	63
7 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch HK 1. probandky	65
8 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch DK 2. probandky	68
9 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch DK 1. probandky	70

ÚVOD

Téma tejto diplomovej práce vychádza z bakalárskej práce, kde bola okrem iného tiež sledované zmeny povrchovej teploty kože u športovcov v súvislosti so záťažou.

Infračervená termografia sa stáva čo raz populárnejšou doplnkovou zobrazovacou metódou v klinickej praxi hlavne vďaka svojej neinvazívnosti, nezaťažujúcemu charakteru a jednoduchosti merania. Dáva lekárom jasné informácie o rozložení povrchovej teploty kože, z čoho sa dá usúdiť zvýšený prietok krvi danou oblasťou, ktorý môže ale nemusí mať patologický pôvod. V prípade športovej medicíny môže doplnkovo slúžiť pri diagnostike aj prevencii zranení či ako ďalší parameter hodnotiaci výkonnosť jedincov.

V svojej teoretickej časti obsahuje táto práca opis princípov infračervenej termografie, konštrukciu termokamery a zhrnutie jej možných využití v medicíne. Ďalšou popísanou oblasťou je fyziológia záťaže v následnej súvislosti na termoregulačné procesy a z nich vyplývajúce zmeny povrchovej teploty tela.

Praktická časť obsahuje v svojom úvode návrh záťažových cvičení, ktorých uskutočnením dôjde k cieľovým zmenám v povrchovej teplote. Kľúčovým bodom je navrhnutá aplikácia pre analýzu zmien povrchovej teploty tela so zameraním na užívateľskú voľbu ROI. Aplikácia ponúka voľbu medzi všeobecnou analýzou jedného termogramu s výberom viacerých ROI, a záťažovou analýzou viacerých termogramov vyplývajúcou z navrhnutého experimentu, ktorá sa sústreďuje na hodnotenie časového vývoja teploty a na hodnotenie tepelnej asymetrie, ktorá má potenciál eventuálne súvisieť so svalovou asymetriou. Aplikácia z vybraných ROI následne vyhodnocuje teplotné dáta s možnosťou ich exportu do externého súboru.

Vzhľadom k faktu, že MATLAB® ako programové prostredie, v ktorom bola aplikácia vytvorená, nie je voľne dostupným programom, bola preto táto aplikácia skompilovaná do desktopovej verzie voľne stiahnuteľnej z GitHub. Hlavným pôvodným cieľom tejto práce nebol vytvorený software, ale celková štatistická analýza veľkej skupiny probandov a praktické využitie tohto experimentu v praxi, čo však nebolo možné uskutočniť kvôli situácii v ČR ohľadom COVID-19. Preto sa hlavný cieľ presunul na vytvorený software, na ktorom boli otestovaná základná skupina nameraných dát.

1 INFRAČERVENÁ TERMOGRAFIA

Infračervená termografia je zobrazovacia metóda využívajúca infračervené žiarenie. Slúži k snímaniu rozloženia teploty na povrchu telies (v prípade človeka, povrchovej teploty kože) bezkontaktným spôsobom.

Ľudské oko je schopné rozoznať objekty vo svojom zornom poli, ktoré sú osvetlené slnkom alebo inou formou svetla (žiarovkou) nachádzajúcou sa vo viditeľnej časti elektromagnetického spektra. Naopak naše oči nedokážu vidieť tepelné žiarenie, ktoré je však pre termovíziu kľúčové. Objekty emitujúce toto tepelné žiarenie je možné pozorovať jedine pomocou prístroja, tzv. termokamery, ktorá dokáže aj v úplnej tme zhromažďovať žiarenie (vychádzajúce z povrchu objektu) a premeniť ho na obraz, ktorý už dokážeme očami vidieť [1].

Z pohľadu histórie sú Planck a Herschel mená dvoch vedcov, ktorí stáli za objavením termokamier, konkrétne teda infračerveného žiarenia. Konkrétne Herschel objavil v roku 1800 prítomnosť infračerveného žiarenia (ďalej už len ako IČ žiarenie) hneď vedľa spektra viditeľného svetla, presnejšie smerom k vyšším vlnovým dĺžkam. O sto rokov neskôr Max Planck toto žiarenie popísal aj z kvantitatívneho hľadiska, čím započal veľký vývoj, ktorý vyústil až v najmodernejšie technológie využívajúce IČ kamery používané v dnešných dňoch [2].

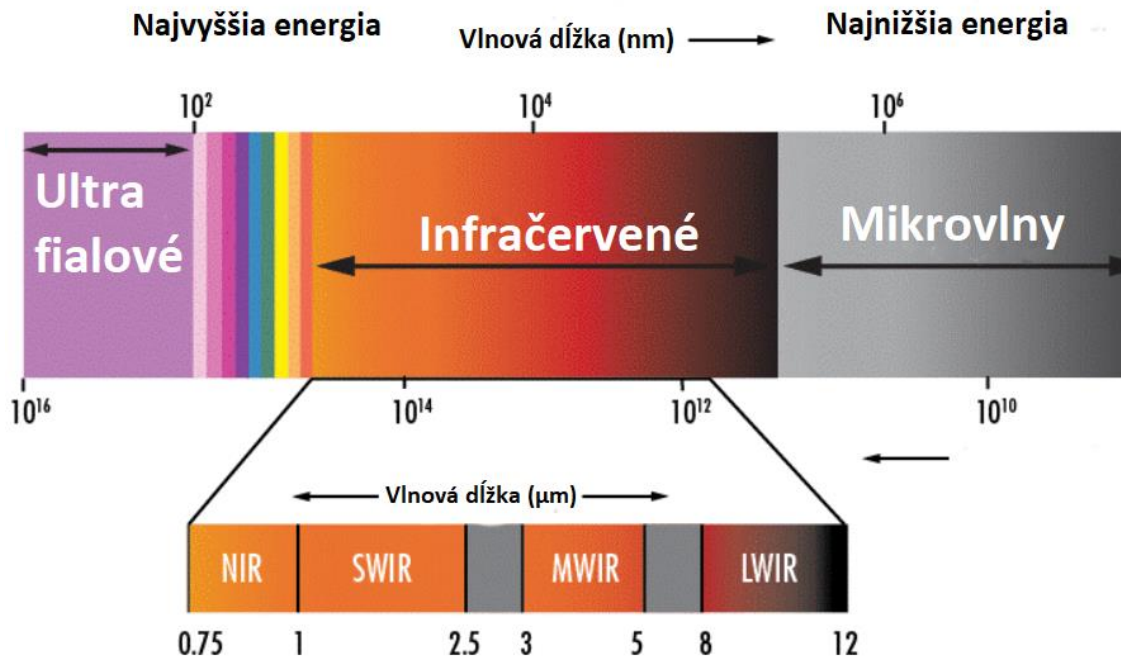
Pre pochopenie fungovania termokamery je potrebné sa najskôr zamerať popis IČ žiarenia a na fyzikálne princípy uplatňujúce sa v tejto oblasti.

1.1 Infračervené žiarenie

Infračervené žiarenie je len malou časťou z celého elektromagnetického spektra, kde zaberá rozsah vlnových dĺžok od $0,75\mu\text{m}$ do 1mm . Infračervené žiarenie sa bežne delí na 5 podoblastí:

- $0,75\ \mu\text{m} - 1,4\ \mu\text{m}$: blízka infraoblasť (Near infrared radiation – NIR) – nachádza sa najbližšie k červenému koncu spektra viditeľného svetla a využíva sa v NIR spektroskopii,
- $1,4\ \mu\text{m} - 3\ \mu\text{m}$: infraoblasť krátkych vln (Short-wave infrared radiation – SWIR) – používa sa v technike nočného videnia,

- 3 μm - 8 μm : infraoblasť stredne dlhých vln (Medium-wave infrared radiation – MWIR) - používa sa v kamerách s fotónovými detektormi,
- 8 μm - 15 μm : infraoblasť dlhých vln (Long-wave infrared radiation – LWIR) - používa sa v kamerách s tepelnými detektormi,
- 15 μm – 1mm: vzdialená infraoblasť (Far infrared radiation – FIR) – táto oblasť už ďalej prechádza na mikrovlny [1] [3].



Obrázok 1 Elektromagnetické spektrum s detailom na IČ pásmo, prevzaté a preložené z [1]

Poprípade je možné IČ žiarenie rozdeliť podľa CIE (The International Commission on Illumination) na 3 pásma:

- IR – A: 0,7 μm – 1,4 μm (blízka infraoblasť)
- IR – B: 1,4 μm - 3 μm (stredná infraoblasť)
- IR – C: 3 μm – 1 mm (vzdialená infraoblasť)

Dôležitým poznatkom je, že dlhšie vlnové dĺžky umožňujú fotónu jednoduchšie prechádzať atmosférou obsahujúcou väčšie častice (ako sú prach alebo hmla). To znamená, že pre takýto typ okolitého prostredia je vhodnejšie použiť termokamery s tepelnými detektormi, ktoré pracujú pri vlnových dĺžkach približne od 8 μm do 15 μm [4] [5] [6].

1.2 Fyzikálne zákony uplatňujúce sa v IČ termografií

Základným poznatkom z fyziky je fakt, že každé teleso, ktorého teplota je vyššia ako absolútna nula, čiže 0 Kelvinov (-273,15 °C) emituje do svojho okolia tepelné (IČ) žiarenie. Existencia priamej úmery medzi intenzitou žiarenia a teplotou povrchu žiariča umožňuje práve neinvazívne meranie ľudskej teploty pomocou bezdotykovej termovízie [7] [8].

Absolútne čierne teleso a emisivita

Dôležitým pojmom je absolútne čierne teleso (AČT), ktoré idealizuje teleso pohlcujúce žiarenie bez ohľadu na uhol dopadu či vlnovú dĺžku a zároveň funguje ako dokonalý emitör tepelného žiarenia so schopnosťou vyžiariť najväčšie množstvo energie. Reálne objekty ako budovy, materiály, stroje či organizmy vyžarujú teda logicky menej ako AČT. Veľkosť žiarivého toku z povrchu AČT je úmerná len jeho absolútnej teplote T . U reálnych objektov rozhoduje o veľkosti signálu okrem absolútnej teploty aj emisivita [9].

Emisivita – ε vyjadruje účinnosť vyžarovania reálnych objektov v porovnaní s AČT. Emisivita je bezrozmerná veličina a u týchto reálnych objektov – tzv. šedých telies je teda definovaná ako pomer intenzity vyžarovania skúmaného objektu a AČT pri danej teplote. To znamená, že AČT má ako ideálny žiarič $\varepsilon = 1$ a ostatné šedé telesá majú emisivitu v rozsahu $0 < \varepsilon < 1$ (ľudské telo má $\varepsilon = 0,98$). U šedých telies rovnako ako u AČT nedochádza k zmene emisivity pozdĺž meniacej sa vlnovej dĺžky. Objekty, ktorých emisivita vykazuje závislosť s vlnovou dĺžkou nazývame selektívne žiariče (ne-šedé telesá). Emisivita teda okrem vlnovej dĺžky (frekvencie) závisí aj na materiáli telesa a jeho povrchovej úprave (eventuálne zašpinenie) [5] [10] [11].

V nasledujúcich odstavcoch budú popísané štyri fyzikálne zákony vyžarovania AČT uplatňujúce sa aj v termografií.

Kirchhoffov zákon

Pohlcovanie a vyžarovanie AČT je popísané Kirchhoffovým zákonom, ktorý je v podstate zákonom o zachovaní energie žiarenia [9]. Popisuje udalosť dopadu žiarivého toku na povrch telesa pomocou nasledujúcej rovnice, kde sú popísané tri vlastnosti telies, ktoré sa uplatnia pri dopade žiarenia na teleso, [10]:

$$r + t + a = 1, \quad (1)$$

kde r , t , a sú postupne koeficienty pre reflektanciu (odrazivosť), transimtanciu (priepustnosť) a absorbanciu (pohltivosť) telesa. V prípade AČT sa neuplatňuje ani reflektancia ani transmitancia, pretože všetko žiarenie dokonale pohlcuje. Veľkosťou jednotlivých koeficientov popisuje ako sa bude nejaké teleso chovať (ako AČT, šedé teleso, zrkadlo, matný materiál, atď) [10] [12] [13].

Wienov zákon posunu

Popisuje inverznú závislosť medzi vlnovou dĺžkou a termodynamickou teplotou pre aktuálnu maximálnu vyžarovanú energiu. To znamená, že čím má teleso vyššiu teplotu, tým sa vlnová dĺžka jeho maximálnej vyžarovanej energie posúva ku kratším vlnovým dĺžkam (viď obrázok 2, naznačené farebnými bodkami). Čo je napríklad aj dôvod prečo zahrievanie (zasvietenie) žiarovky vnímame ako zmenu jej farby. Vlnovú dĺžku λ_{max} , pri ktorej bude vyžarovanie energie alebo teda intenzita vyžarovania maximálna môžeme vypočítať pomocou nasledujúceho vzorca, [10]:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}, [mm] \quad (2)$$

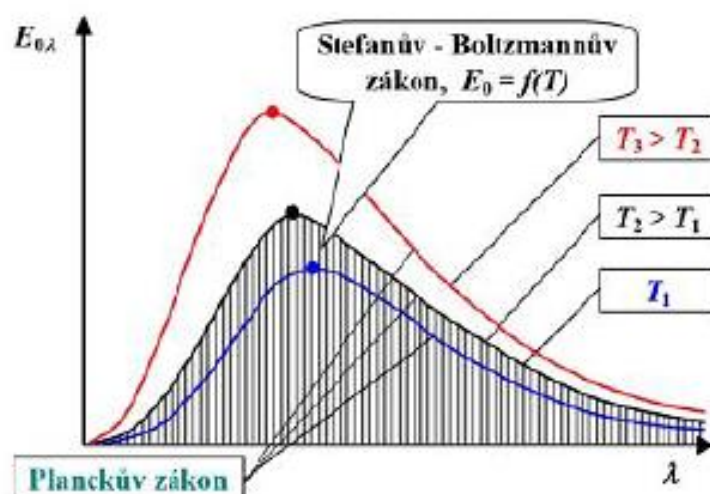
kde je b je Wienova konštanta ($b = 2,8978 \text{ mmK}$) a T [K] je teplota. Ľudské telo, ktorého fyziologická teplota je približne $37 \text{ }^\circ\text{C}$ vyžaruje najintenzívnejšie na $\lambda_{max} = 9,35 \text{ } \mu\text{m}$ [10] [12] [14].

Stefan-Boltzmannov zákon

Vedci, Stefan a Boltzman zistili, že ak pri danej nenulovej teplote AČT zintegrujeme intenzitu jeho vyžarovania cez všetky vlnové dĺžky získame celkovú spektrálnu hustotu žiarivého toku generovaného z jednotkovej plochy telesa. Z toho vyplýva, že hustotu žiarivého toku E_0 závisí na emisivite ε (v prípade šedého telesa) a na štvrtej mocnine teploty T priamoúmerne. Vzorec popisujúci túto závislosť je nasledovný, [10]:

$$E_0 = \varepsilon \cdot \sigma_0 \cdot T^4, [W \cdot m^{-2}] \quad (3)$$

kde σ_0 je Stefan-Boltzmannova konštanta ($\sigma_0 = 5,6704 \cdot 10^{-8} \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-4}$), ε je emisivita [-], T [K] je teplota a E_0 je hustota žiarivého toku [7] [10].



Obrázok 2 Graf znázorňujúci zákony uplatňujúce sa pre AČT, prevzaté z [10]

Planckov vyžarovací zákon

Podľa Planckovej teórie je energia elektromagnetickej vlny kvantovaná, čo bolo v rozpore s klasickou fyzikou (Stefan-Boltzmannovým zákonom), kde vyžarovalo AČT svoju energiu spojitou. Pomocou Planckovej konštanty vyslovil, že každé kvantum žiarenia má svoju energiu E , ktorá je závislá na frekvencii, [10]:

$$E = h \cdot f, [J] \quad (4)$$

kde E [J] je energia h je Planckova konštanta ($h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J.s}$), f [Hz] je frekvencia. Ako je z obrázku 2 patrné, pri danej termodynamicknej teplote emituje teleso do okolia žiarenie o rôznych vlnových dĺžkach, pozdĺž ktorých sa však mení aj intenzita tohto žiarenia a teda aj priebeh danej funkcie. Spektrálna hustota intenzity vyžarovania AČT (spektrálna merná žiarivosť) je teda funkciou λ a T a je definovaná nasledovne:

$$E(\lambda, T) = \frac{2 \cdot h \cdot c^{-2} \cdot \lambda^{-5}}{\exp\left(\frac{h \cdot c}{\lambda \cdot T \cdot k}\right) - 1}, [W \cdot m^{-2} \cdot sr^{-1}] \quad (5)$$

kde h je Planckova konštanta ($h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ J.s), T [K] je teplota, λ [m] je vlnová dĺžka, c je rýchlosť svetla ($c = 299\,792\,458$ m.s⁻¹), k je Boltzmanova konštanta ($k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ J.K⁻¹). Táto veličina definuje aký veľký podiel z celkovej energie, ktorú môže zdroj (AČT) vyžiariť patrí žiareniu o danej vlnovej dĺžke pri danej teplote [10] [13] [14].

1.3 Konštrukcia termokamery

Konštrukcia termokamery je veľmi podobná tej digitálneho fotoaparátu. Rozdielom je, že termokamera sníma IČ žiarenie a fotoaparát naopak viditeľné svetlo. To je umožnené vďaka špeciálnej šošovke, ktorá filtruje vybrané vlnové dĺžky elektromagnetického žiarenia. Termokameru môžeme, ako je znázornené na obrázku 15, konštrukčne rozdeliť na tieto tri časti:

- Optika
- Detektor
- Elektronika a užívateľské rozhranie (displej)



Obrázok 3 Bloková schéma termokamery, prevzaté z [15]

V nasledujúcich kapitolách bude každá z častí jednotlivo popísaná [15].

1.3.1 Detektory v termokamerách

Detektor je bez pochyby kľúčovým prvkom termovízneho systému, kde slúži k prevodu žiarivej (tepelnej) energie na elektrický signál. V termokamerách sa používa maticový detektor, ktorý bežne obsahuje 320 x 420 prvkov alebo 640 x 480 v prípade kvalitnejších kamier. Podľa toho na akú veľkú časť energie reagujú,

môžeme detektory rozdeliť do dvoch veľkých kategórií a to na selektívne (fotónové) detektory a neselektívne (tepelné) detektory [10] [16].

Selektívne (fotónové) detektory

Ich základnou charakteristikou je že reagujú na energiu každého jedného fotónu separátne. K premene žiarenia na elektrický signál využívajú fotoelektrický jav. Povrch meraného objektu emituje žiarenie, ktoré dopadá na polovodičový detektor. Energia fotónu žiarenia je predaná elektrónu, ktorý leží vo valenčnom pásme. Ak je táto energia dostatočná, uvoľní sa tento elektrón do vodivostného pásma, za súčasného vzniku páru elektrón – diera. Čím dôjde k navýšeniu počtu nosičov voľného náboja a tým pádom aj k zvýšeniu vodivosti polovodiča. Veľkosť výstupného signálu je teda úmerná intenzite dopadajúceho žiarenia. Podľa použitej súčiastky rozlišujeme fotokonduktívne alebo fotovoltaičné detektory a podľa typu polovodiča rozlišujeme vlastné a nevlastné detektory.

Fotovoltaičné detektory (fotodiódy) fungujú na princípe vnútorného fotoelektrického javu, pri ktorom sa generuje fotovoltaičné napätie.

Fotokonduktívne detektory – fotoodpory, sú založené na inverznej závislosti medzi veľkosťou odporu a výkonom dopadajúceho žiarenia. Patrí sem aj špeciálny typ detektoru – QWIP (quantum well infrared photodetector), využívajúci kvantové jamy, v ktorých sú uviaznuté elektróny. Po prijatí infražiarenia sa elektróny excitujú do vodivostného pásma, ktorý následne meriame [10] [17].

Vlastné (intrinsické) detektory sa skladajú z polovodičových materiálov bez prímiesí (napr. PbS, PbSe). Naopak nevlastné (extrinsické) obsahujú prímiesy, ktoré v polovodiči zvyšujú počet elektrónov alebo dier podľa typu použitého materiálu (napr. Si:As, Si:Ga, Si:In). S prítomnosťou prímies prichádza aj nutnosť chladenia, pretože už pri izbovej teplote v nich prebieha termická ionizácia. Bez chladenia, by boli tieto detektory “zaslepené” vlastným vyžarovaním (užitočný signál by sa strácal v tomto nežiadúcom tepelnom šume. K chladeniu sa využíva kvapalný dusík či hélium alebo špeciálne zariadenia ako Peltierove články či kompresorový chladič využívajúci Stirlingov cyklus, ktoré udržiavajú detektory na teplote okolo 0°C a nižšie [1] [6] [10] [17].

Vo všeobecnosti môžeme zhrnúť vlastnosti selektívnych detektorov takto: priamo konvertujú radiáciu na výstupný signál, majú skvelú teplotnú citlivosť (až

10 mK), úzky spektrálny rozsah (obmedzený napríklad len na pásmo MWIR = 3 - 5 μ m), ďalej majú veľmi rýchlu odozvu (< 1 μ s), ale kvôli nutnosti chladenia majú však vysokú cenu [6] [10].

Neselektívne (tepelné) detektory

Na rozdiel od fotónových, reagujú neselektívne detektory na celkovú energiu prichádzajúceho žiarenia. Konverzia energie žiarenia na elektrický signál sa tu nedeje priamo, ale obsahuje ešte medzi krok, kedy dopadajúce fotóny žiarenia ohrievajú materiál detektoru, čím menia jeho elektrické vlastnosti (napr. odpor), ktoré následne zaznamenávame. V tejto kategórii rozoznávame ešte dva druhy, a to bolometre (mikrobolometre) a pyroelektrické detektory [10] [16].

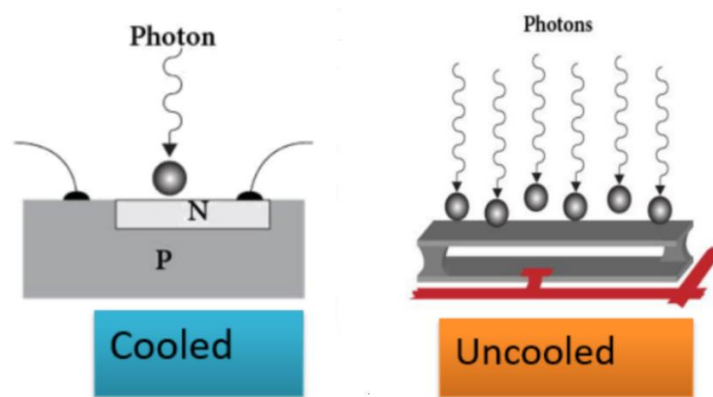
Z konštrukčného hľadiska sa pyroelektrické detektory podobajú na kondenzátor, skladajúci sa z dvoch elektród spojenými vrstvou pyroelektrického materiálu. Horná elektróda je pokrytá čiernou absorpčnou vrstvou a slúži na interakciu s dopadajúcim žiarením. Tepelné žiarenie zohrieva pyroelektrický kryštál, čím sa tento materiál rozširuje a polarizuje. Táto zmena polarizácie vyvolá vznik náboja medzi elektródami a obvodom tak začne tiecť prúd. Signál nesúci informáciu o žiarení môže byť jednak v obvode vznikajúci prúd, poprípade po konverzií aj napätie, ktoré však musí byť pre svoju nízku amplitúdu následné zesílené predzosilovačom [17] [18].

Základným prvkom druhého typu tepelných detektorov je bolometer. Táto tepelne závislá súčiastka je charakterizovaná veličinou – teplotný súčiniteľ odporu α , ktorá je definovaná nasledovne:

$$\alpha = \frac{1}{R_D} \cdot \frac{dR_D}{dT}, [K^{-1}] \quad (6)$$

kde R_D [Ω] je elektrický odpor (dR_D vyjadruje zmenu odporu) a dT [K] je zmena teploty. Táto veličina definuje exponenciálnu závislosť odporu na teplote a nadobúda kladné alebo záporné hodnoty, podľa typu použitého materiálu. U vodičov je priama závislosť medzi stúpajúcou teplotou a odporom, takže α má kladnú hodnotu (tzv. pozistor). V prípade polovodičov je závislosť nepriama, čo znamená, že odpor s rastúcou teplotou klesá a α má zápornú hodnotu (tzv. negastor).

Nevýhodou bolometrov je, že potrebujú dlhú dobu aby sa dostali do termodynamickkej rovnováhy, čím sa predlžuje ich časová konštanta a znižuje ich pracovná rýchlosť. Preto boli skonštruované mikrobolometrické detektory s oveľa kratšou časovou konštantou. Tieto miniatúrne elementy sú usporiadané do 2D matice (mikrobolometrického poľa), v rámci ktorej sa však navzájom neovplyvňujú. Vhodným materiálom pre tento typ aplikácie je oxid vanádu alebo amorfný kremík. Výhodou tohto typu detektora je že môže pracovať pri izbových teplotách, na druhú stranu je však nutná teplotná stabilizácia každého elementu kvôli nízkej úrovni meraného signálu. Tento typ detektora je v dnešnej dobe jeden z najpoužívanejších. Majú mierne horšiu teplotnú citlivosť (do 30 mK) a širšiu spektrálnu citlivosť (v rozsahu 8 μm až 14 μm). Tým, že v ich prípade odpadá nutnosť chladenia, klesá aj ich nákupná cena [10] [15] [17].



Obrázok 4 Porovnanie neselektívnych a selektívnych detektorov, prevzaté z [6]

1.3.2 Optická časť termokamery

Úlohou objektívu v termokamere je smerovať a premietat' dopadajúce žiarenie na detektor, kde sa intenzita tohto žiarenia premieňa na merateľný elektrický signál. Ten sa zdigitalizuje a zhmotní do výsledného tepelného snímku, tzv. termogramu.

Optická časť je špecifická tým, že šošovka termokamery (typ – spojka) je výhradne zo špeciálneho materiálu (typicky germánium), ktorý má vysoký index lomu a nízky optický rozptyl [19]. Na povrchu šošovky sa naviac nachádza antireflexná vrstva, ktorá slúži k zvýšeniu priepustnosti a k zníženiu odrazu IČ žiarenia. Ďalšou komponentou sú clony – filtre, ktorých úlohou je z celého

elektromagnetického spektra vybrať len vlnové dĺžky IČ žiarenia, poprípade zoslabiť prichádzajúce žiarenie vysokej intenzity [10] [15] [17].

Podľa spôsobu rozkladu zobrazovanej scény, presnejšie tzv. primárneho parametrického poľa v čase a v priestore sa termovízne systémy rozdeľujú na skenovacie a neskenovacie systémy. Skenovacie systémy majú väčšinou len jeden elementárny detektor, ktorý sa pomocou pozičnej jednotky (skeneru) postupne posúva po celej snímanej scéne a výsledný termogram je tvorený postupne. Poprípade sú detektory poukladané do jedného stĺpca a skenovanie scény prebieha paralelne. Neskenovacie systémy naopak obsahujú veľký mozaikový detektor vyplnený veľa elementárnymi senzormi, ktorý je schopný nasnímať pozorovanú scénu naraz, čím odpadá použitie skeneru [9] [17].

Schopnosť kamery správne zaostriť pomocou optiky na objekt môže byť jedným z parametrov rozhodujúcich o jej kvalite. Dobre zaostrný obraz je nevyhnutný pre získanie kvalitnému termogramu a jeho následnú efektívnu analýzu. Problém nastáva, keď teplota v okolí objektu alebo objektu samotného začne kolísat, čo môže viesť k zhoršenému zaostrneniu. Preto je dôležité aby vedela termokamera toto kolísanie, čo možno najlepšie kompenzovať.

S tým priamo súvisí pojem vzdialenosť zaostrnenia. U termokamier je možnosť manuálneho ostrenia, poprípade je táto ohnisková vzdialenosť fixne daná (napr. 0,15m alebo 0,45m). Objekt uvidíme ostro jedine ak bude vzdialenosť medzi šošovkou optiky a senzorom rovnaká ako ohnisková vzdialenosť [20] [21].

1.3.3 Elektronický systém

Elektronický systém spolu s mikroprocesorom sú nevyhnutným prvkom v rámci termokamery pre vytvorenie výsledného kvalitného termogramu. Zaisťuje spracovanie elektrického signálu na obraz, rôzne výpočty, kalibráciu kamery, korekcie na základe zadanej odrazeného žiarenia či emisivity. Korekcia kvôli rozličnej emisivite je nutná pretože meriame teplotu šedých telies, ktorých emisivita je vždy menšia ako 1, čiže oproti AČT vyžarujú slabší radiačný signál. Takže je nutná kompenzácia a to pomocou zväčšenie zosílenia signálu.

Rozlíšenie termogramu (počet pixelov) je rovnaké ako je počet elementov použitých v matici detektoru (štandardne 320 x 240 pixelov). Termogram podáva

výslednú informáciu o rozložení povrchovej teploty meraného objektu. Každému stupni teploty následne priradí farbu na základe zvolenej farebnej škály, tak že nižšie teploty sú vykresľované odtieňmi modrej, zelenej či fialovej a vyššie teploty naopak odtieňmi červenej, oranžovej či žltej. Kamery na nočné videnie používajú škálu v odtieňoch šedej, pretože ľudské oko dokáže najlepšie rozlišovať medzi čiernou a bielou. Preto sa do optiky pridáva monochromatický filter, ktorý uľahčí pozorovateľovi pochopiť čo vidí na obrázku [1] [15].

1.4 Faktory ovplyvňujúce snímanie scény termokamerou

Vhodné nastavenie parametrov termokamery vzhľadom na aktuálne prostredie, vlastnosti meraného objektu (hlavne jeho emisivita), je esenciálne pre nasnímanie správneho termogramu. V nasledujúcich odstavcoch budú vymenované len niektoré z mnohých faktorov ovplyvňujúcich snímanie pomocou termovíznych systémov:

- Vyžarovanie pozadia – pri snímaní termografickej scény prichádza do tepelného zobrazovacieho zariadenie žiarenie nie len z meraného objektu, ale aj z jeho pozadia. Väčšina prostredí nemá homogénny charakter, takže je ich teplota ťažko odhadnuteľná. Našťastie je emisivita ľudskej pokožky (a vo všeobecnosti biologických tkanív) dosť vysoká na to, aby bol vplyv žiarenia z pozadia na výsledný termogram nízky. Preto ak je to možné, je výhodné odstrániť z pozadia akékoľvek objekty, pretože znižujú radiačný kontrast scény a môžu vo výsledku spôsobiť nesprávne vyhodnotenie termogramu [9] [20].
- Vplyv odrazeného žiarenia – sa musí zohľadňovať pri reálnych žiaričoch, teda objektoch s nízkou emisivitou. Reflektovaná teplota obvykle odpovedá teplote v okolí objektu. Ak však dochádza k reflexii žiarenia z rušivých okolitých zdrojov na povrchu meraného objektu je nutná kompenzácia tohto žiarenia. A to pomocou nastavenia parametru nesúceho názov RTC – Reflected Temperature Compensation, čo v preklade znamená kompenzácia odrazenej teploty. Uskutočňuje sa pomocou zadania korekčného faktoru,

ktorým sa odčíta odraz v termokamere, čo má za následok zvýšenie presnosti merania [23].

- Vplyv atmosférických plynov - v atmosfére sa prirodzene nachádzajú plyny ako CO₂, O₃ a vodná para, ktoré ovplyvňujú radiáciu z povrchu objektu smerom k senzoru kamery. Keďže absorbcia či rozptyl na molekulách vody môže zoslabiť žiarenie až o 10% na vzdialenosti do 100m, je potrebné vlhkosť ovzdušia pred snímaním zmerať. Jej hodnota by sa mala pohybovať v rozmedzí 45 – 60%, tak aby nemala vplyv na tok žiarenia a ani na termoreguláciu človeka [8] [22].
- Vplyv teploty prostredia - teplota okolia má význam najmä pri medicínskych aplikáciách, kedy je potrebné aby bol človek v tepelnej pohode. Tepelná pohoda je stav organizmu, charakterizovaná vyrovnanou výmenou tepla bez účasti termoregulácie, čo predstavuje teplota okolo 23,5°C [5] [8].
- Vplyv vzdialenosti - vzdialenosť objektu od detektoru je tiež nutné zohľadniť najmä pri väčších vzdialenostiach, kedy má atmosféra dlhší čas ovplyvniť charakter žiarenia. V medicínskych aplikáciách je naopak vzdialenosť minimálna a preto vplyv ovzdušia môžeme častokrát zanedbať [8].

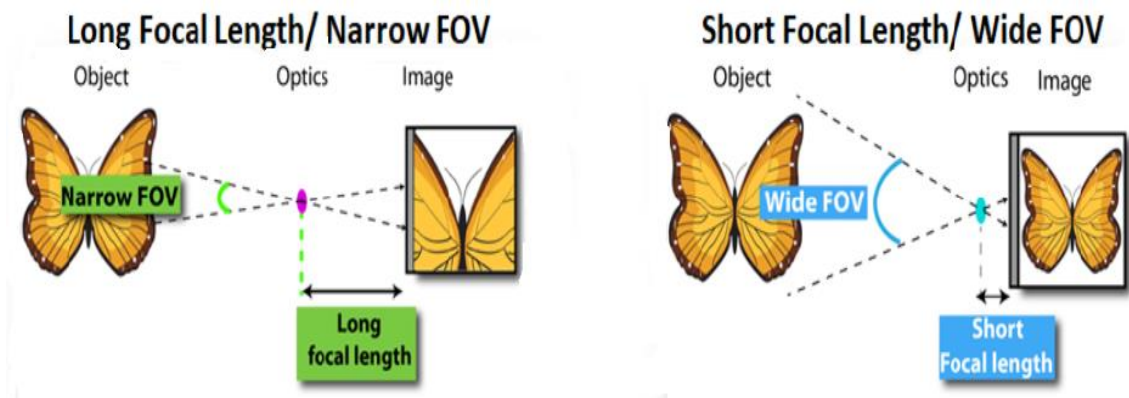
1.5 Parametre hodnotiace kvalitu termokamier

Kvalitu (výkonnosť) kamery je možné hodnotiť podľa nasledujúcich parametrov (uvedené len niektoré):

- Rozlíšenie snímača – určuje akým počtom pixelov bude objekt snímaný. Takže čím vyšší počet, tým bude výstupný obraz (termogram) presnejší a kvalitnejší. Štandardne býva rozlíšenie 320x240 pixelov [20].
- Spektrálna citlivosť – popisuje závislosť výstupného signálu na vlnovej dĺžke, keďže niektoré detektory sú citlivé v širšom rozmedzí vlnových dĺžok (majú širšiu spektrálnu citlivosť), ako napr. mikrobolometre v rozsahu 8 μm až 14 μm [10].
- Teplotná citlivosť – vyjadruje najmenší namerateľný teplotný rozdiel pomocou termokamery, takže logicky, čím je táto hodnota nižšia, tým má kamera lepšie teplotné rozlíšenie. V anglickej literatúre sa označuje aj ako NETD - Noise Equivalent Temperature Difference, čo vyjadruje teplotný

rozdiel medzi objektom a okolitým prostredím potrebným na vygenerovanie signálovej zmeny. Tento rozdiel môže byť až tak malý, že je rovný šumu, odtiaľ názov „noise equivalent“ (v preklade ekvivalentný šumu) [20] [23] [24].

- Teplotný rozsah – sa mení väčšinou od výrobcu k výrobcu. Začína obvykle na mínusových teplotách okolo $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ a končiť môže až pri $1200\text{ }^{\circ}\text{C}$ (u expertných termokamier) [20].
- Kvantová účinnosť – je parameter hodnotiaci účinnosť prevodu fotónov na elektrický signál (elektróny).
- Plniaci faktor – hodnotí v rámci mozaikového detektora plochu elementárnych detektorov voči celkovej ploche [10].
- Snímková frekvencia (FR, Frame rate) – je dôležitá vlastnosť termokamery z hľadiska rýchlosti spracovania obrazu. Udáva akou rýchlosťou vie procesor kamery aktualizovať meniace sa hodnoty teploty v real-time na displeji. Napríklad 9Hz kamera, dokáže aktualizovať hodnoty teploty 9 krát za sekundu [25].
- Schopnosť zaostrovať – tento parameter už bola popísaný v kapitole 1.3.2 o optike termokamery.
- Veľkosť zorného poľa (FOV, Field of view) – popisuje plochu scény, ktorú je schopná termokamera naraz nasnímať. Kvantifikuje sa pomocou hodnoty zorného uhla, ktorý sa mení na základe zmeny ohniskovej vzdialenosti. So zmenšujúcou sa ohniskovou vzdialenosťou a so zväčšujúcou sa vzdialenosťou od objektu sa zväčšuje zorný uhol a objektív kamery je tak teoreticky schopný pojať celý objekt naraz (viď obrázok 5). Veľkosť FOV si teda môžeme navoliť pomocou rôznych typov objektívov, resp. môžeme meniť objektívy podľa veľkosti objektu [20] [21] [23].



Obrázok 5 Porovnanie nasnímanej scény pri rôznych FOV, prevzaté z [21]

1.6 Termografia v mobilných telefónoch

Bežné termokamery so sebou prinášajú nevýhody ako nutnosť inštalácie, veľkosť (kamera a statív) a neľahká prenosnosť. Vďaka vývoju v miniaturizácii IR detektorov je možné všetky tieto nevýhody eliminovať pomocou spojenia termovízie a smartphonov. Termovízia v tejto forme existuje buď ako malé zariadenie pripojiteľné k mobilnému telefónu (smartphonu) alebo už ako telefón s integrovanou termovíziou. Tieto zariadenia sú schopné za pomoci špeciálnej aplikácie prinášať termogramy s vysokým rozlíšením (napr. firma OPGAL $384 \times 288\text{px}$), ale mierne horšou tepelnou citlivosťou (napr. firma FLIR do 70mK), ktoré je možné vyhotoviť kedykoľvek a navyše je ich cena oveľa nižšia oproti bežným kamerám. Pilotná štúdia ukázala, že spomenuté zariadenie FLIR ONE môže slúžiť ako alternatívne zariadenie pre hodnotenie zápalu, napríklad v prípade diabetickej nohy v klinických podmienkach. Pre lekárov to môže byť rýchly a vždy prístupný spôsob rutínnej kontroly pri lôžku pacienta [26] [27] [28].



Obrázok 6 Zariadenie FLIR ONE pripojené v smartphone, prevzaté z [27]

1.7 Infračervená termografia v medicíne

Človek patrí medzi homeotermické organizmy, čo znamená, že si teplo vytvára sám a taktiež je si sám schopný svoju teplotu regulovať. Asociácia medzi ľudskou teplotou a patologickými javmi v tele je tak stará ako sama medicína. Konkrétne, meranie povrchovej teploty kože môže účinne reflektovať zápalové procesy dejúce sa v tkanive, poprípade môžu zobrazovať zvýšený alebo znížený prietok krvi danou oblasťou spôsobený nejakou miestnou disfunkciou.

Termografické merania je možné rozdeliť podľa toho pod akými podmienkami prebiehajú, na pasívnu a aktívnu termografiu. Pri pasívnom spôsobe dochádza k prostému snímaniu určitej oblasti, od ktorej očakávame, že sa bude teplotne líšiť od okolia. Naopak, aktívna termografia vyžaduje externý stimul, ktorý vyvolá teplotnú zmenu, ktorá by sa normálne neprejavila.

Termografia sa môže v medicínskej praxi využiť jednak pre diagnostiku chorôb, resp. ich prevenciu, ale taktiež aj ako výstupné meranie pri klinických testoch. V nasledujúcich odstavcoch budú popísané rôzne patologické stavy pri ktorých sa využíva termovízia ako diagnostický prístroj [29] [30].

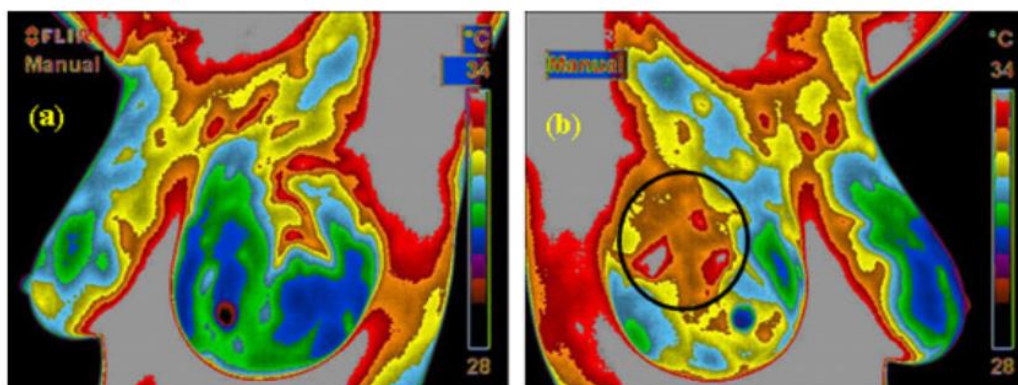
Reumatické ochorenia

Spájajú skupinu rôznych ochorení, ktoré môžu postihnúť hociktorí z telesných systémov, a ktorých hlavným spoločným znakom je, že spôsobujú až chronický zápal. Ten najčastejšie postihuje kosti, kĺby, svaly a spojivové tkanivo. Zaraďujú sa

medzi autoimunitné ochorenia, čo znamená, že imunitný systém napáda bez zjavnej príčiny vlastné zdravé tkanivo. Typickými ochoreniami z tejto kategórie sú: skleroderma, dna, lupus, reumatická artritída. Ochorením, ktoré má podobné príznaky, avšak nevzniká autoimunitnou chybou je osteoartritída. Naopak vzniká ako výsledok poškodenia chrupavky celoživotným opotrebením. Príznakmi pre všetky tieto ochorenia sú: bolesti, zníženie pohyblivosti až stuhnutosť, silný opuch a zápal, najmä v kĺboch. Tieto symptómy môžeme nazvať spoločným názvom – artritída, čo je zápalové ochorenie kĺbov, ktoré sa dá popri rádiológii doplnkovo diagnostikovať pomocou termografie. Keďže sa zápalový proces prejavuje zvýšením teploty nad danou oblasťou je možné okrem diagnostiky využiť termografiu v tomto smere aj na kontrolovanie účinkov liečebnej terapie, v zmysle potláčania zápalu a s tým súvisajúcim poklesom teploty nad postihnutou oblasťou [31] [32].

Rakovina prsníka

Konkrétne rakovina prsníka je najčastejšie vyskytujúcim sa druhom rakoviny u žien (až 30%). Typickým prejavom výskytu tumoru v prsníku je nádorová angiogenéza, čo znamená že si tumor začne sám vytvárať vlastné cievne zásobenie. Z toho vyplýva, že oblasť tumoru býva viac zásobená krvou ako okolie a zároveň je tam väčšia metabolická aktivita, čo má za následok lokálne zvýšenie teploty (vid' obrázok 7). Tento fakt predurčil termovíziu ako vhodnú doplnkovú metódu pre diagnostiku karcinómu prsníka, keďže dokáže popri mamografií či ultrazvuku podávať nezaťažujúcim spôsobom ďalšie funkčné informácie o tkanive, konkrétne o jeho tepelnom a vaskulárnom stave [33] [34].



Obrázok 7 Termogram ženského subjektu s rakovinou pravého prsníka, prevzaté z [34]

Diabetická noha

Až 50% pacientov liečiacich sa na diabetes mellitus je aspoň raz hospitalizovaných kvôli komplikáciám s chodidlom. Komplikácie môžeme deliť podľa prevládajúceho patologického faktoru na defekty ischemického, neuropatického (poškodenie nervov), či zmiešaného pôvodu. Tieto počiatočné defekty môžu spôsobovať ďalej iné patológie, ako sú poruchy kĺbovej pohyblivosti, zvýšený tlak na chodidlo, ďalej vredy, kožné ragády a infekcie. Všetky problémy väčšinou nakoniec vedú k vzniku vredu – ulcerácií. Ischemické a neuropatické defekty vyúsťujú k zmene teploty v danej oblasti, čo je prijateľný podklad pre použité termovízie ako diagnostickej metódy aj v tomto prípade. Negatívnou skutočnosťou je, že hlavne z dôvodu straty citlivosti v končatine prichádzajú pacienti do ordinácií až príliš neskoro (môže hroziť až amputácia), preto je pri tomto ochorení veľmi dôležité dbať na prevenciu [34] [35].

Termografické zobrazovanie prietoku krvi

Táto oblasť termografie (anglicky: thermography-based blood flow imaging) sa snaží o popis vzťahu medzi prietokom krvi a dynamikou kožnej teploty. Na nízkych frekvenciách oscilujúci tok krvi je zdrojom tepelných vĺn vychádzajúcich z ciev a putujúcich smerom k povrchu kože. Na základe tejto hypotézy sú použité rovnice, ktoré sa zahrnú do algoritmu pre prepočet tepelného signálu na signál toku krvi a naopak. V porovnaní s konvenčnou ponúka tento typ termografie kvalitné snímky žilného systému, z ktorých sa dá odhaliť asymetria prietoku krvi v končatinách. Hodnotenie dynamiky toku krvi je možné uskutočniť jednotlivo z endotelového, myogénneho či neurogénneho frekvenčného pásma. Ďalej je táto metóda využiteľná k bezkontaktnému monitorovaniu dodávky krvi pri hojení po plastike kože a k sledovaniu hojenia popálenín [36].

Psychofyziológia

Zaujímavou oblasťou, kde sa začína termografia čoraz viac uplatňovať je monitorovanie psychofyziologickej aktivity. Rôzne emocionálne stavy sa hodnotia pomocou merania parametrov autonómneho nervového systému ako sú galvanická odpoveď kože, potenie, pulz, rýchlosť dýchania, lokálne prekrvenie a s tým spojená práve aj teplota kože, napr. na rukách alebo na tvári. Keďže tieto parametre priamo

ovplyvňujú kožnú teplotu je možné ich vďaka vývoju výpočetných modelov odvodiť z termogramov. Výskumníci z Nottinghamskej univerzity prišli s objavom, že teplota tváre koreluje s mentálnou záťažou. Konkrétne, pri narastajúcej obtiažnosti úloh dochádza k poklesu teploty najmä v okolí nosa jednotlivcov.

Fyziologické informácie získané týmto spôsobom môžu poslúžiť ako doplnkové pri určovaní rôznych emocionálnych stavov či možno aj psychologických porúch, čo dokazuje aj narastajúci počet štúdií v tejto oblasti [37] [38].

Ďalšie využitia

Meranie rýchlosti pulzu, meranie krvného tlaku, meranie rýchlosti dýchania, zubárstvo, dermatologické aplikácie, gynekológia, ochorenia oka, otvorené operácie srdca, screening horúčky [34].

1.7.1 Infračervená termografia v športovej medicíne

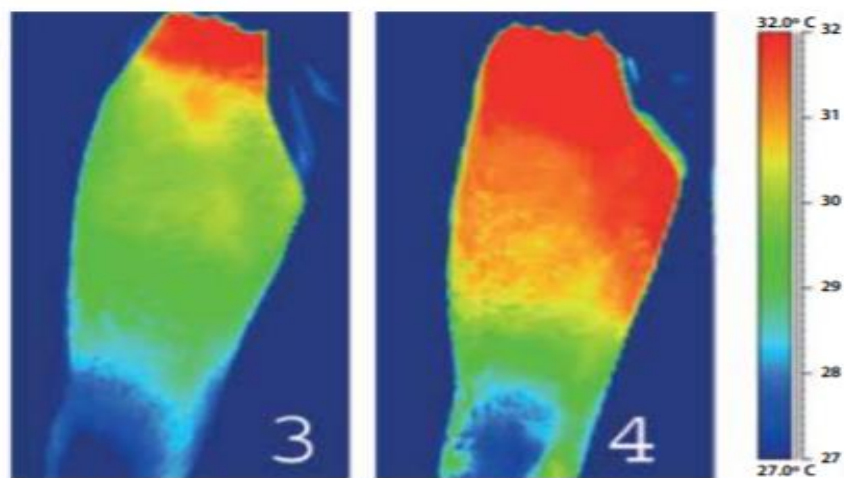
V športovej medicíne sa začala termografia používať už okolo roku 1970, kedy sa štúdie zameriavali na sledovanie poklesu alebo nárastu kožnej teploty počas špecifického cvičenia, eventuálne aj v súvislosti so zmenou teploty okolitého vzduchu, alebo v súvislosti so zranením či léziou. Termografia je do budúcnosti veľmi sľubnou metódou na prevenciu a diagnostiku zranení, na sledovanie športovej aktivity, poprípade na sledovanie vývoja liečby a to najmä vďaka svojej neinvazívnosti, bezrizikovosti, prenosnosti a jednoduchosti merania [39] [40].

Včasné zistenie svalových zranení

Typickou patológiou vo svete športu sú zranenia pohybového aparátu. Zranenia obvykle vedú ku lokálnym zmenám v prietoku krvi poškodenou oblasťou. Zápal súvisiaci so zranením vedie k hypertermií, zatiaľ čo degenerácia, znížená svalová aktivita či slabšia perfúzia môžu spôsobiť hypotermiu [41].

Využitím termografie ako diagnostickej metódy pri včasnom zisťovaní svalových zranení u futbalistov sa vo svojom výskume zaoberal Bandeira a jeho kolegovia z Brazílie. Vychádzali z predpokladu, že svalové zranenia spôsobujú v danom mieste zápalový proces, ktorý sám o sebe produkuje teplo (výsledok zvýšeného metabolizmu). Po 24 hodinách od záťažového cvičenia odobrali krvnú

vzorku a snímali stehenný sval, pričom tieto termovízne snímky (obrázok 8) potvrdili ich hypotézu a ukázali značné teplotné rozdiely v precvičovanom svale. V krvi bola ako biochemický marker sledovaná hladina laktátu a kreatínkinázy - enzýmu metabolizmu buniek. Zvýšená hladina kreatínkinázy (zistená po 24 hodinách) v krvi je považovaná za hlavný marker určujúci, že došlo k svalovému poraneniu (fyziologicky sa vyskytuje aj po fyzickej záťaži) Z čoho vyplýva, že termografia môže byť z toho hľadiska použitá ako metóda k anatomickému lokalizovaniu svalového poranenia k jeho biochemickému stanoveniu [42] [43].



Obrázok 8 Termogram stehna, naľavo pred cvičením a napravo 24h po cvičení, prevzaté z [42]

Prevenia svalových zranení na základe teplotnej asymetrie

Podobne je možno termovíziu využiť aj v rámci prevencie zranenia. Ľavá a pravá polovica tela by mala byť v súhlasiacich oblastiach približne rovnako teplá. Teplotná asymetria nad hranicu 0,7 °C medzi kĺbmi alebo svalmi (napr. bicepsami) môže signalizovať nejaký prebiehajúci patologický proces. Taktiež to môže značiť preťažovanie jednej strany na úkor druhej v dôsledku predchádzajúceho zranenia či nejakej aktuálnej anatomickej alebo fyziologickej disfunkcie. Takéto preventívne porovnanie teplotnej symetrie pri podozrení na preťaženie určitých oblastí môže účinne znižovať svalové zranenia skôr ako k nim dôjde. V niektorých športoch ako futbal či volejbal, kde je jedna z končatín dominantne využívaná, je asymetria do 0,2°C považovaná za fyziologickú [40] [41].

Meranie svalovej bolesti

Podobne je možné využiť termovíziu pri detekcii a meraní svalovej bolesti (svalovice) po namáhavejšom cvičení na aký je jedinec bežne zvyknutý. Táto diagnóza je vo svete športu jedným z najbežnejších a opakujúcich sa spôsobov zranenia, ktoré môže znížiť či až úplne zabrániť jednotlivcovi v podaní predstavovaného výkonu. Cvičením sa sval prekrvuje a zohrieva až na teplotu podobnú telesnému jadru. Tento zvýšený prietok a teplota by sa mali vrátiť do normálu po pár hodinách od ukončenia cvičenia. Ak je však teplota stále zvýšená aj po 24 hodinách od konca cvičenia, poukazuje toto zistenie na poškodenie v svaloch (spôsobuje ďalší prenos tepla zo svalov na perifériu), čo môžeme sledovať pomocou termovízie. Využitie termovízie v tomto smere je teda hlavne vo včasnej diagnostike silnej svalovice, poprípade v pozorovaní jej neskoršieho ústupu, podľa čoho sa môže nastaviť vhodná regenerácia či nasledujúci tréning [44].

Využitie termovízie v rámci tréningového procesu

Okrem diagnostiky môže byť termovízia nápomocná aj pri samotnom tréningu športovcov. Štúdia z roku 2016 na cyklistoch zistila vysokú mieru korelácie medzi parametrami používanými na hodnotenie výkonnosti a parametrami vypočítanými z termogramov. Z čoho vyplýva, že termografia môže slúžiť ako doplnková metóda pri hodnotení výkonnosti športovcov, napríklad popri ergospiometrií, kde môže poskytnúť informácie o zdravotnom stave a procesoch v tele počas záťaže [45].

2 FYZIOLOGIA ZÁŤAŽE

Cieľom nasledujúcich kapitol je stručne popísať tematiku svalovej práce, od anatómie, cez proces kontrakcie až po energetický metabolizmus. Taktiež bude pojednávané o problematike adaptácie telesných systémov na samotnú záťaž a o rozdieloch medzi športovcami a nešportovcami, a mužmi a ženami.

Telesnou záťažou rozumieme, akúkoľvek svalovú činnosť. Okrem uvedomelého telesného cvičenia či športového tréningu sem patrí aj vykonávanie bežnej dennej pohybovej aktivity, poprípade vykonávanie fyzicky orientovaného zamestnania. Adaptácia organizmu na telesnú záťaž je chápaná ako komplexný proces, ktorý v sebe zahŕňa množstvo fyziologických mechanizmov, ktoré sa v tom čase dejú v takmer všetkých telesných systémoch a orgánoch s úmyslom zachovať homeostázu, ktorá mohla byť práve telesnou záťažou vyvedená z rovnováhy. Trvanie tohto nerovnovážneho stavu (rozsah a intenzita zmien) sprevádzaného vyšším energetickým výdajom a zvýšeným príjmom kyslíku sa môže líšiť na základe druhu, intenzity či dĺžky telesnej aktivity [46].

S prihliadnutím na tému tejto práce sa budeme sústreďovať najmä na preskúmanie reakcie a adaptácie obehového (transportného) systému a taktiež na zmeny dejúce sa v svalovom ústrojenstve.

V rámci reakcie a adaptácie organizmu na telesnú záťaž môžeme teda rozlišovať jedincov viac či menej telesne zdatných, schopných vykonávať a prispôbiť sa telesnej záťaži vo väčšej či menšej miere [47]. Z tohto predpokladu vychádza aj zameranie tejto štúdie, kde sú športovci braní ako jedinci telesne zdatnejší oproti nešportujúcej časti populácie. Cieľom je teda nájsť a popísať prípadné rozdiely medzi týmito skupinami v oblasti sledovania zmien povrchovej teploty pred a po záťaži.

2.1 Reakcia a adaptácia telesných systémov na záťaž

V rámci reakcie a adaptácie môžeme okamžitú odpoveď organizmu (najmä transportného systému) na telesnú záťaž rozdeliť na dve fázy, ktorých dĺžka sa môže v závislosti od intenzity záťaže líšiť. Prvá, iniciálna fáza, trvá približne od 30 sekúnd do 2 minút a prebiehajú v nej rýchle rozsiahlejšie zmeny. Druhá, nazývaná

aj prechodná fáza je charakteristická zmenami pomalšími, v rámci ktorých sa jednotlivé telesné systémy snažia kooperovať tak aby pracujúce svaly boli čo najrýchlejšie a v dostatočujúcej miere zásobené nevyhnutnými živinami, najmä kyslíkom. Pri dlhodobejšej záťaži nízkej až strednej intenzite prechádza prechodná fáza do rovnovážneho stavu. S narastajúcou veľkosťou záťaže smerom do maxima, stúpajú aj hodnoty ukazovateľov k svojmu vrcholu, pričom môže dôjsť v najhoršom prípade až ku kolapsu z vyčerpania [46] [47].

2.1.1 Reakcia a adaptácia svalového ústrojenstva na záťaž

Okrem viditeľného nárastu svalovej hmoty, dochádza vplyvom pravidelnej záťaže istej svalovej skupiny (napr. u vzpieračov) aj k zvýšeniu zásob ATP, glykogénu a kreatínfosfátu (nárast anaeróbnej kapacity). Na druhej strane, vplyvom aeróbne smerovaného tréningu dochádza k rozšíreniu kapilárnej siete a nárastu počtu mitochondrií. Nárast svalovej hmoty je sprevádzaný nárastom objemu súčasných svalových vlákien (najmä tých bielych), nie vznikom nových vlákien či zmenou pomeru červených voči bielym [46] [47].

2.1.2 Reakcia a adaptácia transportného systému na záťaž

Transportný systém tvorí kardiovaskulárny a dýchací systém, ktoré sú navzájom prepojené tak aby zabezpečovali dodávku živín a O_2 pracujúcim svalom a odvod CO_2 a splodín.

Najlepším parametrom pre posúdenie schopnosti organizmu reagovať na záťaž je po srdcovej frekvencii spotreba kyslíku VO_2 . Táto veličina kvantifikuje množstvo kyslíka v mililitroch spotrebovaného na každý kilogram našej telesnej váhy za minútu. Inými slovami, ide o rýchlosť spotreby, čiže čím vyššie číslo VO_2 , tým sa dokáže do svalov dostať viac kyslíka sa kratší čas [49]. Slúži ako ukazovateľ výkonnosti, konkrétne teda vyjadruje aeróbnu kapacitu človeka. Maximálna hodnota tejto veličiny, VO_{2max} , je najväčší objem kyslíka, ktorý dokáže telo jednotlivca zužitkovať. Počas stupňujúcej sa záťaže toto číslo narastá, avšak ak záťaž ďalej pokračuje ale bola už dosiahnutá hodnota VO_{2max} , spotreba kyslíka sa už nebude ďalej navyšovať [48].

Reakcia

Po započatí telesnej záťaže je spúšťačom celej kaskády zmien zvýšený dopyt svalov po kyslíku. Aby bolo kyslíkovému dopytu vyhovené, musí sa frekvencia dýchania zvýšiť a prehĺbiť (z cca 15 na 40 dychov za minútu), čo má za následok prudké zvýšenie minútovej ventilácie, obzvlášť v prvých desiatkach sekúnd od začatia záťaže. S narastajúcou záťažou pre organizmus stúpa exponenciálne aj spotreba kyslíku, pričom k ustáleniu parametrov dôjde väčšinou po 4 minútach (v prípade vytrvalostnej rovnomernej záťaže ako je napríklad beh) [46] [47] [48].

Sympatikom zaktivovaný kardiovaskulárny systém reaguje zmenami v hemodynamických parametroch ako je zvýšenie pulzu či zvýšenie minútového srdečného výdaja, ale taktiež zmenami v distribúcií krvi. Prednosť dostáva periférna zložka – pracujúce svaly, v ktorých sa cievy dilatujú, na úkor splachnickej oblasti (napr. obličky) a kože, kde dochádza k vazokonstrikcii [46]. S narastajúcou intenzitou a trvaním svalovej práce sa však začínajú preukazovať aj potreby termoregulačného systému, čo znamená že svaly a koža začnú súťažiť o krv. Keďže sú termoregulačné požiadavky tela prioritnejšie ako požiadavky svalstva, musí dôjsť časom k úbytku centrálného objemu krvi. V opačnom prípade by mohlo dôjsť k ohrozeniu na zdraví, napr. z prehriatia [47].

Adaptácia

Komplexne môžeme adaptáciu obehového systému na tréning zhrnúť tak, že trénovaní jedinci nemusia vydávať pri náročnejšom výkone toľko energie, ich srdce nemusí teda toľko pracovať (nižšia kľudová frekvencia, nižší krvný tlak). Čo priamo súvisí s rozšírením kapilárnej siete a lepšou utilizáciou kyslíku pracujúcimi svalmi, teda zvýšením VO_{2max} . Z čoho vyplýva, že trénovaným jedincom stačí pri vyššej záťaži menšie prekrvenie svalov menším objemom krvi ako neadaptovaným jedincom. Zvyšný objem krvi môže byť preto využitý napr. v koži na termoreguláciu a tým pádom opäť pozitívne ovplyvňovať výkon. A taktiež to znamená, že trénovaní nemusia toľko ventilovať, pretože sú jedným ich nádychom schopní získať dostatočné množstvo kyslíka a efektívnejšie ho využiť [46].

3 ZMENY POVRCHOVEJ TEPLoty

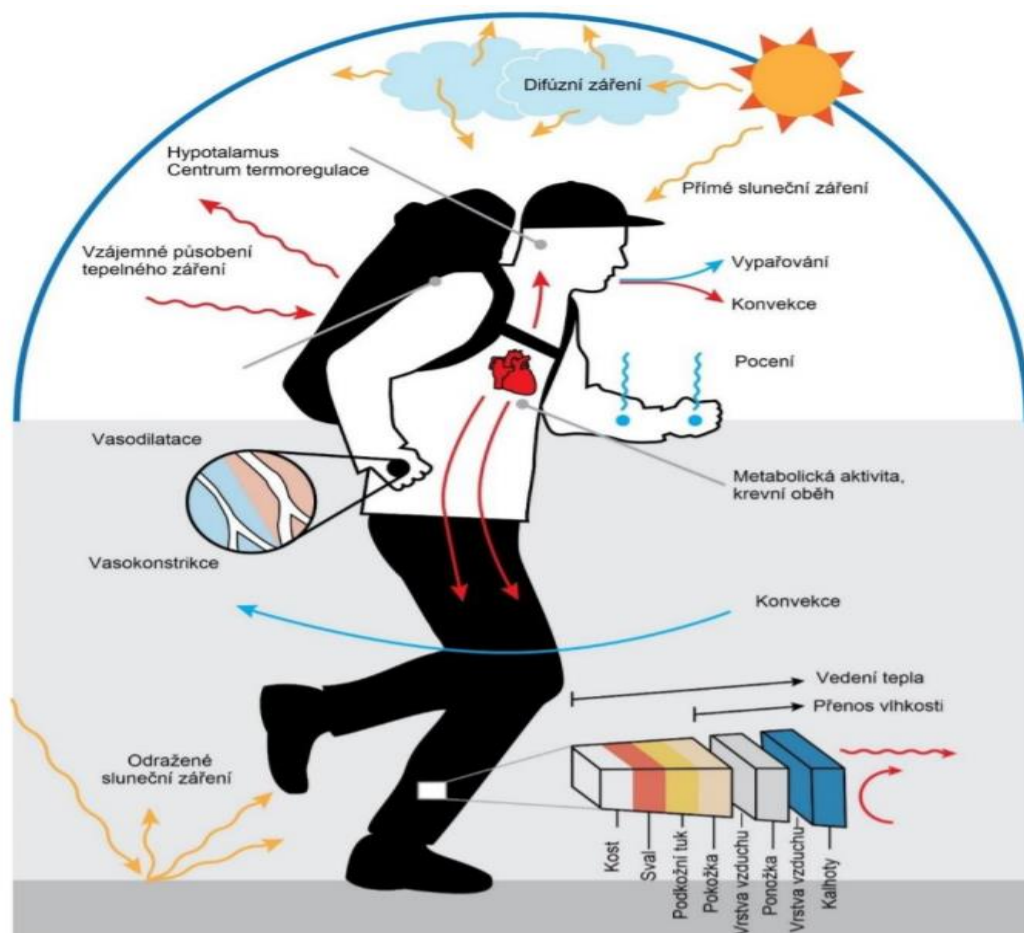
Teplota kože je určená postupnými interakciami medzi teplom vyprodukovaným telesným jadrom či svalmi a perfúziou krvi cez vrstvy kože až k výmene tepla medzi okolitým prostredím a povrchom kože. Zmeny povrchovej teploty tela, teda kože nastávajú vplyvom najrôznejších faktorov. Najvýznamnejšími faktormi sú telesná záťaž, psychologická záťaž, tepelný stres (príliš vysoká alebo nízka teplota okolitého prostredia) a ochorenia či patologické procesy v tele. S ohľadom na tému tejto práce bude pojednávané len o vplyvoch telesnej záťaže na zmenu povrchovej teploty tela [50].

3.1 Základy termoregulácie

Úlohou termoregulácie ako regulačného mechanizmu riadeného z hypothalamu, je udržiavať ideálnu telesnú teplotu (37°), ako jednu z podmienok homeostázy nášho tela, navzdory podmienkam okolia. Rozlišujeme teplotu hlbokých častí tela a teplotu povrchových častí. V hlbokých častiach – telesnom jadre sa teplota mení naozaj len minimálne ($37 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$), na rozdiel od povrchu, ktorého teplota kolíše podľa momentálnych termoregulačných potrieb. Stála telesná teplota je teda výsledkom optimalizácie medzi strácaním tepla a jeho produkovaním. Teplo vzniká v našom tele ako vedľajší produkt metabolizmu (bazálneho, aktivovaného potravou, svalovou činnosťou či hormónmi) alebo toto teplo prijímame z teplejšieho okolia. Stratám tepla z tela zabraňuje okrem podkožného tuku aj termoizolačný cievny systém fungujúci na princípe vazokonstrikcie či vazodilatácie a taktiež sa využíva protiprúdový mechanizmus predávania tepla medzi tepnami a žilami na periférii. Samotné straty tepla môžu prebiehať 4 spôsobmi:

- Žiarenie (radiácia) – je vlastnosťou každého telesa s teplotou nad absolútnou nulou, čiže aj nášho tela, ktoré vyžaruje do svojho okolia infračervené žiarenie. Tento spôsob predstavuje nadpolovičnú väčšinu výdaja tepla.
- Vedenie (kondukcia) – je tepelná energia prenášaná z miesta s vyššou do miesta s nižšou teplotou. Pričom by sa tieto objekty predávajúce si tepelnú energiu mali dotýkať a mali by byť z materiálu, ktorý dobre vedie teplo.

- Prúdenie (konvekcia) – súvisí priamo s kondukciou, ktorá najprv teplo odvedie z povrchu tela do okolitého vzduchu a to je následne za pomoci konvekcie odviata preč. Dochádza tu teda okrem prenosu energie aj k prenosu samotnej látky.
- Odparovanie vody (evaporácia) – sa uskutočňuje dýchaním a potením (viditeľným a neviditeľným). Neviditeľná evaporácia predstavuje neovládateľnú difúziu vody pokožkou. Viditeľná evaporácia, teda potenie je už organizmom regulovaný dej, ktorý je z energetického hľadiska významnejší. Využíva sa najmä kedy je v okolí tela vysoká teplota, poprípade keď samo telo produkuje nadmerné množstvo tepla (napr. pri cvičení), ktoré ostatné mechanizmy nestíhajú odvádzať **Chyba! Nenašiel sa žiaden zdroj odkazov.** [51] [52].



Obrázok 9 Prenos tepla z človeka pomocou všetkých mechanizmov, prevzaté z [53]

3.2 Zmeny termoregulácie a povrchovej teploty tela v súvislosti so záťažou

Telesná záťaž alebo inými slovami fyzická aktivita má podobný vplyv na termoreguláciu ako vysoká teplota okolia, s tým rozdielom, že počas záťaže sa teplo produkuje v našom tele a neprijímame ho len pasívne z externého prostredia. Okrem toho má telesná záťaž vplyv na človeka jednak počas jej vykonávania ale taktiež aj po jej skončení. Svaly pri svojej činnosti produkujú viacnásobne viac tepla oproti klúdu a preto je potrebné toto teplo z tela odvádzať tak aby nedošlo k neželanému zvýšeniu teploty telesného jadra. Pri cvičení stúpa teplota jadra a na periférií dochádza k vazodilatácii čím sa zvyšuje prekrvenie kože. Zmenami prietoku krvi či povrchovej teploty na rôznych častiach tela počas odlišných cvičení sa zaoberalo veľa výskumov. Naopak už menej výskumov bolo venovaných sledovaniu povrchovej teploty po ukončení cvičenia, čo bol aj jeden z dôvodov pre zameranie tejto práce.

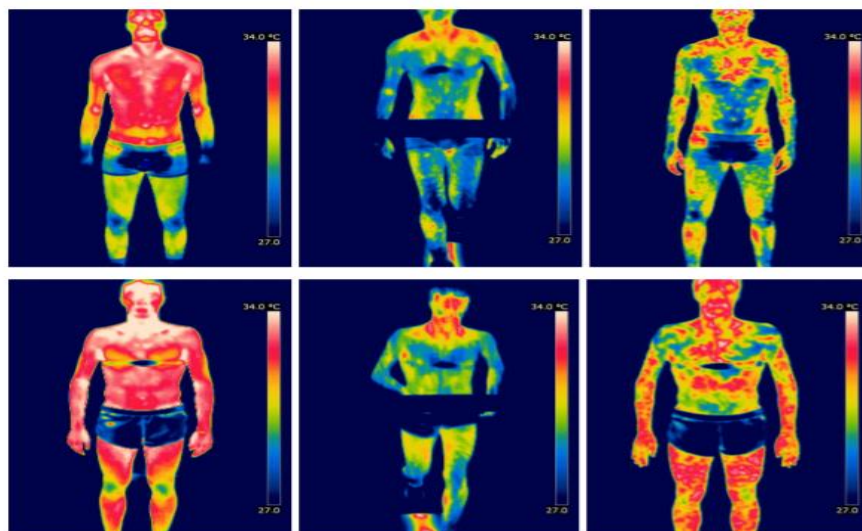
Regulačné teplotné a s tým súvisiace hemodynamické procesy sú po a počas cvičenia riadené dvomi konkurenčnými mechanizmami. Medzi sebou súperí vazokonstrikcia kože dejúca sa v prospech požiadavky zvýšeného toku v pracujúcich svaloch a kožná vazodilatácia aktivovaná termoreguláciu za cieľom zvýšiť prietok teplej krvi tak aby mohlo byť teplo odvádzané z pokožky preč. Rozsah vazodilatácie je regulovaný pomocou termoreceptorov a hypothalamu a zároveň aj pomocou reflexov obehového systému tak aby zostali hemodynamické parametre v norme [47] [54].

Hlavný parameter, ktorý sa mení pod vplyvom tepelného stresu (aj cvičenia) je pomer toku krvi pretekajúci cez rôzne regióny a taktiež jeho rýchlosť. Nárast rýchlosti toku krvi, vazodilatácia a potenie sú vitálnymi reakciami na cvičenie poprípade vysokú teplotu v okolí človeka a poukazujú na správne fungovanie organizmu z pohľadu termoregulácie [55].

Viaceré výskumy preukázali, že mechanizmus zmien povrchovej teploty kože je nasledovný. Počiatočnou reakciou po začatí záťaže je vazokonstrikcia a teda zníženie teploty kože, kvôli zvýšenému dopytu po krvi v pracujúcich svaloch. Následný priebeh sa rozlišuje podľa pokračujúcej tendencie cvičenia, a to podľa toho, či sa záťaž cvičenia s časom zvyšuje alebo zostáva konštantná [50].

Ak sa úroveň záťaže počas cvičenia postupne navyšuje, úmerne tomu sa navyšujú aj nároky na dodávku živín do pracujúcich svalov (orgánov). To znamená, že povrchová teplota naďalej postupne klesá a aj vazokonstrikcia kože pokračuje v prospech svalov. V tomto prípade je termoregulácia ako keby potlačená a organizmus sa snaží skôr vyhovieť hemodynamickým nárokom.

Naproti tomu sa zmeny povrchovej teploty počas cvičenia s nemenným levelom záťaženia môžu rozdeliť na tri úseky. Prvý úsek súhlasí so s predchádzajúcim a to v tom, že po započatí cvičenia dôjde k reflexívnemu zúženiu ciev na periférií a presunu krvi smerom k zaťažovanej oblasti. Vplyvom pokračujúceho cvičenia však stúpa teplota jadra a začína sa prejavovať termoregulačná potreba toto nadbytočné teplo odvádzať, takže dôjde k dilatácii ciev v koži vďaka čomu sa mierne zvýši gradient kondukcie tepla v smere od jadra ku periférií. Navyše sa zaktivujú potné žľazy v koži, zvýši sa potenie, čo znamená že sa do ochladzovania tela zapoja aj tepelné straty pomocou viditeľnej evaporácie [56]. Čo je veľmi dôležitý okamih, pretože bolo potvrdené, že pri záťaži je najvyužívanejším z už uvedených spôsobov strát tepla práve viditeľná evaporácia vody, teda potenie [47]. Táto fáza nastáva pri záťaži rovnej približne 50 až 70% VO_{2max} . Posledný úsek je charakteristický ustálením stavu, teda nájdením kompromisu medzi vazodilatáciou i vazokonstrikciou pracujúcich svalov a ciev kože tak aby mohol človeka naďalej vykonávať pohyb a zároveň sa pri cvičení neprehrieval [50].



Obrázok 10 Termogramy, zľava doprava: pred, v 15. min cvičenia a ihneď po ňom, prevzaté z [54]

Ďalšie, celkom logické zistenie vyplynulo z výskumu, kedy sa športovci podrobili bežeckému testu počas ktorého boli snímaní termovíziou (zachytené na obrázku 10). Zistili, že pokles kožnej teploty je výraznejší na do cvičenia nezapojených partiách – v tomto prípade na periférií horných končatín a naopak koža nad precvičovanými svalmi (stehná) vykazovala len malý pokles teploty. To súvisí s faktom, že počas cvičenia priteká do pracujúcich svalov oveľa viac krvi kvôli zvýšenému metabolizmu a z toho odpovedajúcej reakcií toto vzniknuté teplo kondukciou odvádzať na povrch kože [54].

Pochopiteľne, ľudské telo nie je perpetuum mobile a preto pri dlhodobom pokračujúcej záťaži dôjde skôr či neskôr (podľa úrovne kondície jedinca) k jeho vyčerpaniu. Vďaka postupne stúpajúcej teplote jadra, nastupujúcej dehydratácií a redistribúcií iónov vo vnútornom prostredí dochádza k zvyšovaniu teploty kože až ku konečnému vyčerpaniu termoregulačných pochodov, čo má za následok zníženie intenzity či až ukončenie vykonávaného cvičenia (telesnej záťaže) [57].

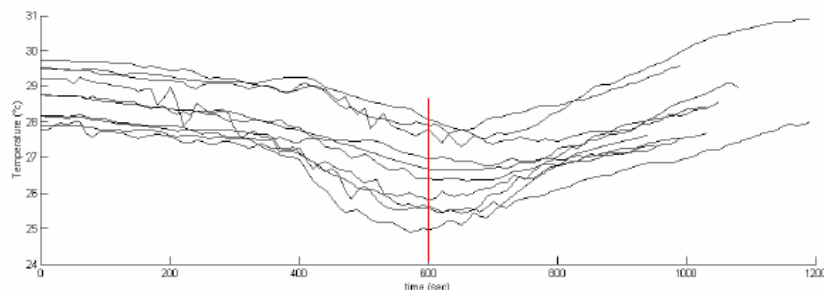
Fáza odдыхu je charakteristická prudkým nárastom povrchovej teploty. Ďalej sú vďaka termovízií viditeľné menšie hypertermálne plochy súvisiace s kožnou vazodilatáciou. Tá sa vo fáze odдыхu stáva dominantnou, keďže pracujúce svaly už nepotrebujú zvýšenú dodávku krvi so živinami a preto sa môžu naplno zapojiť termoregulačné pochody (vrátane potenia) odvádžajúce teplo z hlbokých častí tela na perifériu a následne mimo telo (vid' obrázok 10 dole) [54].

3.2.1 Rozdiel medzi športovcami a nešportovcami v termoregulačnej reakcii na záťaž

Rozdiel medzi trénovanými (ŠP – športovcami) (NŠP – nešportovci) a netrénovanými jedincami je v tomto ohľade v schopnosti oddialiť začiatok kožnej vazodilatácie. Dobre trénovaní športovci dokážu lepšie tolerovať vysokú teplotu telesného jadra a zároveň ich telo neprodukuje taký objem tepla z oxidatívnych procesov. Konkrétne bola preukázaná lineárna úmernosť medzi výdajom tepelnej energie a so záťažou stúpajúcou spotrebou kyslíka – VO_2 [47]. To znamená, že vplyvom tréningu sa spotreba kyslíku znižuje a tým pádom klesá aj produkcia tepla a predlžuje sa dĺžka schopnosti cvičiť pri danej úrovni tréningu. Čo vo výsledku znamená, že sa v rámci termoregulačných procesov môže uprednostniť

vazodilatácia v svaloch na úkor tej v koži. Preto môžu za týchto podmienok vykonávať cvičenie dlhšiu dobu poprípade s väčším úsilím ako nešportovci. Inými slovami, trénovaní nereagujú na danú záťaž až tak masívnym spôsobom ako netrénovaní, ktorých predčasne zvyšujúca sa metabolická produkcia tepla indukuje kožnú vazodilatáciu na úkor pracujúcich svalov, čo vedie k skoršiemu poklesu výkonu [54].

Iná štúdia o účinku adaptácie na tréning (teplo) v zmysle termoregulácie ukázala, že sa takto adaptovaní jednotlivci začínajú potiť skôr, pri nižšej telesnej teplote, čo má za výsledok schopnosť cvičiť dlhšiu dobu [58]. A to preto, lebo sa vplyvom tréningu mení pomer krvi rozdeľujúcej sa medzi pracujúcimi svalmi a kožou, v tom zmysle, že zvýšené a skôr začínajúce potenie účinne znižuje teplotu periférie. Tým pádom sa súčasne znižuje prekrvenie kože v prospech svalov, pretože straty nadbytočného tepla evaporáciou stačia v procese termoregulácie účinne znižovať teplotu tela [56]. Vo fáze regenerácie po ukončení cvičenia (naznačené červenou čiarou na obrázku 11) bolo dokázané, že športovci majú efektívnejšiu termoreguláciu, v zmysle rýchlejšieho návratu teploty kože späť ku hodnotám pred cvičením poprípade mierne nad (viď obrázok 11) [59].



Obrázok 11 Dynamika vývoja teploty kože športovcov v čase počas a po záťaži, prevzaté a upravené z [59]

Vo všeobecnosti je možné túto kapitolu uzavrieť tvrdením, že termoregulačný systém každého človeka reaguje na záťaž individuálne, pretože závisí na aktivite a počte potných žliaz, na pomere produkcie a odvádzania tepla, a v poslednej rade závisí na trénovanosti jedinca, inými slovami jeho adaptácií na záťaž [47].

3.2.2 Rozdiel medzi mužmi a ženami v termoregulačnej reakcii na záťaž

Mierne odchýlky v termoregulačnej odpovedi na fyzickú záťaž medzi pohlaviami sú podmienené viacerými faktormi. Medzi tieto faktory patrí fakt, že ženy majú väčší pomer telesného povrchu k telesnému objemu (anglicky body surface area-to-body mass ratio), majú viac podkožného tuku (slúži ako tepelný izolant), menej aktívne potné žľazy, menšiu výkonnosť (súvisí s VO₂MAX a okrem spomenutého sa u nich pravidelne opakuje menštruačný cyklus).

Výskumami bolo preukázané, že ženy majú pod vplyvom záťaže mierne nižšiu termosenzitivitu napriek podobnej prahovej hodnote teploty jadra spúšťajúcej termoregulačné pochody, ako sú zvýšenie prietoku krvi a evaporácia. Počas cvičenia jednotnej vyššej intenzity produkujú muži viac metabolického tepla, čo zvyšuje nároky na termoreguláciu, z čoho vyplýva, že sa vplyvom záťaže u mužov vyskytuje vyššia miera potenia v snahe toto nadmerné teplo odvádzať evaporáciou z tela preč. U žien sa do evaporácie síce zapojuje viac potných žliaz ako u mužov, ale tieto žľazy samostatne nie sú v produkovanií potu tak aktívne [60] [61].

Okrem kvantitatívnych rozdielov v potení sa však zdá, že obe pohlavia reagujú na odchýlky v teplote jadra podobným spôsobom, pričom hlavnými ovplyvňujúcimi rozdielovými faktormi sú, výkonnosť a spomenutá telesná a svalová hmota.

Vplyvom menštruačného cyklu na termoregulačné mechanizmy sa zaoberalo veľa výskumov, ktoré však neprišli vždy s jednotnými výsledkami na túto problematiku. Mechanizmy pôsobenia ženských pohlavných hormónov na termoreguláciu nie sú stále úplne objasnené a vyžadujú preto ďalšie štúdií. U žien sa na rozdiel od mužov vyskytuje kolísanie v telesnej teplote jadra, v rozmedzí $0,3 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$, súvisiace s pohlavnými hormónmi, ktorých úroveň sa počas menštruačného cyklu mení. Počas cvičenia ovplyvňujú hormonálne zmeny termoreguláciu v zmysle posunu prahovej teploty jadra (set-point), kedy sa žena začína potiť, v zmysle zmeny distribúcie strát telesnej vody a v zmysle zmeny v procese získavania tepla (opak teplotných strát) [62].

Menštruačný cyklus (trvajúci 28 dní) je možné zjednodušene rozdeliť na dve hlavné fázy, a to fázu pred ovuláciou (folikulárna) a po ovulácií (luteálna), pričom

ovulácia nastáva v 14. deň cyklu. Folikulárna fáza sa vyznačuje nižšou kľudovou teplotou a takisto posunom prahovej teploty jadra k nižším hodnotám. Estrogén, ktorého koncentrácia dosahuje vrchol ku koncu folikulárnej fáze, podporuje rozptyl vznikajúceho tepla pomocou ovplyvňovania teplo-citlivých neurónov, pomocou vplyvu na periférnu vazodilatáciu a tým súvisiacu efektívnejšiu potnú reakciu [63] [64]. Samotná ovulácia sa vyznačuje zvýšením bazálnej telesnej teploty o najmenej 0,2°C [65]. Naopak luteálna fáza prebiehajúca pod vplyvom progesterónu (a v určitej časti aj v kombinácií so zvýšenou hladinou estrogénu) sa vyznačuje zvýšenou snahou zachovania telesného tepla, samotnou zvýšenou telesnou teplotou, a tým súvisiacim zvýšením prahovej teploty jadra pre chvenie aj potenie [63]. Najnovší výskum z roku 2019 však tvrdí presný opak, v tom zmysle, že MC nemoduluje tepelné straty počas záťaže či po jej ukončení [66].

Aj vplyvom pravidelného užívania hormonálnej antikoncepcie na termoregulačné procesy sa zaoberalo viacero výskumov, ktoré nemali vždy zhodné výsledky. Kaciuba-Uscilko a Ryszard Grucza zhrnuli vo svojom článku viacero výskumov a prišli k záveru, že sa zdá že termoregulačný systém u žien užívajúcich perorálnu antikoncepciu reaguje mierne iným spôsobom keď je telo vystavené chladu alebo keď cvičí. Príjem antikoncepcie spôsobil, že termoregulačná odpoveď na cvičenie je počas cyklu celkom jednotná. Naopak však, reakcia na chlad a set-point pre chvenie sú ovplyvnené fázami MC. Vo všeobecnosti bolo u žien užívajúcich perorálnu antikoncepciu počas folikulárnej fáze nameraná vyššia teplota aj v kľude aj počas cvičenia, a bol zistený posun set-pointu smerom nahor pre teplotné straty oproti tým ženám, ktoré nebrali hormonálnu antikoncepciu [62]. Kontra tomu, výskum z roku 2008 retrospektívne potvrdzuje ten najnovší z roku 2019. Vo svojom závere tvrdí, že ani MC a ani užívanie hormonálnej antikoncepcie nemoduluje po cvičení nárast prahu pre začiatok vazodilatácie na čele ani nárast prahu pre začiatok potenia na chrbte [67].

V období menopauzy sa poklesom funkcie vaječníkov často spája poruchy termoregulácie, ktoré sa prejavujú tzv. návalmi horúčavy, ktoré sú sprevádzané náhlou vazodilatáciou, potením a pocit intenzívneho tepla. Mechanizmy spôsobujúce tepelné návaly nie sú úplne objasnené, ale predpokladá sa, že tieto príznaky môžu byť vyvolané miernym zvýšením teploty telesného jadra spôsobeným nerovnováhou v neuroendokrinnom systéme po znížení produkcií

estrogénu [62]. Tento popis je však len veľmi stručným zhrnutím oproti výskumom špeciálne zameraným na sledovanie vplyvov pohlavných hormónov na procesy v ženskom organizme zahrňujúcich aj termoreguláciu [64]. Podrobnejší popis tejto problematiky by bol už nad rámec a mimo hlavné zameranie tejto práce.

3.2.3 Patofyziológia termoregulácie a prekrvovania

V tejto kapitole sú pre príklad uvedené len dve vybrané ochorenie vyplývajúce z nefunkčnej termoregulácie a prekrvovania periférie. Patrí sem samozrejme aj ochorenie diabetická noha, ktoré už však bolo popísané v kapitole 1.7.

Hyperémia

V preklade prekrvenie, je inak stav obehového systému, kedy je v cievach nejakej oblasti zvýšený prietok z dôvodu ich dilatácie. Tento stav môže nastať fyziologicky ako odozva na podnet, napr. po obnovení cirkulácie po ischémií (reaktívna hyperémia) či následkom cvičenia (funkčná hyperémia), poprípade patologicky pri zápale, kedy dilatáciu ciev spôsobuje uvoľňujúci sa histamín (peristatická hyperémia). Prejaví sa to sčervenaním a zvýšením teploty kože nad postihnutým miestom a opuchom, z čoho vyplýva možnosť diagnostikovať túto patológiu pomocou termografie. V prípade žilnej (venostatickej) hyperémie, kedy je obmedzený odtok žilami môže dôjsť k preplneniu kapilár krvou až tak že sa tok spomalí alebo úplne zastaví [68] [69] [70].

Poikilotermia

Predstavuje neschopnosť organizmu udržiavať stálu teplotu telesného jadra. Táto teplota môže počas dňa kolísať, v rozmedzí 2 – 6°C v závislosti od podmienok okolitého prostredia. Normálny rozsah teploty jadra je $37 \pm 0,5^\circ\text{C}$, takže akýkoľvek dlhodobější výkyv mimo tento rozsah môže znamenať vážne komplikácie. Mierna hypertermia môže spôsobiť silnú tachykardiu, naopak hypotermia čo i len o 2°C zvyšuje náchylnosť organizmu voči infekciám a môže mať nebezpečné následky na srdce. Toto neobvykle ochorenie vzniká väčšinou následkom mŕtvice alebo tumoru v oblasti hypothalamu, centra termoregulácie [71].

4 PRAKTICKÁ ČASŤ

4.1 Metodika merania

Meranie povrchovej teploty na končatinách po záťaži bolo uskutočnené na dvoch probandkách vo veku 21 a 25 rokov. Oproti bakalárskej práci, kde boli merané len ženy, bolo zámerom tejto práce rozšíriť skupinu probandov aj o mužské pohlavie. S ohľadom na situáciu v Českej Republike kvôli COVID-19 nemohlo dôjsť k ostatným meraniam a preto jedinou skupinou ktorá sa podrobila experimentu bola dvojčlenná skupinka športovkýň, konkrétne amerických futbalistiek, súťažiacich na middle-level úrovni. To znamená, že nejde o elitných profi športovcov, ktorých šport je súčasne aj zamestnaním, ale napriek tomu ide o aktívnych ľudí, ktorí spolu trénujú približne trikrát do týždňa a pomedzi to pravidelne posilujú vo fitness centre.

Druhou, kontrolnou skupinou mali byť muži a ženy z normálnej populácie, teda takí, ktorí sa aktívne nevenujú žiadnemu športu, ďalej už len ako nešportovci/nešportovkyne.

Pred samotným meraním bola zistená anamnéza probandov, hlavne so zameraním na ich prechádzajúce zranenia.

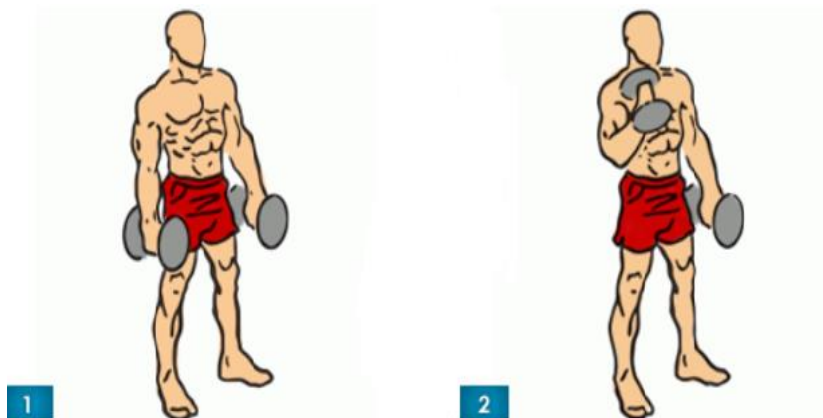
4.1.1 Zátťažové cvičenia

Na základe mojich skúseností z oblasti profesionálneho športu a s pomocou konzultácie s kondičným trénerom Dávidom Nerudom a vedúcim diplomovej práce boli vybrané tieto dve cvičenia zameriavajúce sa izolovane na horné a dolné končatiny. Cviky boli vybrané tak aby ich zvládli aj nešportovci.

Cvičenie zamerané na horné končatiny

Cvičiaci uchopí do každej ruky jednoručnú činku o definovanej váhe – ženy 1,5 kg a muži 3 kg. S výdychom striedavo zdvíha jednu činku pokrčením paže v lakti, pričom dlane smerujú k sebe a palec smeruje hore (ako môžeme vidieť na pravej strane obrázku 12). Toto cvičenie pod názvom kladivový zdvih, by sa malo vykonávať dynamicky, ale len tak rýchlo aby to nebolo na úkor techniky. V rámci zátťažového

testu sú probandi požiadaní aby uskutočnili čo najviac opakovaní cviku v dĺžke trvania približne 1 minútu alebo aby precvičovali až pokiaľ nepocítia silnú svalovú únavu [72].



Obrázok 12 Cvik kladivový zdvih, prevzaté z [72]

Cvičenie zamerané izolované na dolné končatiny

Začiatková pozícia tohto cviku je v stoji s chodidlami od seba vzdialenými o niečo viac, než je šírka ramien a so špičkami smerujúcimi dopredu. Ako pri klasickom drepe sa kolená a bedrá pokrčia tak, aby sa zadok približoval smerom k zemi, ideálne až do polohy keď sú stehná rovnomerne so zemou, záleží však na individuálnom rozsahu cvičiaceho človeka. Pri tomto pohybe je nutné dbať na správne zakrivenie chrbtice, na postavenie kolien (nemali by presahovať príliš cez špičku a lámať sa smerom k sebe dovnútra) a v poslednej rade by mala celková váha tela spočívať skôr na päťach. Z tejto spodnej polohy nasleduje explozívna kontrakcia, pri ktorej sa cvičiaci narovnáva v bedrách, kolenách a členkoch. Cieľom snaženia je odlepiť chodidlá z podlahy a dynamicky vyskočiť, čo možno najvyššie. Dopad po výskoku by mal byť najskôr na prednú a až potom na zadnú časť chodidla s postupným stlmením späť do dolnej časti drepu. Opäť sú probandi v rámci tohto záťažového testu požiadaní aby odcvičili približne aspoň 25 opakovaní (približne 40 sekúnd práce), poprípade aj viac až pokiaľ nepocítia silnú svalovú únavu [73].



Obrázok 13 Cvik drep s výskokom, prevzaté z [74]

4.1.2 Meracie prístroje

Pre snímanie termogramov bola použitá stacionárna termokamera WIC 640 od firmy Workswell, ktorá bola pre tento účel poskytnutá Biofyzikálnym ústavom LF MU. Parametre použitej kamery sú uvedené v tabuľke 1 [75]:

Tabuľka 1 Parametre termokamery WIC 640

IR rozlíšenie	640 x 512 px
Nastavená emisivita	0,95
Snímkovacia frekvencia	30 Hz
Teplotná citlivosť	$\leq 0.03^{\circ}\text{C}$ (30mK)
Teplotný rozsah	+1500 $^{\circ}\text{C}$
Spektrálny rozsah	7,5 – 13,5 μm
Presnosť	$\pm 2\%$ alebo $\pm 2^{\circ}\text{C}$
Zorné pole objektívu	32 $^{\circ}$ x 26 $^{\circ}$



Obrázok 14 Fotografia používanej termokamery WIC 640 na mieste merania

4.1.3 Priebeh samotného merania

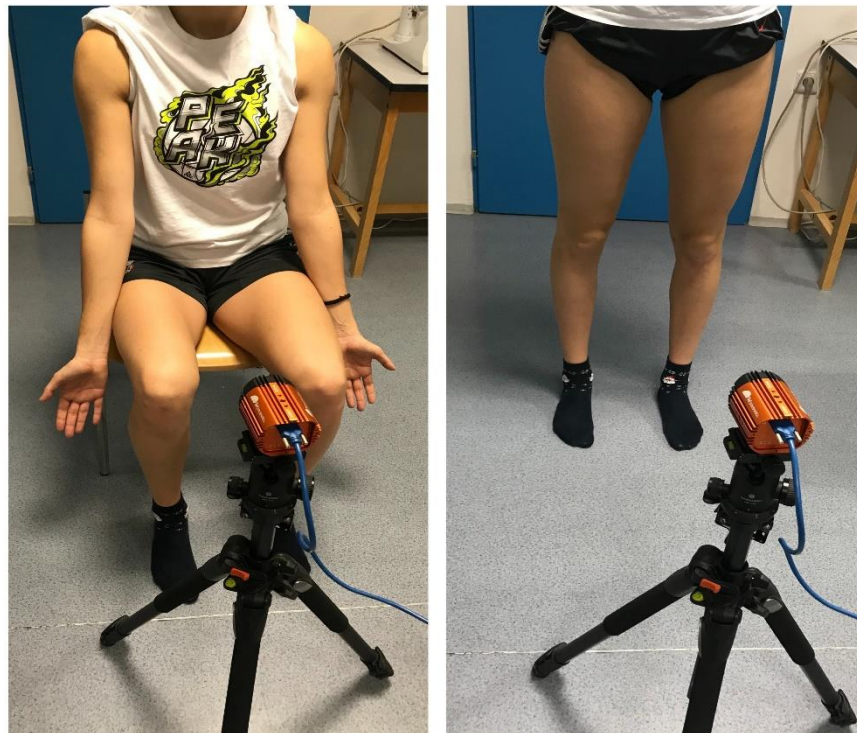
Meranie sa uskutočnilo v laboratóriu na Masarykovej Univerzite. Minimálne tridsať minút pred meraním bola kamera najskôr zapnutá pre teplotnú stabilizáciu počas čoho prebehla aj aklimatizácia probandov pred prvým meraním. Meranie sa uskutočnilo v doobedných hodinách, pričom teplota v miestnosti mala ideálnych 23°C.

Samotné získavanie dát pomocou termokamery prebiehalo tak, že sa testovaný subjekt či už v kludovej fáze alebo ihneď po dokončení záťažového cvičenia posadil na stoličku alebo postavil pred termokameru, ktorá bola umiestnená v definovanej vzdialenosti od subjektu. Termogramy boli vyhotovované pomocou nato určeného softwaru CorePlayer – Beta.

Proband bol v prípade cvičenia zameraného na dolné končatiny (drep s výskokom) požiadaný aby si vyhrnul oblečenie zahalujúce stehná čo možno najvyššie smerom k trupu a postavil sa s nohami na šírku ramien (vid' obrázok 15 napravo).

V prípade cvičenia zameraného na horné končatiny (kladivový zdvih) bol proband opäť požiadaný o odhalenie kože v oblasti ramena a rozprestrenie svojich paží do takej polohy ako je vidno na ľavej strane obrázku 15., tak aby kamera

zachytila obidve sledované oblasti v celom rozsahu. V moment keď boli podmienky ideálne vyhotovil sa termovízny snímok. Termovízne snímku boli zhotovované vždy v klude, okamžite po zát'aži a následne v čase 5, 10 a 15 minút pre odsledovanie vývoja povrchovej teploty kože. To znamená, že pre každého probanda bolo individuálne vyhotovených 10 snímok.



Obrázok 15 Spôsob snímania povrchu kože končatín probandov

4.2 Návrh spracovania termovíznych snímok

Hlavným cieľom bolo pôvodne vytvoriť aplikáciu prispôsobenú pre časovú analýzu termografických snímok vyplývajúcich zo zát'ažového experimentu, ktorá mala slúžiť ako prostriedok k získaniu teplotných dát a hlavným cieľom tejto práce mala byť teda štatistická analýza a z nej vyplývajúce závery či praktické využitie. Merania však nebolo možné uskutočniť a preto bola aplikácia ešte rozšírená a o všeobecnú analýzu len pre 1 termogram a výber viacerých ROI (príklad takéhoto termogramu s vybranými ROI sa nachádza na obrázku 16). Obe karty aplikácie, jej ovládanie a implementované funkcie budú popísané v nasledujúcej kapitole.

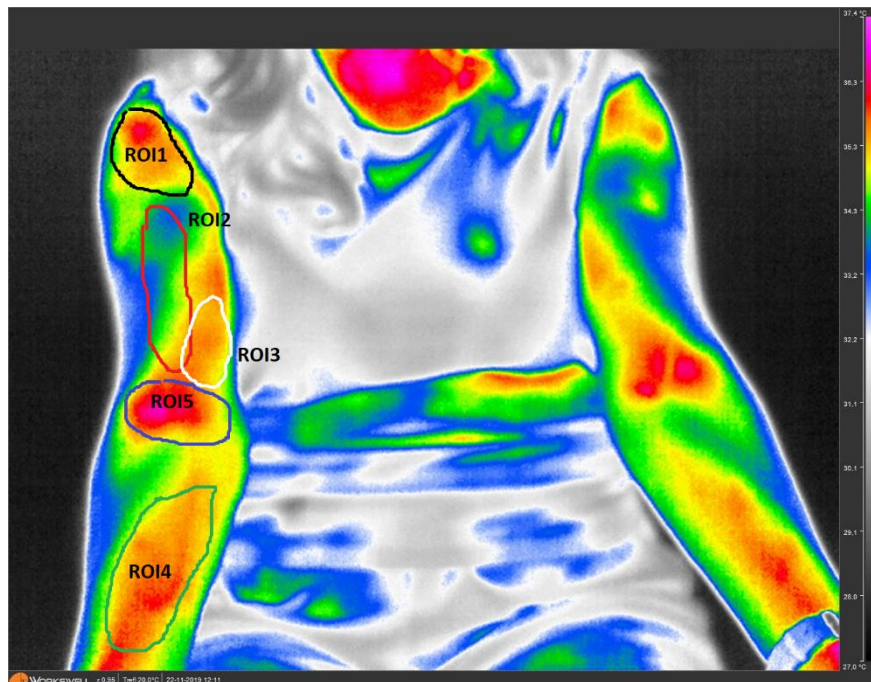
Cieľom navrhnutej aplikácie je podať čo možno najviac informácií o teplotných hodnotách vybraných ROI. Výber ROI prebieha pomocou funkcie umožňujúcej zakresliť užívateľovi útvar ľubovoľného tvaru. Táto funkcia bola zvolená zámerne, tak aby tvarovo nelimitovala oblasť záujmu len na napríklad na kruh alebo štvorec, ale naopak aby bola rôznotvárná a tak prispôsobiteľná krivkám človeka. Každá karta aplikácie sa špecializuje na niečo mierne iné. Karta pre záťažovú analýzu vyžaduje 2-5 termogramov, v našom prípade 5 termogramov vychádzajúcich z navrhnutého záťažového experimentu a na svojom výstupe ponúka časový vývoj povrchovej teploty tela po záťaži a hodnotenie eventuálnej teplotnej asymetrie. Naopak je karta pre všeobecnú analýzu orientovaná na výber viacerých ROI z akéhokoľvek jedného termogramu. Teplotné údaje z týchto ROI sú prezentované pomocou histogramov a tabuľky teplôt. Následne je možné zistené výsledky vyexportovať do tabuliek, kde má užívateľ možnosť ďalej ľubovoľne pracovať s dátami.

4.2.1 Vybrané ROI horných a dolných končatín

Po konzultácií s fyzioterapeutkou, s ktorou som spolupracovala v KP Brno, boli definované ROI z dolných (vid' obrázok 17) a horných končatín (vid' obrázok 16) na základe jej osobného odborného názoru. V nasledujúcich riadkoch je teda interpretovaný jej názor na danú problematiku.

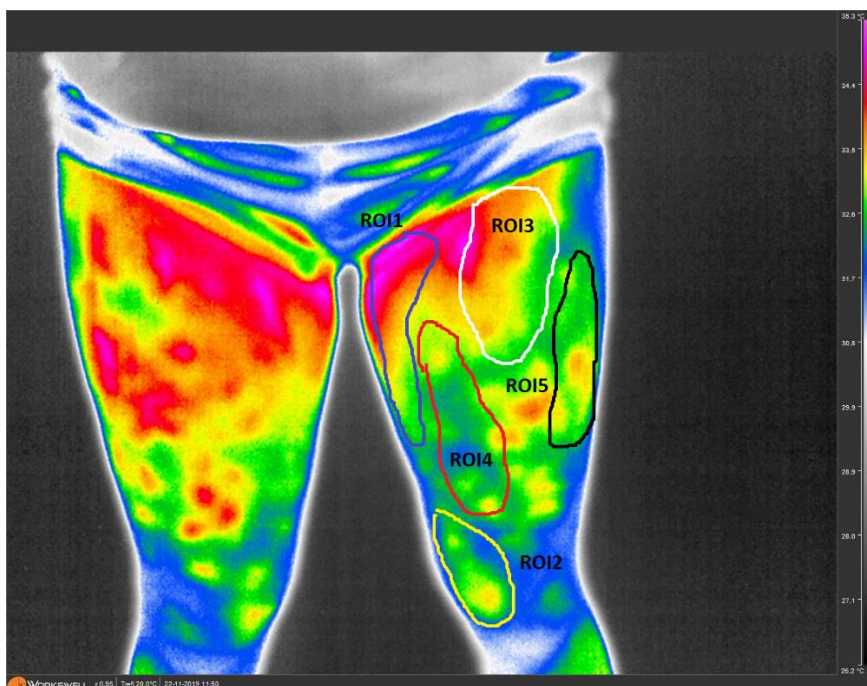
Pre horné končatiny boli vybrané ROI na základe zaujímavých či eventuálne problematických oblastí pri zvolenom type cvičenia. Prvým ROI (na obrázku označené ako ROI1) je na ramene nachádzajúci v mieste priebehu dlhej šľachy bicepsu, ktoré môže byť viac vystavené mechanickému tlaku pri v populácií bežne sa vyskytujúcom protračnom postavení ramien (zhrbenie ramien dopredu). Ďalej to môžu byť jednotlivé hlavy bicepsu, najmä dlhá (ROI2), poprípade to môže byť aj pri flexii sa uplatňujúci m.brachialis (ROI 3), ktorý je síce mierne schovaný mediálne pod krátkou hlavou bicepsu (viac aktivovanou pri tomto cvičení), ale na termograme je jeho práca viditeľná. Pri nedostatočne rozvinutej sile alebo začínajúcej únave, keď proband už nezvláda robiť flexiu lakt'a, si začína chybné pomáhať palmárnou flexiou zápästia, čo znamená zapnutie flexorov a supinátorov (na obrázku vyznačené ako ROI4), ktoré sa nachádzajú na predlaktí a upínajú sa na mediálny epikondylus

(ohýbač zápästia). Posledným miestom môžu byť aj kubitálne jamky, ktoré sú však už prirodzene viditeľne preteplené najmä kvôli tu vyskytujúcim sa cievam (ROI5).



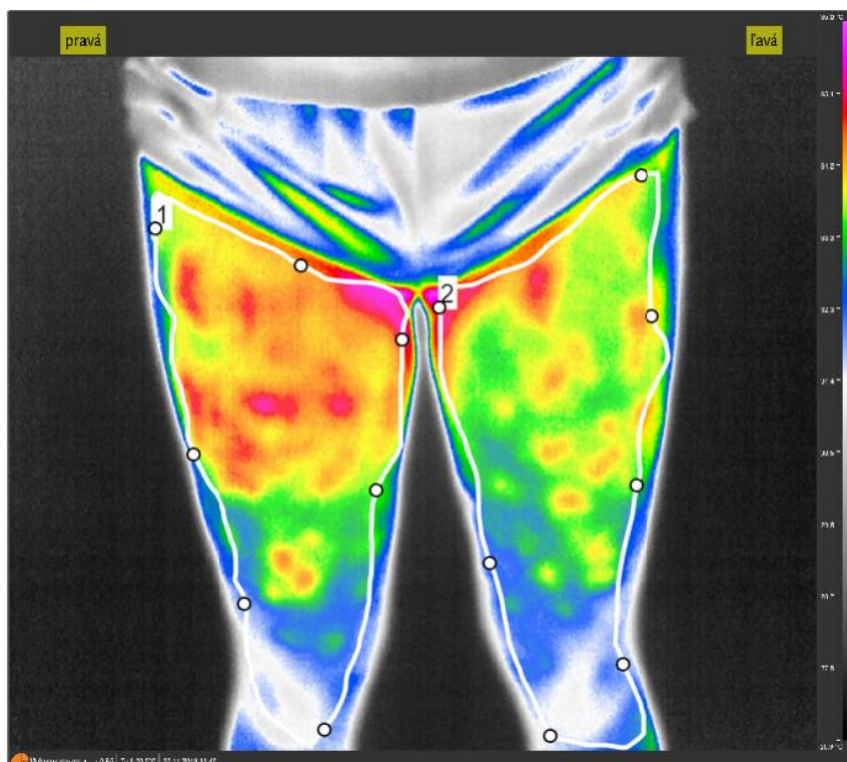
Obrázok 16 Termogram horných končatín s vyznačenými ROI

Aj pre dolné končatiny boli vybrané ROI na základe zaujímavých či eventuálne problematických oblastí pri zvolenom type cvičenia a vzhľadom k bežne sa u žien vyskytujúcej valgozitácií kolien – mediálne vybočenie kolena, laicky známe ako „nohy do X“ (viď 2. probandka na obrázku 17). Prvými ROI vyplývajúcim z eventuálnej nefyziologickej valgozitácie kolien sú preťažené adduktory stehna (proximálny úpon na lonovú kosť – ROI1 a taktiež distálny úpon na stehennú kosť – ROI2), ktoré majú tendenciu sa preťažovať pri nesprávnom postavení dolných končatín. Ďalšími ROI môžu byť 3 hlavy štvorhlavého stehenného svalu, ako skupiny svalov najviac zapojených pri drepe. Na obrázku je zaznačený priamy stehenný sval (m.rectus femoris) ako ROI3, vnútorná hlava kvadricepsu (m.vastus medialis) ako ROI4 a vonkajšia hlava kvadricepsu (m. vastus lateralis) ako ROI5. Štvrtá, prostredná hlava kvadricepsu (m. vastus intermedius) sa nachádza v hĺbke pod priamym stehenným svalom, preto sa ako ROI vybralo len tento sval. Z hľadiska fyzioterapeuta je pomerne dôležitejší práve vnútorný hlava kvadricepsu, pretože zabezpečuje stabilizáciu kolena, ktorá býva zrovna pri valgozitácií oslabená, čo predurčuje probanda k eventuálne vyššej náchylnosti na zranenie.

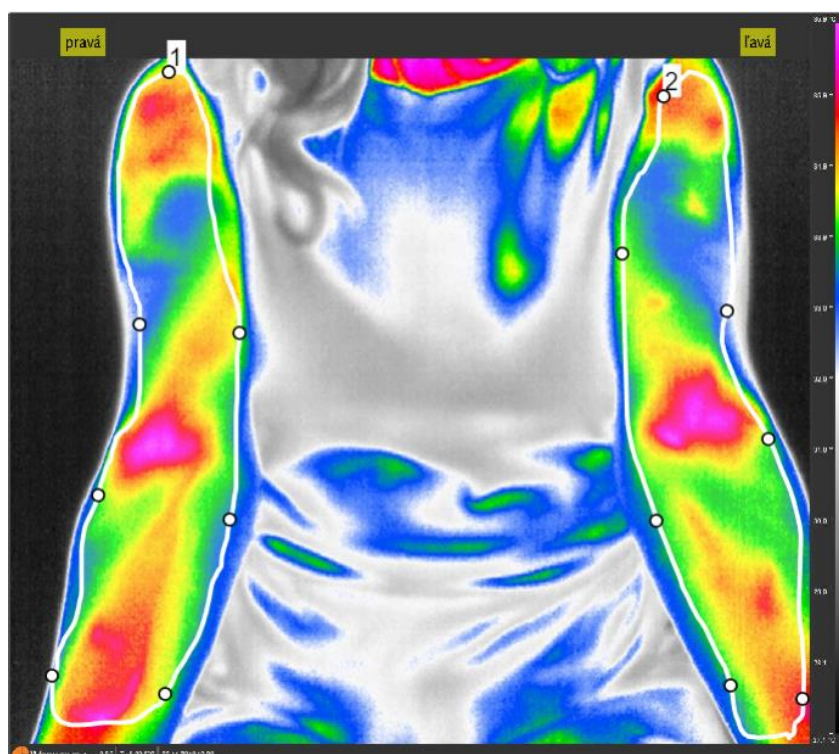


Obrázok 17 Termogram dolných končatín s vyznačenými ROI

Ďalšou možnosťou prístupu k analýze takýchto termogramov je samozrejme aj výberu jedného ROI, ktorý bude pokrývať celú končatinu, vid' obrázok 18 alebo obrázok 19. Výber ROI, jeho poloha či veľkosť ovplyvňuje výsledky. Je na voľbe užívateľa, podľa toho čo je cieľom jeho analýzy, navoliť si viac ROI z konkrétnych lokalít alebo sledovať teplotný vývoj z celej precvičovanej končatiny (oblasti). Náš prístup s voľbou viacerých ROI, resp. s voľbou jedného konkrétneho ROI je teda len ukážkou možnej varianty prístupu a bol zvolený schválne pre ukázanie praktického prístupu eventuálneho reálneho užívateľa, v tomto prípade po konzultácií s fyzioterapeutkou.



Obrázok 18 Termogram dolných končatín s vyznačeným ROI cez celú končatinu



Obrázok 19 Termogram horných končatín s vyznačeným ROI cez celú končatinu

5 APLIKÁCIA PRE ANALÝZU TERMOGRAMOV

Hlavným cieľom tejto diplomovej práce bolo vytvoriť program pre spracovanie termosnímkov horných a dolných končatín so zameraním na analýzu a vyhodnocovanie dát povrchovej teploty kože z užívateľom navolenej oblasti záujmu.

Navrhnutá aplikácia je realizovaná v programovom prostredí MATLAB® R2019b, konkrétne v jeho časti App Designer. App Designer je grafický nástroj na vytváranie aplikácií MATLAB® s interaktívnym grafickým užívateľským rozhraním (Graphical User Interface – GUI). Táto aplikácia pomocou funkcie MATLAB Compiler™ skompilovaná na desktopovú verziu, ktorá je po nainštalovaní spustiteľná z plochy počítača, resp. z inštalačného súboru a funguje aj offline. Táto možnosť je veľkým pozitívom, ktorá zvyšuje praktické využitie tejto aplikácie, pretože MATLAB® nie je voľne dostupným programom.

Obe verzie aplikácie boli nahrané na GitHub, do vytvoreného repozitára (link v prílohe). Pre zapnutie a fungovanie vytvorenej aplikácie v rámci MATLAB® stačí spustiť jediný skript s názvom *analiza_termogramov.mlapp*, ktorý inicializuje GUI v App Designer, v ktorom už užívateľ môže začať pracovať. V prípade, že užívateľ nemá nainštalovaný MATLAB® môže túto aplikáciu používať ako aj offline fungujúcu desktopovú aplikáciu. Najskôr je potreba si z GitHubu stiahnuť súbor, v ktorom sa nachádza okrem aplikácie ešte program MATLAB Runtime. Tento program predstavuje sadu zdieľaných knižníc, ktoré umožňujú spustenie skompilovaných aplikácií vytvorených v MATLAB® bez nutnosti jeho inštalácie. Pre úspešné spustenie aplikácie je teda potrebné najskôr jednorázovo nainštalovať MATLAB Runtime, pomocou ktorého je možné vytvorenú aplikáciu následne neobmedzene spúšťať.

Samotná aplikácia pozostáva z 5 kariet. Po spustení programu sa zobrazí úvodná karta, ktorá uvíta užívateľa v aplikácii a dá mu na výber medzi dvomi možnými analýzami, všeobecnou analýzou 1 termogramu (Analýza ROI) alebo špecializovanou analýzou 2-5 termogramov vychádzajúcou zo záťažového experimentu (Záťažová analýza). Zvyšné dve karty slúžia pre zobrazovanie získaných výsledkov z analýz, jedna pre výsledky zo všeobecnej (Výsledky zo všeobecnej analýzy) a druhá pre výsledky zo špecializovanej analýzy (Výsledky zo

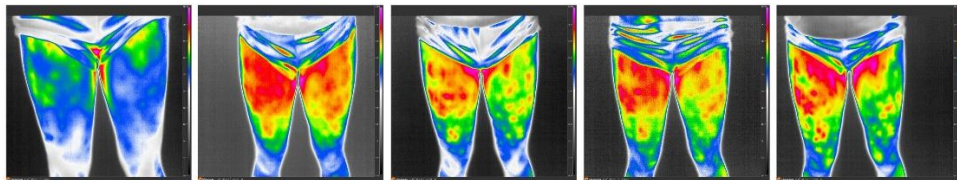
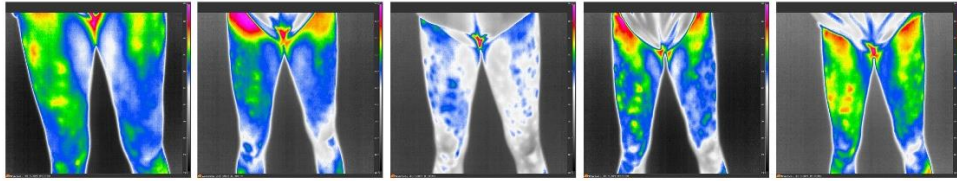
zátťažovej analýzy). Teplotné dáta z vybraných ROI má užívateľ možnosť si zapísať aj do externého súboru v prípade záujmu o podrobnejšiu štatistickú analýzu či vytvorenie osobnej databázy.

V nasledujúcej krátkej kapitole bude popísané ako by mali vyzerat' vstupné dáta a následne bude popísané ovládanie programu a jeho komponentov. Navrhnutá aplikácia neponúka automatickú analýzu obrazu ako to častokrát pri spracovaní obrazov býva. Táto aplikácia bola naopak naprogramovaná tak, že vyžaduje plnú spoluprácu užívateľa. Najskôr sa budeme venovat' časti aplikácie slúžiacej pre zátťažovú analýzu, pretože je komplikovanejšia a až potom v skratke karte obsahujúcej všeobecnú analýzu, ktorá je vlastne zjednodušenou verziou tej špecializovanej.

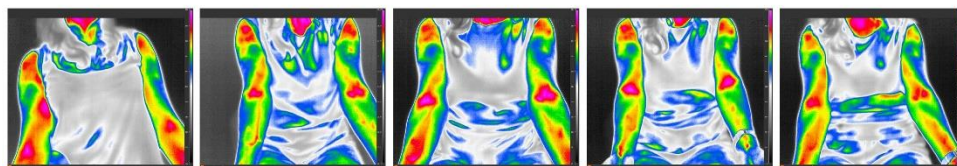
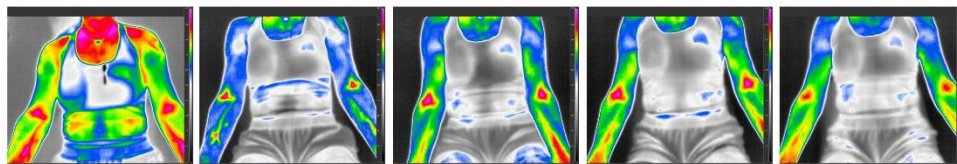
5.1 Analyzované snímky a ich predspracovanie

Táto aplikácia je vytvorená špeciálne pre analyzovanie termografických snímok, preto tu nie je možné realizovat' analýzu akýchkoľvek iných obrazov či medicínskych snímok. Analyzovaný termogram by mal v prípade zátťažovej analýzy obsahovat' vždy obidve končatiny probanda. Na termografickom snímku by sa mala nachádzať hlavne tá časť končatín, ktorú chceme teplotne analyzovat' (nemusia tam byť nutne celé končatiny). Okrem toho je dôležité aby termogram obsahoval farebnú teplotnú stupnicu (tzv. colorbar), ktorá priradzuje farbu pixelu z termogramu teplote na stupnici. Problémom je, že hodnoty pixelov vygenerovaného termogramu nenesú priamo informáciu o teplote. Každý z kanálov (tri matice) RGB termogramu určuje intenzitu jednotlivých spektrálnych zložiek v rozsahu hodnôt 0-255 (8 bitová farebná hĺbka), preto je do tohto programu implementovaná funkcia zaisťujúca prevod z raw jasových hodnôt pixelov na teplotné hodnoty a bude popísaná neskôr. Jedinou formou predspracovania vstupných trojrozmerných dát je ich prevod z dátového typu „uint8“ na dátový typ „double“.

Názorná ukážka všetkých nasnímaných termogramov v rámci nášho experimentu sa nachádza na obrázkoch 20 a 21.



Obrázok 20 Všetky termogramy DK, hore 1. a dole 2. probandka



Obrázok 21 Všetky termogramy HK, hore 1. a dole 2. probandka

5.2 Realizácia karty aplikácie pre zát'azovú analýzu

V tejto verzii analýzy je potrebné po otvorení dialógového okna načítať naraz 2-5 termogramov, ktoré chce užívateľ analyzovať. Programovo je do každého načítaného snímku pridaný textový popis ľavej a pravej strany tela pre lepšiu orientáciu používateľa.

Pomocou tlačidiel označených číslami 1-5 používateľ zvolí ten, na ktorom chce momentálne pracovať. Ako prvé musí užívateľ ručne vyrezať colorbar. Po jeho orezaní sa uloží jeho pozícia a tieto hodnoty sa použijú k automatickému vyrezaniu colorbarov aj z ostatných termogramov. Následne je potrebné pre každý termogram zapísať teplotný rozsah daného termogramu z teplotnej stupnice na kraji snímku,

ktorý sa pre každý snímok mení. Získanie týchto údajov je nevyhnutné pre prevod jasových hodnôt originálnych termogramov na stupne Celzia.

Úvod Všeobecná analýza Zátťažová analýza Výsledky zo všeobecnej analýzy Výsledky zo zátťažovej analýzy

Načítaj termogramy **Návod**

Výber termogramu

1
 2
 3
 4
 5

Dominantná končatina

Prvé ROI vždy zakresľujte najskôr na DOMINANTNÚ končatinu.

Stav	Min. Teplota	Max. Teplota
1	26.4	36.6
2	25.9	35.9
3	26.9	36
4	26.4	34.9
5	26.2	35.3

OUT IN Teplota v bode je: 35.7009

ZOOM

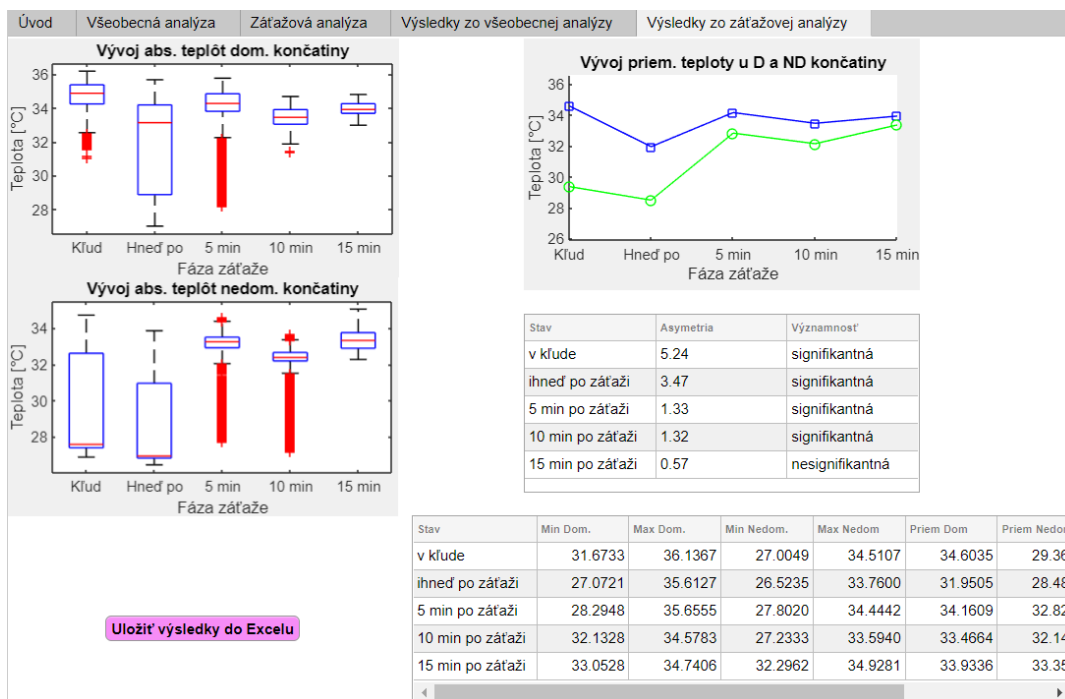
Počet pixelov z ROI

Vyrezaný colorbar?

Obrázok 22 Karta aplikácie pre zátťažovú analýzu

Následne už môže užívateľ zakresliť požadované ROI. Z výberu ROI je použitá funkcia *drawfreehand*, ktorá umožňuje interaktívne kreslenie záujmovej kruhovej oblasti (ROI) na aktuálnych osiach a jej následné tvarové či pozičné prispôsobenie. Táto funkcia bola zvolená zámerne, tak aby tvarovo nelimitovala oblasť záujmu len na napríklad na kruh alebo štvorec, ale naopak aby bola rôznotvárná a tak prispôsobiteľná krivkám človeka. Jedným stlačením tlačidla je užívateľovi umožnené zakresliť obe ROI naraz, na ľavej aj pravej končatine. Pri výbere ROI je užívateľ požiadaný aby prvý útvar zakreslil práve na dominantne používanú končatinu probanda. Informáciu o dominantnej končatine by mal užívateľ aplikácie (napríklad fyzioterapeut) zistiť od probanda podrobujúceho sa experimentu a tento údaj následne zakliknúť ako tlačidlo, ktoré je defaultne nastavené na pravú končatinu.

Vykreslené ROI (ich pozície) sa pri prepnutí na ďalší termogram uložia do databázy. Pri spätnom otvorení termogramu kde už prebehol výber ROI sa z databázy načítajú ich pozície a oba útvary sa znova vykreslia na termogramoch presne na miestach kde boli naposledy zakreslené.



Obrázok 23 Ukážka výsledkov zo záťažovej analýzy

Až po zakreslení všetkých ROI (2 na každom z 2-5 termogramov) a zadaní čísla do okienka na to vytvoreného, určujúce počet pixelov z ROI, ktoré sa budú pri vyhodnocovaní teplôt priemerovať, sa užívateľovi sprístupní tlačidlo pre zobrazenie výsledkov. Jeho nakliknutím sa otvorí kontextové okno, kde si užívateľ vyberie, ktorý druh teploty chce analyzovať. Na výber má priemernú maximálnu, priemernú minimálnu (priemer zo zadaného počtu pixelov), celkovú priemernú a teplotný medián. Následne sa otvorí karta s výsledkami, ktoré pozostávajú z 3 grafov a 2 tabuliek. Prvé dva grafy, boxploty, zobrazujú časový vývoj celého rozsahu teplôt z vybraných ROI z dominantnej a separátne nedominantnej končatiny. Druhý graf zobrazuje časový vývoj zvoleného druhu teploty.

Prvá tabuľka pozostáva z 8 stĺpcov, ktoré sú vyplnené teplotným mediánom, priemernou teplotou z celej ROI a priemernými (z udaného počtu pixelov) minimálnymi a maximálnymi teplotami z ROI dominantnej a nedominantnej končatiny z každého termogramu. Priemerovanie týchto teplôt bolo zvolené schválne tak, aby napríklad jedna extrémne odľahlá hodnota neukazovala zavádzajúce výsledky.

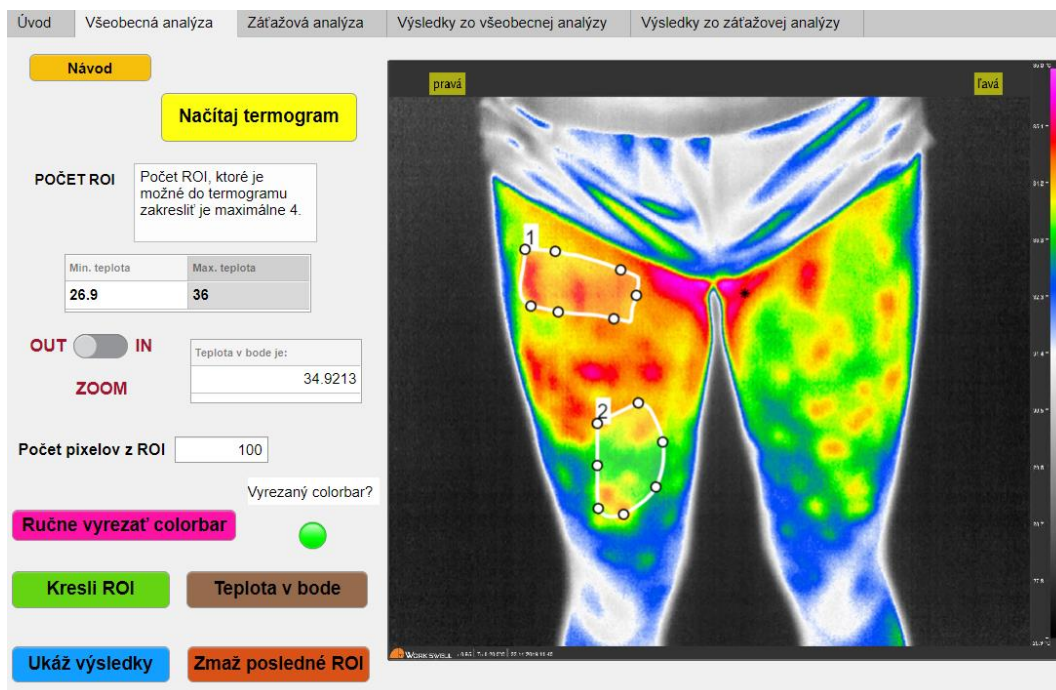
Druhá tabuľka zobrazuje vyčíslený teplotný rozdiel (z vopred zvoleného druhu teploty) medzi ľavou a pravou končatinou. Posledný stĺpec tabuľky ukazuje

signifikantnosť teplotnej asymetrie, pretože ako bolo spomenuté v teoretickej časti, asymetria nad $0,7^{\circ}\text{C}$ sa považuje za významnú.

Po zobrazení výsledkov má užívateľ možnosť si tieto dáta vyexportovať. Aplikácia generuje tri súbory, prvým z nich je "Zátážová_analýza_ROI.csv", ktorý vo vnútri obsahuje teplotné dáta z ROI z DOK a NDK z každého termogramu. Druhým súborom je "Zátážová_analýza_tabuľka.csv", ktorý obsahuje tabuľku so všetkými vyhodnotenými teplotami. Posledný súbor je "Zátážová_analýza_asymetria.csv", ktorý obsahuje tabuľku s číslami udávajúcimi teplotnú asymetriu a jej signifikantnosť. Ku koncu názvu súboru, je vždy pridaný aktuálny dátum a čas a súbor sa ukladá do rovnakého priečinka odkiaľ boli načítané termogramy.

5.3 Realizácia karty aplikácie pre všeobecnú analýzu

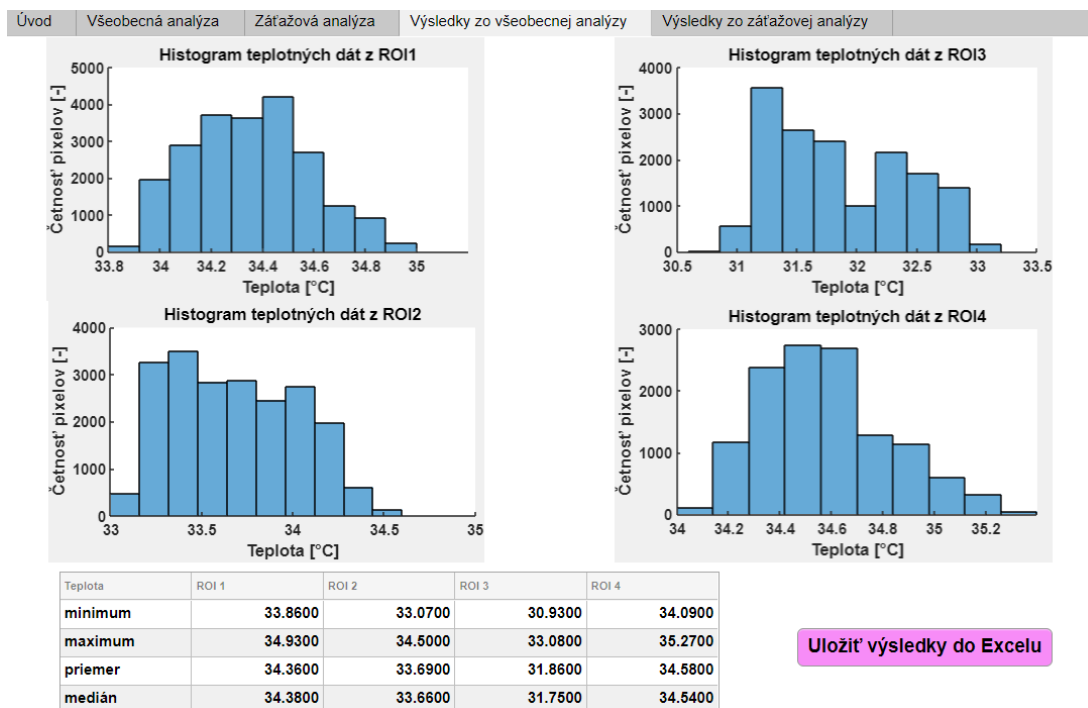
Oproti karte aplikácie špecializovanej na vyhodnocovanie 2-5 termogramov zaznamenaných v rámci záťažovej analýzy je v tejto karte možné analyzovať len jeden vybraný termogram. Principiálne je postup identický ako pri záťažovej analýze, s tým rozdielom, že došlo k jeho zjednodušeniu, keďže tu užívateľ pracuje len s jedným termogramom, z ktorého má možnosť vybrať si ale až 4 oblasti záujmu k teplotnému vyhodnoteniu. Počet štyri bol zvolený intuitívne, jednak kvôli prehľadnejšiemu zobrazovaniu výsledkov a taktiež kvôli jednoduchšej orientácii užívateľa medzi výsledkami. Programovo je opäť do každého načítaného snímku opäť pridaná textový popis ľavej a pravej strany tela pre lepšiu orientáciu používateľa.



Obrázok 24 Ukážka karty aplikácie pre všeobecnú analýzu 1 termogramu

Hlavným rozdielom medzi spomínanými čiastkovými aplikáciami sú zobrazované výsledky. V rámci tejto aplikácie sú hlavným výstupom histogramy a tabuľka s teplotnými dátami z každého nakresleného ROI. Do tabuľky sa zapisuje priemerná maximálna, priemerná minimálna, celková priemerná a teplotný medián z každého ROI. To z akého počtu pixelov sa bude vyhodnocovať priemerná maximálna a priemerná minimálna teplota si určí užívateľ sám zadaním tohto čísla do okienka na to vytvoreného.

Po zobrazení výsledkov má užívateľ opäť možnosť vyexportovať si tieto dáta. Aplikácia generuje dva súbory: "Analýza_1termogram_ROI.csv" a "Analýza_1termogram_tabuľka.csv", ku koncu názvu ktorých je vždy pridaný aktuálny dátum a čas a súbor sa ukladá do rovnakého priečinka odkiaľ boli načítané súbory. Prvý menovaný súbor obsahuje stĺpcové vektory zostupne zoradených teplotných hodnôt z každého ROI. Druhý súbor obsahuje tabuľku s číselnými výsledkami z analýzy pre každé ROI.



Obrázok 25 Ukážka výsledkov zo všeobecnej analýzy pre 1 termogram

5.4 Funkcie aplikácie

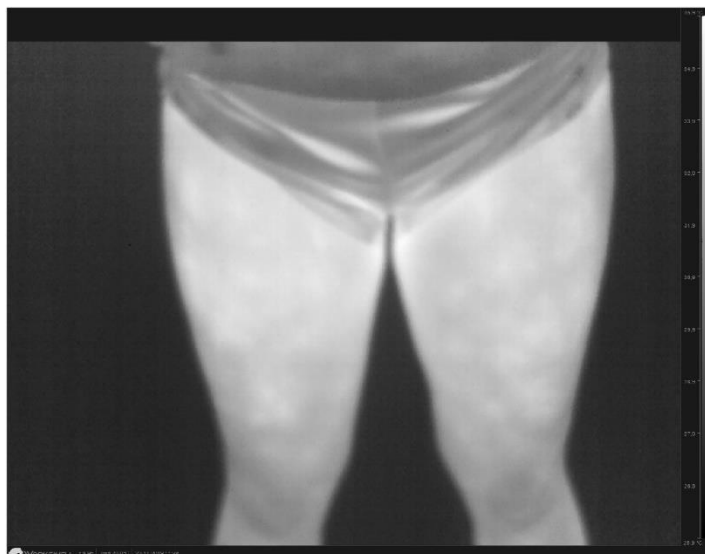
V nasledujúcich podkapitolách budú detailnejšie popísané vytvorené a implementované funkcie, ktoré sa nachádzajú v tejto aplikácii. Všetky funkcie sa nachádzajú v oboch čiastkových aplikáciách, avšak pri analýze 1 termogramu sú v zjednodušenejšej verzii, preto budú akékoľvek rozdiely medzi funkciami dôkladne popísané.

5.4.1 Funkcia na prevod jasových hodnôt na stupne Celzia

Kľúčovou funkciou v tomto programe je funkcia zaisťujúca prevod jasových hodnôt termogramu na vyhodnotiteľné dáta, teda stupne Celzia. Jej úlohou je previesť jasové hodnoty z originálneho termogramu na hodnoty známej a jednoducho kvantifikovateľnej veličiny ako je teplota v stupňoch Celzia. Dôvodom prevodu je že originálne hodnoty nachádzajúce sa v RGB termograme jasové hodnoty pixelov v rozsahu 0-255, čo je však v rozpore s úlohou tejto aplikácie, ktorej cieľom je hodnotiť teplotné rozdiely.

K prevodu hodnôt je využitá funkcia používajúca vyhľadávanie pomocou najbližšieho suseda, k čomu je použitý KD-stromový algoritmus. V rámci tejto

prevodovej funkcie je vytvorená teplotná osa, teda vektor lineárne rozmiestnených hodnôt teplôt v rozmedzí príslušného teplotného rozsahu termogramu. Na základe automaticky vyrezaného colorbaru (farebnej škály) sa vytvorí klasifikátor pre vyhľadávanie, ktorého úlohou je zobrať každú farbu z pixelu na snímku a nájsť jej najpodobnejšiu farbu („najbližšieho suseda“) na colorbare (farebnej škále). Vytvorený klasifikátor spolu s termografickým snímkom neskôr vstupuje do ďalšej funkcie, ktorá nájde pomocou výpočtu euklidovskej vzdialenosti každému pixelu k najbližším susedom (v našom prípade jedného najbližšieho suseda) a na svojom výstupe podá indexy týchto najpodobnejších farieb. Vektor indexov je následne použitý k vyindexovaniu hodnôt z teplotnej osy, čím vznikne vektor teplôt, ktoré sa nachádzajú podľa colorbaru v termograme. Konečným krokom je preskladanie tohto vektoru na maticu, teda na obraz o zhodnej veľkosti ako mal pôvodný RGB termogram. Výsledným produktom tejto funkcie je akoby šedotónový obraz (viď obrázok 26), ktorého hodnoty už predstavujú želané teplotné dáta v stupňoch Celzia.



Obrázok 26 Termogram po prevode na teplotné hodnoty

5.4.2 Funkcia pre sledovanie zmien tvaru a polohy ROI

Funkcia pre sledovanie tvarových či pozičných zmien uskutočnených užívateľom na ROI sa skladá vlastne z 2 funkcií. Prvá, riadiaca funkcia slúži pre pridanie poslucháča udalostí viazaného na zdroj udalostí.

V tomto prípade je udalosťou myslená tvarová alebo pozičná zmena ROI po ich prvom zakreslení. Keď táto zmena nastane, oblasť záujmu odošle oznámenia o týchto udalostiach a vykoná zadanú callback funkciu. Touto callback funkciou je pre spomenutý vytvorený poslucháč udalostí pridaná vnútorná funkcia, ktorej úlohou je sledovať ROI objekt, u ktorého došlo k zmene tvaru či pozície. Celá riadiaca funkcia je zavolaná po dokreslení oboch ROI pomocou tlačidla aktivujúceho tento úkon a taktiež je znovu volaná pri opätovnom nakliknutí na termogram, kde už boli ROI raz zakreslené.

Verzia tejto funkcie pre analýzu jedného ROI je oveľa jednoduchšia, pretože v tomto prípade nie je potrebné rozoznávať, v ktorom termograme došlo k zmene ROI, keďže sa tu pracuje len s jedným. Naopak je potrebné rozoznať, v ktorom z maximálne 4 ROI došlo práve k tvarovej či pozičnej zmene. Následne dôjde ako aj v prípade záťažovej analýzy k prepísaniu dát v potrebných databázach na odpovedajúcich riadkoch za aktuálne hodnoty, ako sú napríklad databáza pozícií ROI či databáza vytvorených masiek.

5.4.3 Funkcia pre kreslenie ROI

Celá funkcia beží automaticky dva krát, tak aby mohol užívateľ na jedno stlačenie tlačidla vykresliť pomocou funkcie *drawfreehand* obe ROI na ľavej aj pravej strane tela. Pre každý termogram dochádza v rámci tejto funkcie k prevodu jasových hodnôt termogramu na stupne Celzia a k zapísaniu pozícií ROI do databáze. Následne sa vytvorí maska na základe vybraného ROI z termogramu. Maska predstavuje binárny obrázok s jednotkami vo vnútri a s nulami mimo objektu. Po jej pre násobení s termogramom dôjde k zachovaniu dát len tej oblasti kde bola vybraná ROI (ktorú pokrývala maska), zvyšok obrazovej matice tvoria nuly. Tieto vyselektované teplotné dáta sa zoradia od najteplejšieho po najchladnejší teplotný pixel a následne sa z nich vyhodnocujú všetky už spomenuté výsledky v grafickej či tabuľkovej podobe. K orientácií, v ktorom termograme sa užívateľ nachádza a tým pádom do ktorého riadka databáz majú byť informácie zapisované je opäť použitý názov tlačidla vybraného zo zoznamu. Po vykreslení sa automaticky volá funkcia pre kontrolovanie zmien ROI.

Táto istá funkcia funguje v prípade všeobecnej analýzy pre 1 termogram mierne odlišne. Užívateľ má možnosť do 1 termogramu zakresliť až 4 ROI. Funkcia *drawfreehand* sa ale v tomto prípade aktivuje až s každým stlačením príslušného tlačidla. Po zakreslení sa uložia pozície ROI do databázy a dôjde k prevodu hodnôt termogramu na teplotné dáta. Pre sledovanie tvarových a pozičných zmien ROI je volaná zmeny kontrolujúca funkcia poupravená pre túto verziu analýzy.

5.4.4 Funkcia pre zistenie teploty konkrétneho pixelu

Funkcia pre zistenie teploty konkrétneho pixelu je volaná po aktivácii tlačidlom a následnom kliknutí myškou na definované miesto, v tomto prípade na osy, v ktorých je zobrazený termogram. Pozícia nakliknutého pixelu sa uloží ako x,y súradnice a následne sa na toto miesto vykreslí malá čierna hviezdička. Súradnice vybraného pixelu sa následne využijú na vyindexovanie odpovedajúcej pozície v obraze obsahujúcom teplotné dáta a zistená teplota sa po zaokrúhlení ukáže užívateľovi v na to preddefinovanom okienku.

6 VÝSLEDKY

Výsledková časť pozostáva len z dát získaných od dvoch probandiek, ktoré sa stihli podrobiť záťažovému experimentu. Týmito dvomi probandkami boli dve športovkyne, konkrétne americké futbalistky. V nasledujúcich odstavcoch sú zapísané výsledky zistené z oboch druhov analýz. Výstup z tohto experimentu, spolu s jeho možným praktickým využitím bude komentovaný v diskusii.

6.1 Výsledky všeobecnej analýzy

Po konzultácii s fyzioterapeutkou (s ktorou som spolupracovala v KP Brno) boli vybrané 4 konkrétne ROI z dolných končatín (ďalej už len ako DK), vid' obrázok 31 a 4 konkrétne ROI z horných končatín (ďalej už len ako HK), vid' obrázok 27, prihliadnuc k záťažovým cvičeniam, z ktorých vzišli nasledujúce teplotné výsledky. Ako už bolo spomenuté v kapitole popisujúcej funkcie programu, užívateľ má možnosť zvoliť si počet pixelov, z ktorých bude spočítaný priemer pre minimálnu a maximálnu teplotu (v tabuľkách pod názvami len ako Minimum a Maximum). Nasledujúce tabuľky (tabuľka 2 a tabuľka 3) sú vyplnené hodnotami priemerných teplôt z intuitívne zvoleného počtu pixelov – 100 (vid' návrh programu). Použitým termogramom je vo všetkých prípadoch ten nasnímaný v 15. minúte od ukončenia záťaže. Tieto výsledky nemajú úplne výskumne vypovedajúcu hodnotu, slúžili najmä na otestovanie vytvoreného programu a pre ukázanie zaujímavých ROI z pohľadu fyzioterapeuta, tak ako už bolo popísané v kapitole 4.2.1.

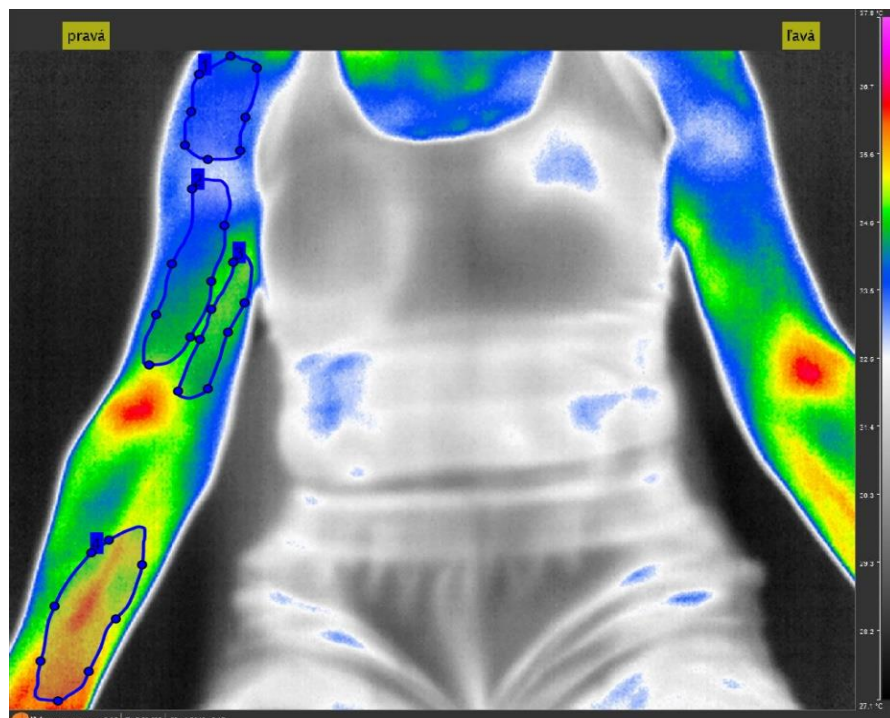
6.1.1 Výsledky všeobecnej analýzy horných končatín

Očividný rozdiel medzi pravorukými probandkami by sa mohol zdať na prvý pohľad na základe farebného rozdielu v oblasti ROI1. Tabuľka však ukazuje, že napríklad priemerná teplota je u oboch probandiek z tohto ROI podobná, a to 33,5°C u 1. probandky 33,6°C u 2. probandky. V prípade ROI2, dlhej hlavy bicespu, na ktorý bol vybraný cvik zameraný je už rozdiel viditeľný aj v tabuľkových hodnotách, kde dosahovala vo všetkých zistených parametroch vyššiu teplotu 1. probandka, čo by mohlo značiť menej efektívnu termoreguláciu či poprípade slabšiu svalovú

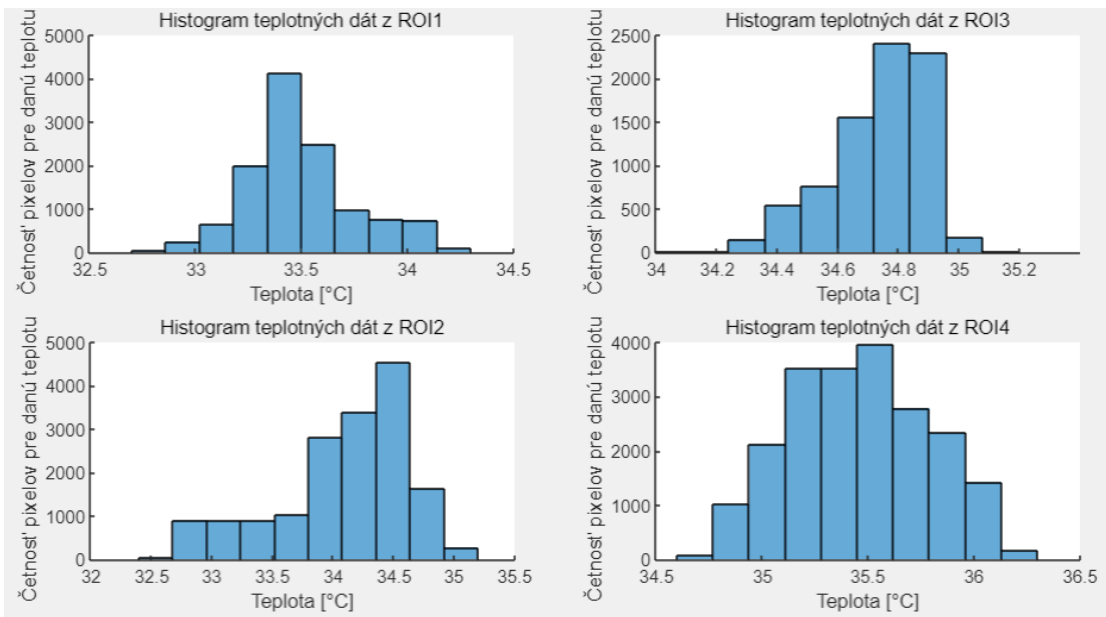
kondíciu. Podobne je tomu tak aj v prípade ROI3 a ROI4 kde dosahujú rozdiely až 2°C. V histogramoch nastal taktiež očividný posun pixelov s najpočetnejšou teplotou k vyšším hodnotám (vid' obrázok 28 a 30). ROI 4 predstavuje oblasť paže, ktorá je práve chybne zapájaná pri tomto type cvičenia, čo opäť teoreticky naznačuje, že 2.probandka má pravdepodobne slabší biceps keďže musela výraznejšie zapájať aj oblasť flexorov zápästia.

Tabuľka 2 Teplotné dáta z ROI HK 1. probandky

Teplota [°C]	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
Minimum	32,87	32,67	34,29	34,73
Maximum	34,18	35,05	35,03	36,18
Priemer	33,50	34,10	34,73	35,46
Medián	33,46	34,24	34,79	35,47



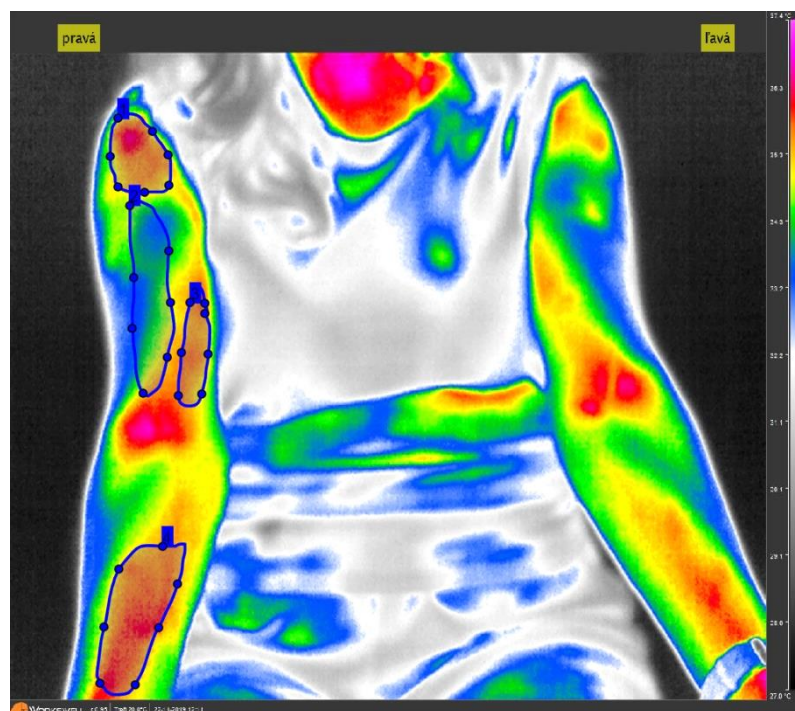
Obrázok 27 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu HK 1. probandky



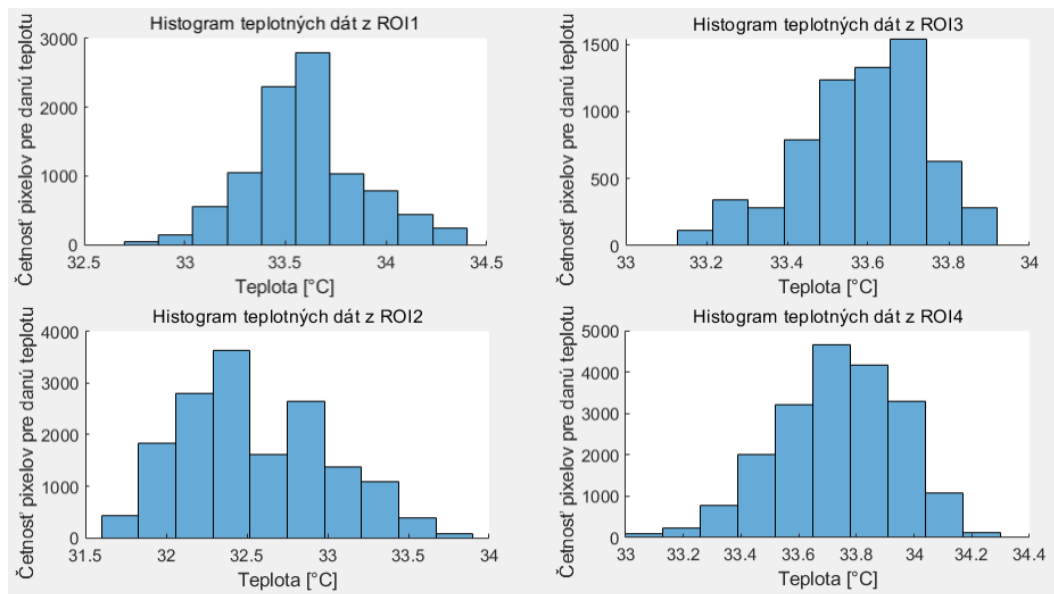
Obrázok 28 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z HK 1. probandky

Tabuľka 3 Teplotné dáta z ROI HK 2. probandky

Teplota [°C]	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
Minimum	32,87	31,72	33,81	33,11
Maximum	34,34	33,71	33,90	34,18
Priemer	33,60	32,56	33,59	33,74
Medián	33,60	32,48	33,59	33,74



Obrázok 29 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu HK 2. probandky



Obrázok 30 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z HK 2. probandky

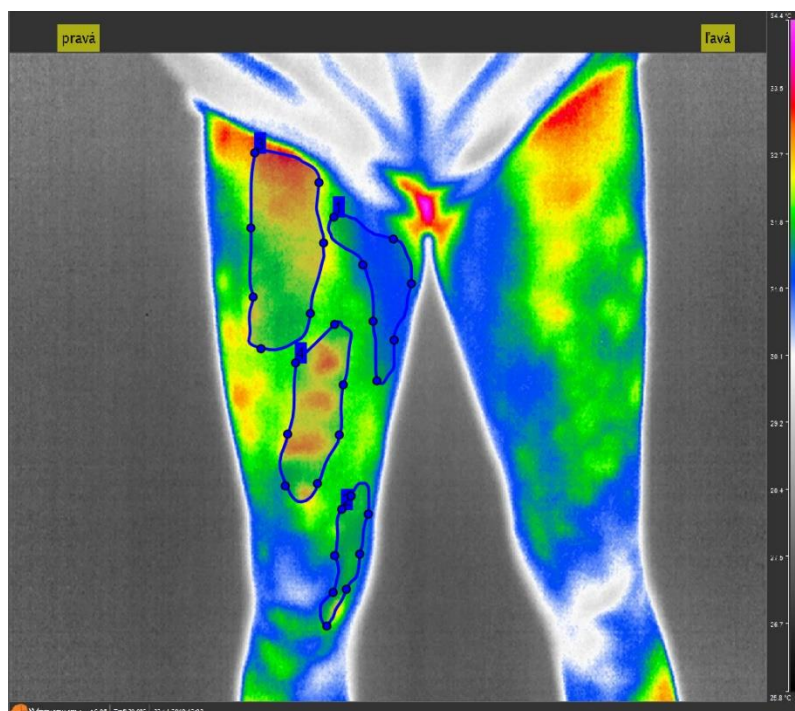
6.1.2 Výsledky všeobecnej analýzy dolných končatín

U oboch dominantne pravonohých probandiek sa vyskytuje valgozitačné postavenie kolien. Podrobením sa záťažového cviku, ktorý bol v tomto prípade drep s výskokom dôjde dôsledkom tohto nesprávneho postoja k zapojeniu adduktorov, pod ROI1. Ako je viditeľné z tabuľky 4 a tabuľky 5, u 2. probandky, u ktorej bolo valgozitačné postavenie signifikantnejšie, došlo vplyvom záťaže k viditeľnejšiemu prekrveniu adduktorov, čo sa prejavilo aj v rozdielnej priemernej teplote v porovnaní s 1. probandkou. Z tohto uhla pohľadu je rovnako problematické aj druhé vybrané ROI2 - distálny úpon adduktorov na stehennú kosť.

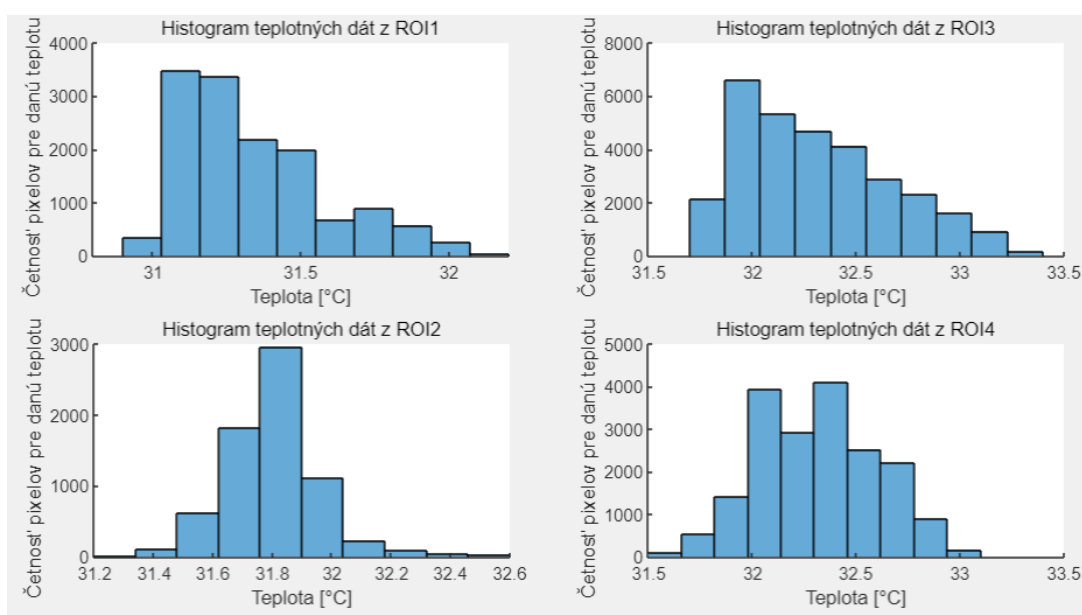
Porovnaním histogramov na obrázkoch je možné zistiť, že sa u 2. probandky opäť vyskytujú v celom rozsahu ROI vyššie teploty ako u 1. probandky, čo opäť vyplýva z jej markantnejšieho vagotizačného postavenia. Vonkajšia hlava kvadricepsu, ROI4 je svalovou skupinou zapájanou pri správnom vykonávaní drepu. Pri pohľade na termogramy môžeme vidieť hlavný rozdiel medzi probandkami a to v prekrvení danej oblasti. Vizuálna stránka výsledku sa čiastočne odzrkadlila aj na číslach po uskutočnení analýzy tohto ROI, kde sa má 2. probandka opäť v priemere vyššiu teplotu kože o približne 1°C. Zmeny teploty dejúce sa v ROI3 budú popísané v rámci záťažovej analýzy v kapitole 6.2.2.

Tabuľka 4 Teplotné dáta z ROI DK 1. probandky

Teplota [°C]	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
Minimum	30,97	31,39	31,76	31,60
Maximum	32,07	32,40	33,28	33,02
Priemer	31,34	31,80	32,32	32,32
Medián	31,28	31,78	32,27	32,32



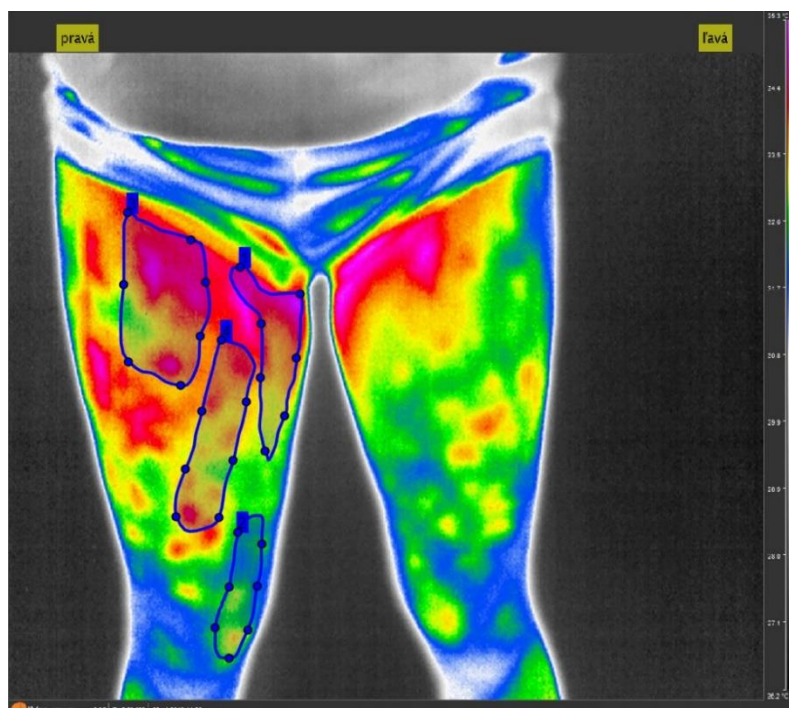
Obrázok 31 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu DK 1. probandky



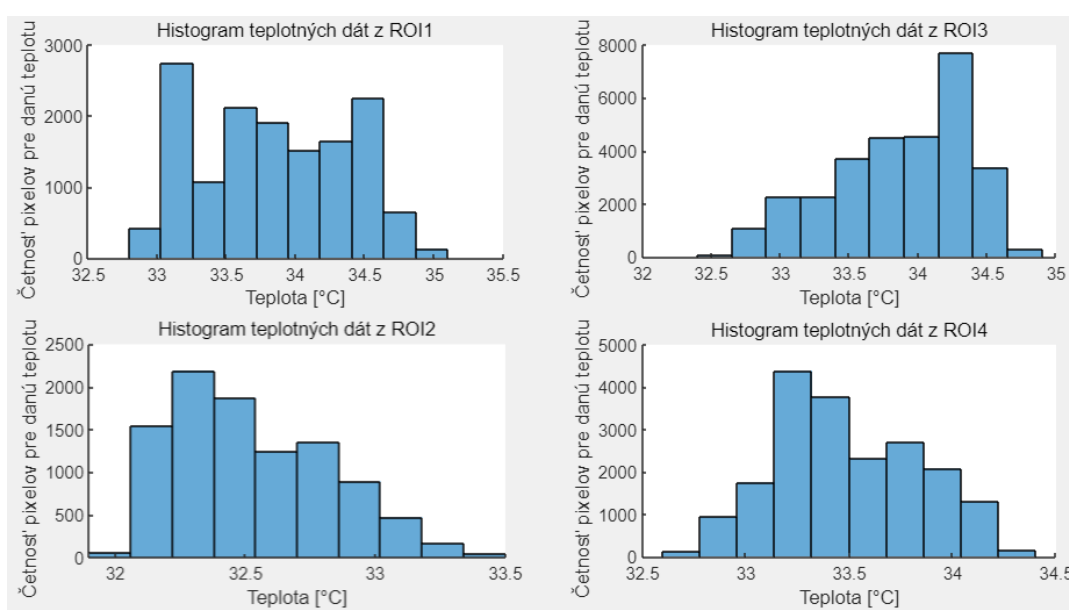
Obrázok 32 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z DK 1. probandky

Tabuľka 5 Teplotné dáta z ROI DK 2. probandky

Teplota [°C]	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4
Minimum	32,94	32,05	32,64	32,73
Maximum	34,95	33,34	34,74	34,29
Priemer	33,84	32,53	33,87	33,49
Medián	33,81	32,47	33,94	33,43



Obrázok 33 Vybrané ROI pre všeobecnú analýzu termogramu DK 2. probandky



Obrázok 34 Histogramy z jednotlivých vybraných ROI z DK 2. probandky

6.2 Výsledky zátťažovej analýzy

Výsledky tejto analýzy vyplývajú z navrhnutého experimentu, ktorý zahrňoval zátťažové cvičenie zamerané izolovane na HK a DK a ich následné snímanie pomocou termovízie v definovaných časových okamihoch. Definované časové okamihy aj ich dĺžka boli zvolené empiricky a taktiež na základe podobne orientovaného výskumu, kde sledovali vývoj povrchovej teploty 30 minút v 5 minútových rozostupoch po 10 minút trvajúcim cvičení. Do 15. minúty od ukončenia zátťaž ešte sledovali nárast povrchovej teploty [76]. Z tejto informácie sme usúdili, že v prípade nášho navrhnutého zátťažového experimentu, kde cvičenie zamerané na DK trvalo maximálne 1 minútu a cvičenie zamerané na HK maximálne 2 minúty, by mal celkový čas 15 minút stačiť pre odsledovanie teplotného vývoja od ukončenia zátťaž. Keďže v rámci hodnotenia výsledkov dochádza aj k porovnaniu medzi dominantnou a nedominantnou končatinou, je potreba uviesť, že u oboch probandiek bola dominantnou pravá strana tela.

Pri zátťažovej analýze má užívateľ možnosť vybrať si len jedno ROI na oboch končatinách, ktoré chce hodnotiť, preto bolo po konzultácií s fyzioterapeutkou vybrané toto konkrétne ROI (vid' obrázok 35), ako oblasť paže, na ktorú bol vybraný cvik zameraný – dlhú hlavu bicepsu. U DK bol ako ROI vybraný priamy stehenný sval (m.rectus femoris), opäť zaznačený na obrázku (vid' obrázok 43).

Na základe preštudovaných podobne orientovaných výskumov bol vyslovený predpoklad ako približne by mala vyzerat' termoregulačná reakcia na zátťaž a ako približne by sa malo povrchová teplota kože po zátťaži vyvíjať. Očakávaný vývoj povrchovej teploty je nasledovný. Počas krátkeho zátťažového cvičenia by malo dôjsť k určitému poklesu povrchovej teploty, pretože dochádza k redistribúcií krvi do svalov na úkor periférie. Následne je očakávaný vzostup povrchovej teploty späť ku kl'udovým hodnotám, poprípade mierne nad v snahe odvádzať v svaloch nahromadené teplo preč.

Čo sa týka porovnania reakcie povrchovej teploty kože na dominantnej a nedominantnej končatiny pri ich symetrickom zaťažení, táto problematika nebola zatiaľ úplne popísaná. Aj keď boli medzi povrchovou teplotou kože a výkonnosťnými premennými (napr. kinetickými) zaznamenané mierne vzťahy, zostáva nejasné, či asymetria povrchovej teploty kože odráža nerovnováhu svalovej sily [77].

Eventuálnym cieľom tejto štúdie bolo teda aj posúdiť, či je možné hodnotiť eventuálnu svalovú asymetriu (zistenú z anamnézy probandky) na základe tepelnej asymetrie po podrobení danej svalovej partie krátkemu záťažovému cvičeniu.

Ako už však bolo spomínané, termoregulácia je u každého veľmi individuálna pretože záleží na mnohých faktoroch a nie je možné ju vždy úplne presne definovať či predpovedať.

Vstupnou voľbou pri zobrazovaní výsledkov bol počet pixelov z ROI, ktorý sa použije na vyhodnotenie priemernej maximálnej a priemernej minimálnej teploty. Pre tu zobrazené výsledky bol empiricky stanovený počet pixelov na 100. Priemerovanie týchto teplôt bolo zvolené schválne tak, aby napríklad jedna extrémne odľahlá hodnota negatívne neovplyvnila výsledky.

Ďalším parametrom, ktorý bol špeciálne zvolený pre tieto výsledky bola v rámci teplotného vývoja zobrazovaná a v rámci asymetrie vyčísľovaná celková priemerná teplota z nakreslených ROI. Užívateľ má samozrejme možnosť vrátiť sa, pozmeniť druh vyhodnocovanej teploty alebo zmeniť počet pixelov a znovu zobrazíť získané výsledky.

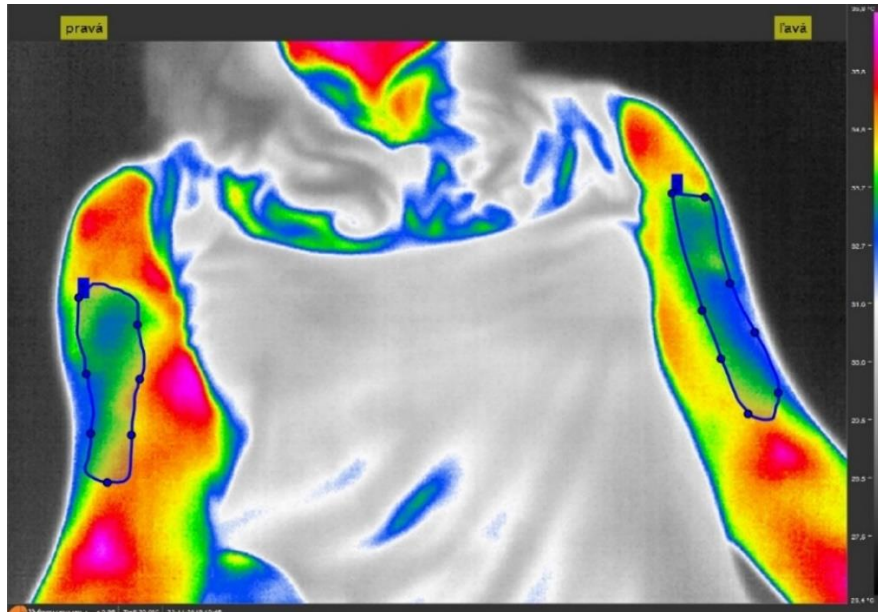
6.2.1 Výsledky záťažovej analýzy horných končatín

Na ukážku výsledkov záťažovej analýzy boli vybrané termogramy nasnímané v klúde a v okamihu 5 minút po záťaži, kde sú viditeľné teplotné zmeny. Všetky ostatné termogramy, rovnako aj všetky ostatné výstupné dáta z tejto analýzy ako tabuľky zistených teplôt, tabuľka hodnotiaca asymetriu, grafy teplotného vývoja a boxploty sa nachádzajú v prílohe tejto práce. Po konzultácii s fyzioterapeutkou bola ako hlavná ROI vybraná oblasť kože nad dlhou hlavou bicepsu.

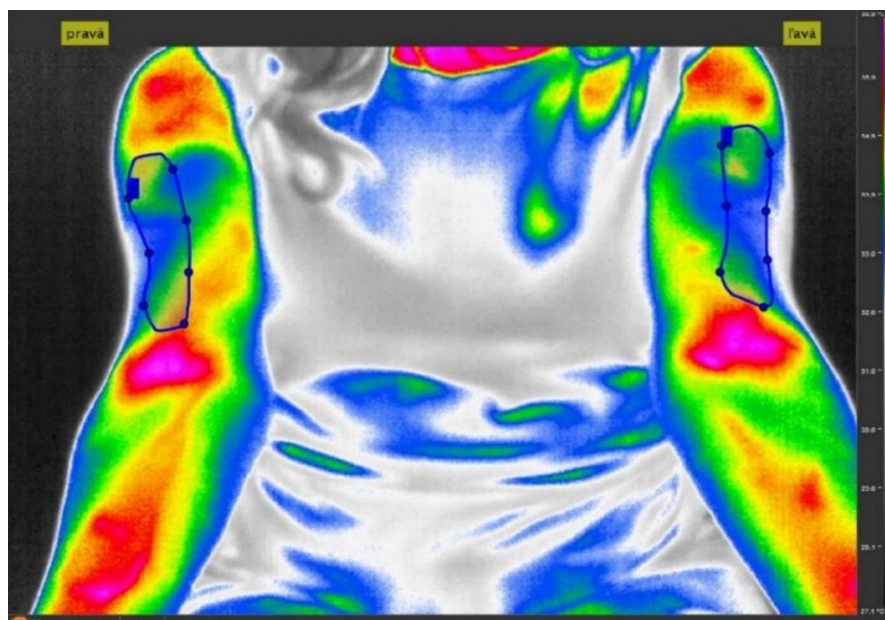
Výsledky 2.probandky

Z grafu na obrázku 38 je viditeľné, že už klúdová teplota oboch vybraných ROI u 2. probandky je mierne odlišná a dosahuje hranicu 0.7°C, ktorá sa považuje už za signifikantnú. Podrobením sa záťažovému cvičeniu sa u tejto dominantne pravorukej probandky preukázala viditeľná asymetrická teplotná reakcia medzi dominantnou a nedominantnou končatinou (ďalej už len ako DOK, NDK), vid' graf na obrázku 38 či boxplot na obrázku 37. Teplota kože nad ľavým bicepsom účinkom

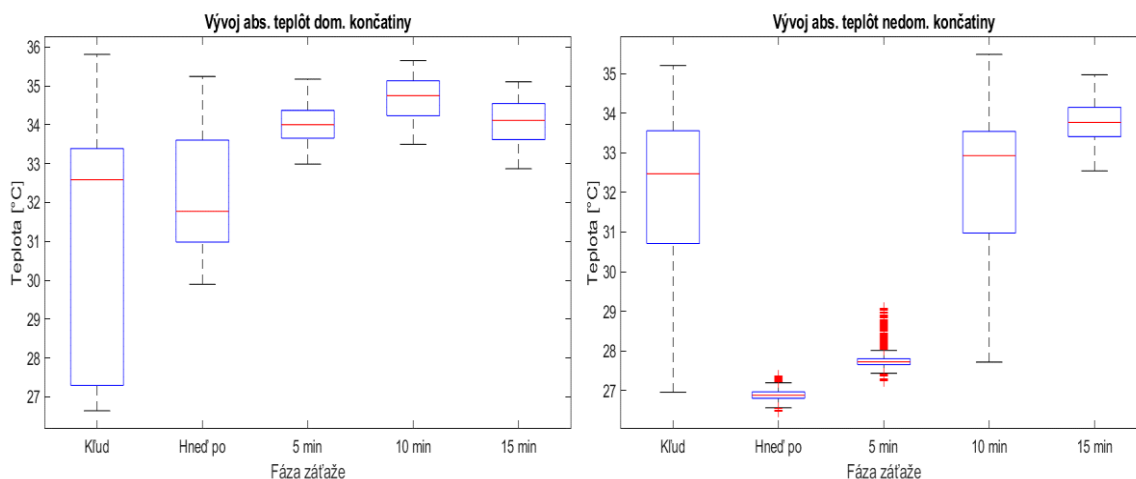
cvičenia prudko poklesla a postupne sa navracala ku kludovým hodnotám, čo je prirodzená fyziologická reakcia. Naproti tomu pokožka nad pravým dominantným bicepsom vôbec neklesla a mala v podstate do 10. minúty od ukončenia záťaže stále stúpajúcu tendenciu.



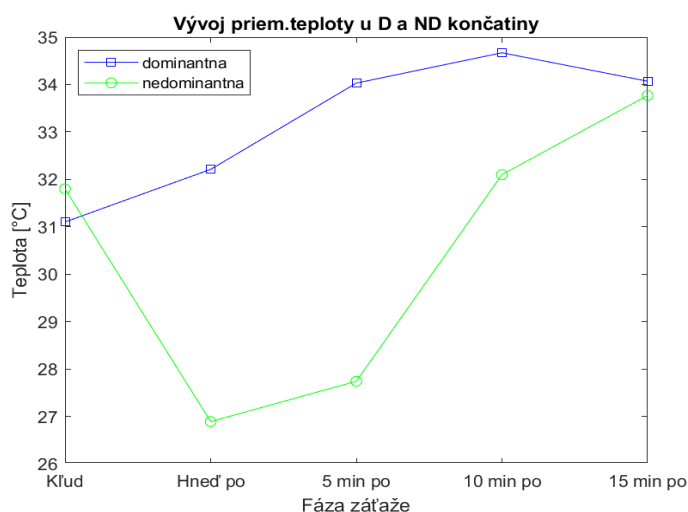
Obrázok 35 Termogram HK 2.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu v klude



Obrázok 36 Termogram HK 2.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu 5min po záťaži



Obrázok 37 Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z HK 2.probandky



Obrázok 38 Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch HK 2.probandky

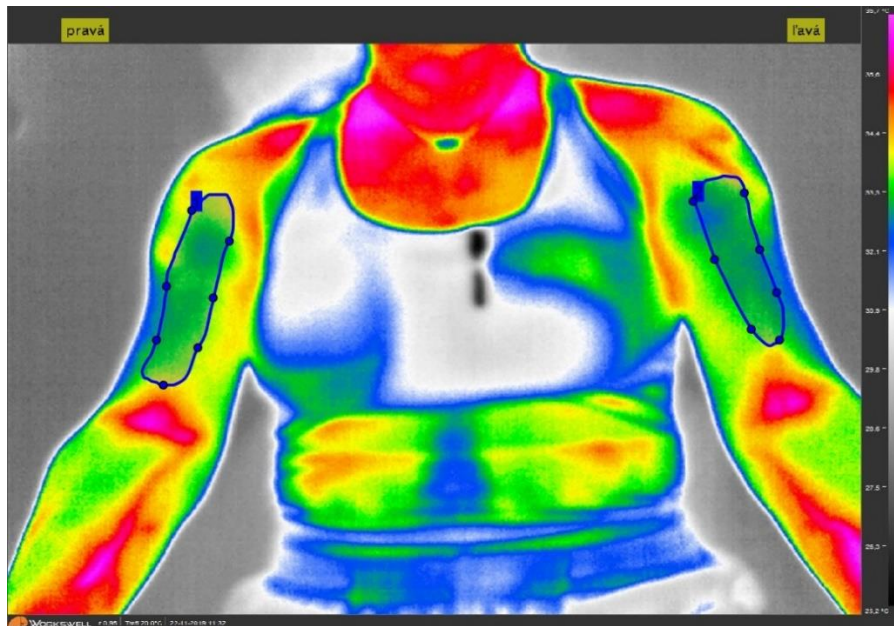
Tabuľka 6 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch HK 2. probandky

Stav	Min DOK	Min NDK	Max DOK	Max NDK	Priem DOK	Priem NDK	Med DOK	Med NDK
v kľude	26,73	27,03	35,72	35,03	31,10	31,80	32,59	32,47
hneď po	30,02	26,62	35,10	27,26	32,21	26,89	31,77	26,88
5 min	33,04	27,48	35,12	28,76	34,03	27,74	34,00	27,73
10 min	33,55	27,84	35,59	35,30	34,67	32,10	34,75	32,93
15 min	33,00	32,76	35,01	34,92	34,07	33,77	34,11	33,76

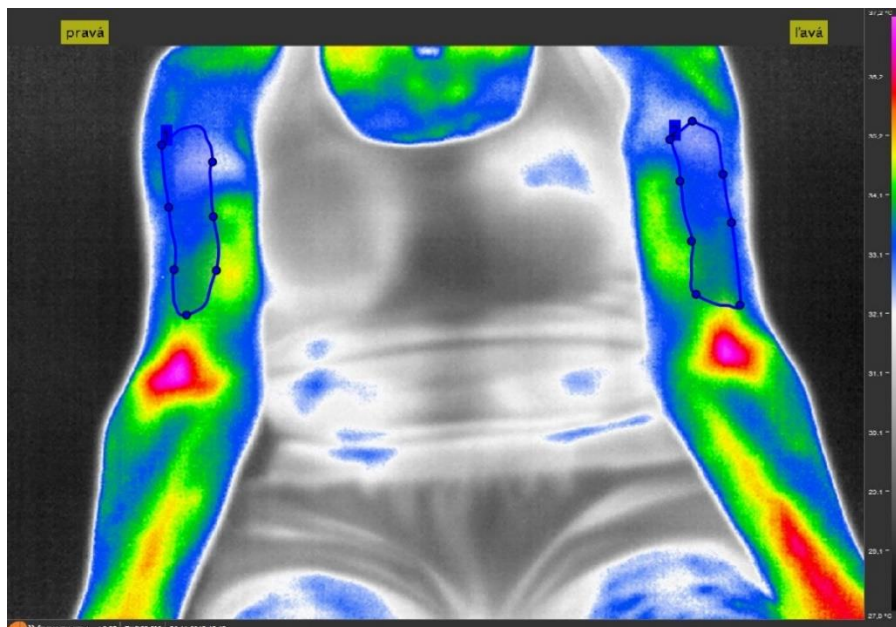
Výsledky 1. probandky

Probandka č. 1 je tiež dominantne pravorukým jedincom a u nej naopak nebola zistená kľudová teplotná asymetria v priemernej teplote. Rozdielnou však bola samotná reakcia na záťažové cvičenie, ktorá bola odlišná ako u 2. probandky. Ako je

viditeľné z grafu na obrázku 41, rozpätie teplôt v každom z meraných okamihov je oveľa uniformnejšie a nedochádza ani k veľkým zmenám v priemernej teplote. Reakcia DOK je v tomto prípade len mierne výraznejšia oproti NDK, kde po cvičení došlo k poklesu priemernej teploty povrchu kože ROI nad vybraným svalom len o približne 1°C.



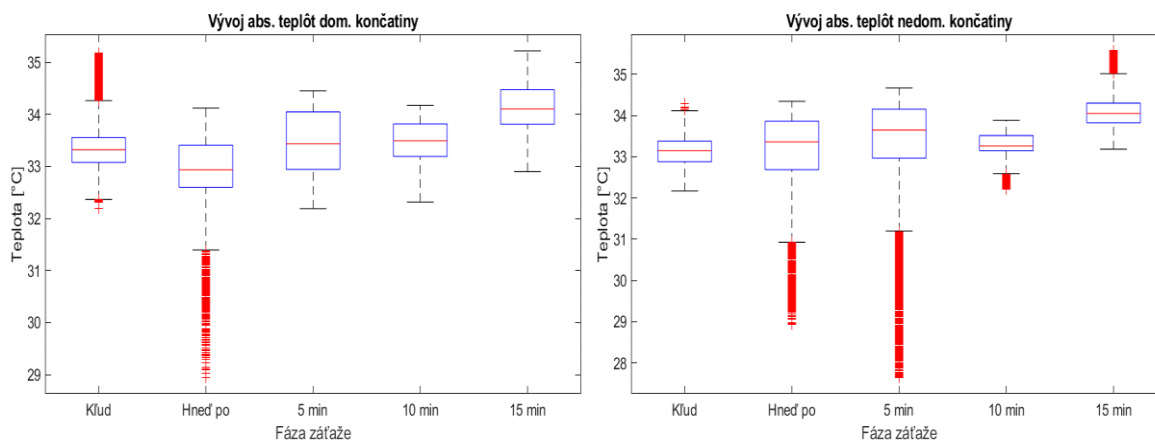
Obrázok 39 Termogram HK 1.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu v kľúde



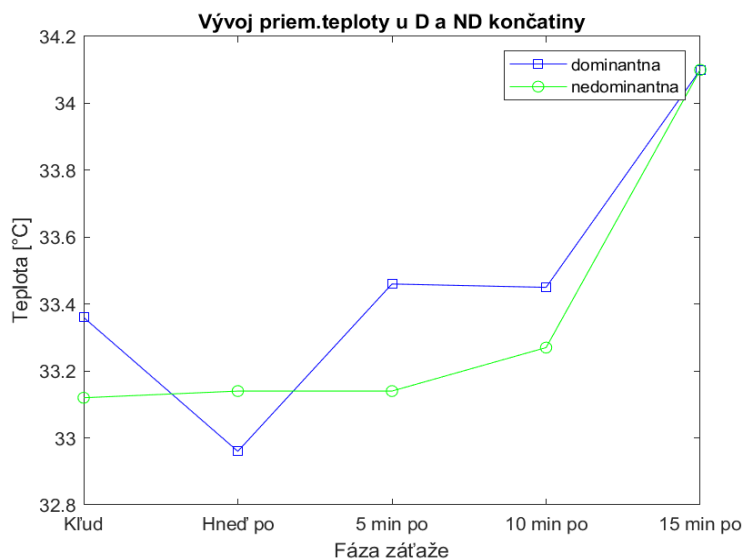
Obrázok 40 Termogram HK 1.probandky s ROI nad dlhou hlavou bicepsu 5min po zátäži

Tabuľka 7 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch HK 1. probandky

Stav	Min DOK	Min NDK	Max DOK	Max NDK	Priem DOK	Priem NDK	Med DOK	Med NDK
v klúde	32,36	32,27	35,01	34,08	33,36	33,12	33,32	33,15
hneď po	29,76	29,36	34,05	34,27	32,96	33,14	32,94	33,36
5 min	32,32	27,73	34,4	34,59	33,46	33,14	33,43	33,64
10 min	32,39	32,32	34,14	33,83	33,45	33,27	33,49	33,26
15 min	33,04	33,36	35,11	35,38	34,10	34,10	34,10	34,05



Obrázok 41 Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z HK 1. probandky



Obrázok 42 Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch HK 1. probandky

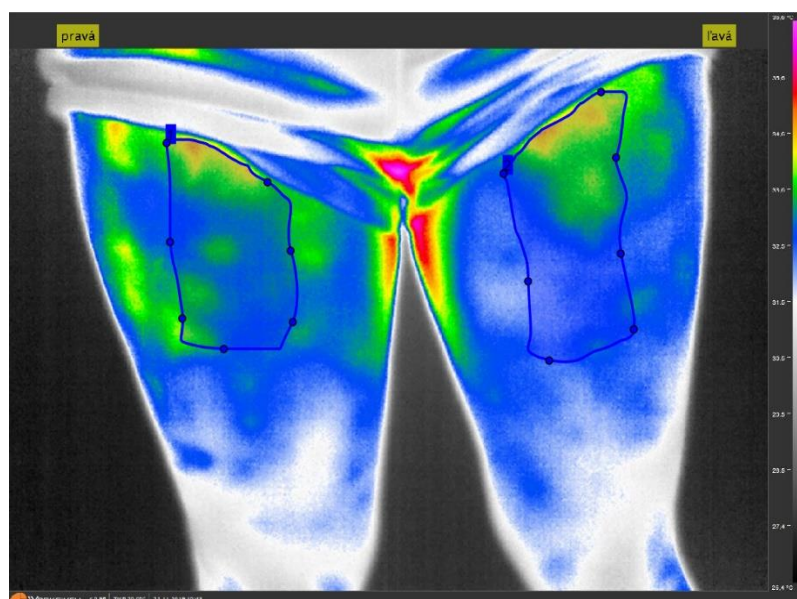
6.2.2 Výsledky záťažovej analýzy dolných končatín

Všetky vizuálne výstupy pre ich veľký počet nebolo možné zobrazit' v rámci tejto kapitoly, nachádzajú sa však v plnom rozsahu v prílohe tejto diplomovej práce. Na ukážku boli tentokrát vybrané termogramy nasnímané v klúde a v okamihu 10

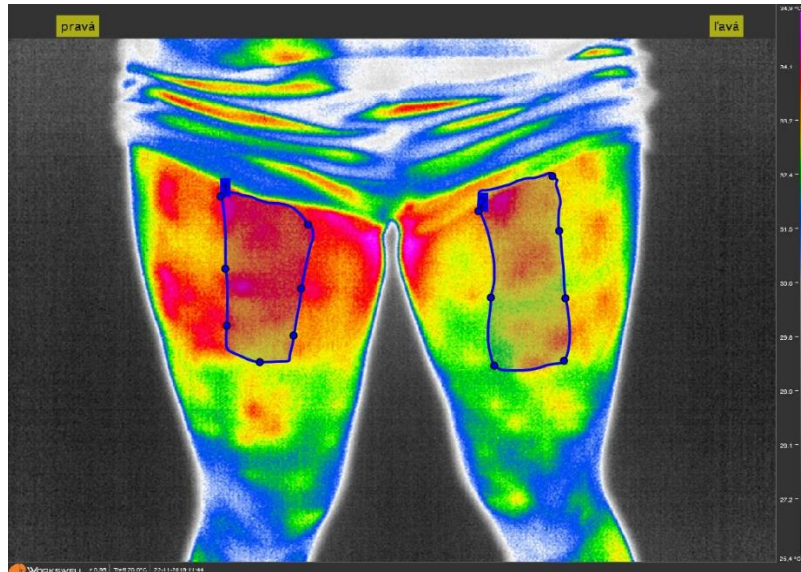
minút po záťaži, kde sú jasne viditeľné teplotné zmeny na DK a viditeľná teplotná asymetria. Ako hlavné hodnotené ROI bola po konzultácii s fyzioterapeutkou vybraná oblasť nad m. rectus femoris - priamym svalom stehna (vid' obrázok 43).

Výsledky 2. probandky

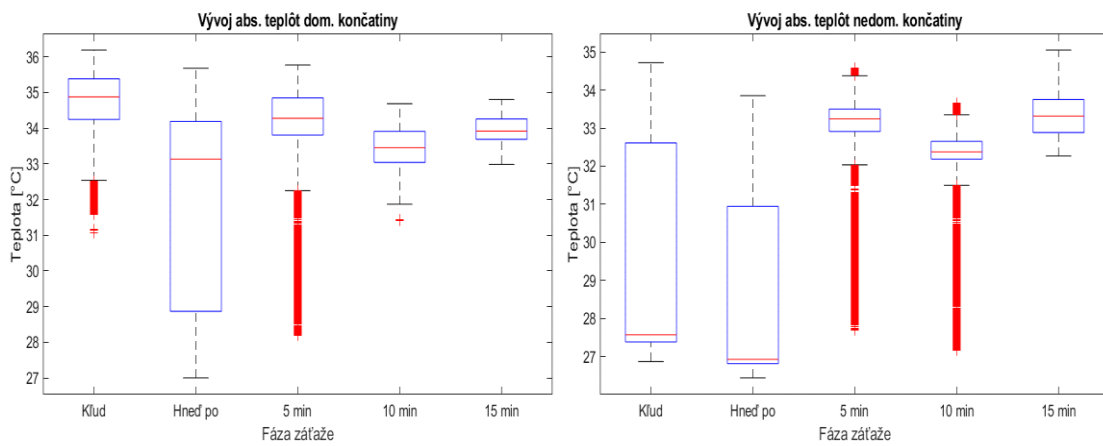
Už samotná porovnanie kludových priemerných teplôt z ROI ľavej a pravej DK preukázalo obrovskú teplotnú asymetriu dosahujúcu až 5,24°C. V tabuľke 8 však porovnaním napríklad maximálnych teplôt z ROI zistíme, že rozdiel tohto druhu teploty nie je až tak priepastný (1,63°C), ale stále je klinicky významný. Záťažové cvičenie v rámci navrhnutého experimentu ukázalo u 2. probandky hlavne vizuálne vypovedajúce výsledky. Na termogramoch je viditeľné nerovnocenné zaťaženie dolných končatín, ktoré vyplýva z anamnézy tejto probandky, ktorá mala v minulých dvoch rokoch dva krát podvrtnuté ľavé koleno. Oblasť prvého stehna je výraznejšie a hlavnej rozsiahlejšie prekrvená a prehriata, čo značí, že táto strana tela bola pri cvičení viacej využívaná ako ľavá (vid' ostatné termogramy v prílohe). Z grafu na obrázku 46 je viditeľné, že krivka časového vývoja priemernej teploty má pre obe končatiny fyziologický priebeh a podobný trend, stým rozdielom, že u DOK nastal už po 15. minútach od ukončenia záťaže v podstate návrat ku kludovým hodnotám, zatiaľ, čo povrchová teplota kože NDK zostala stále signifikantne zvýšená, čo opäť potvrdzuje fakt, že ľavá končatina tejto probandky nie je po prechádzajúcich zraneniach stále doliečená.



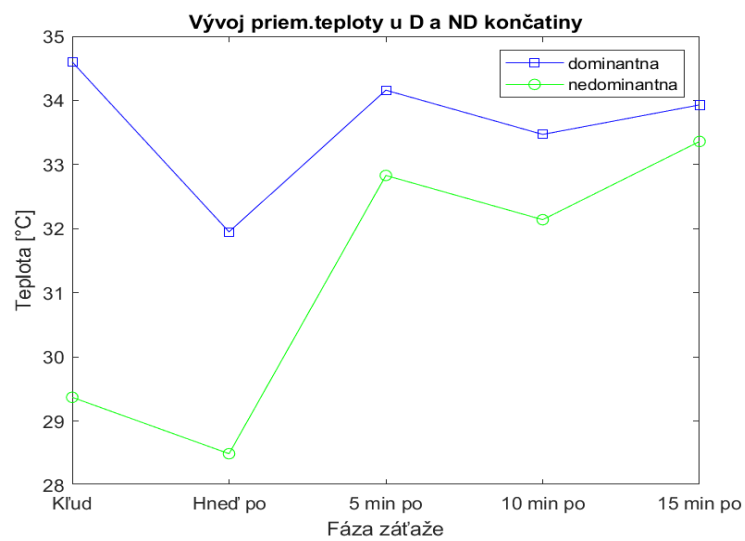
Obrázok 43 Termogram DK 2. probandky s ROI nad m. rectus femoris v klude



Obrázok 44 Termogram DK 2.probandky s ROI nad m.rectus femoris 10 min po záťaži



Obrázok 45 Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z DK 2.probandky



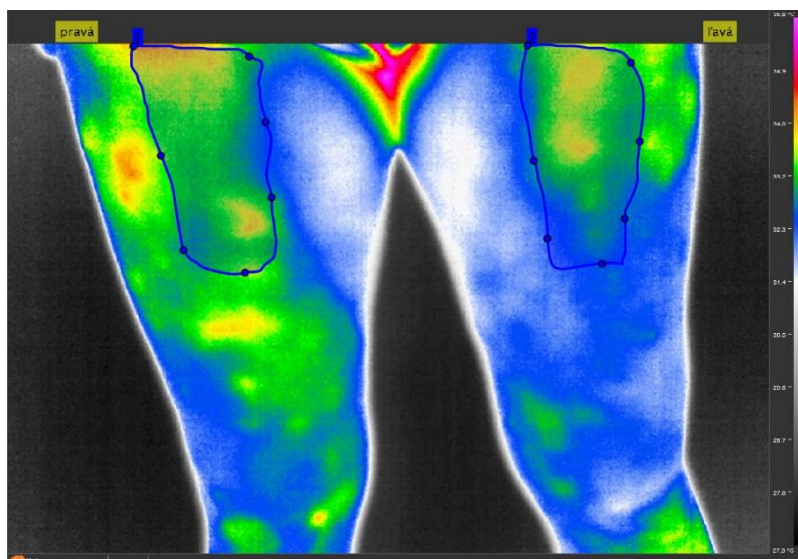
Obrázok 46 Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch DK 2.probandky

Tabuľka 8 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch DK 2. probandky

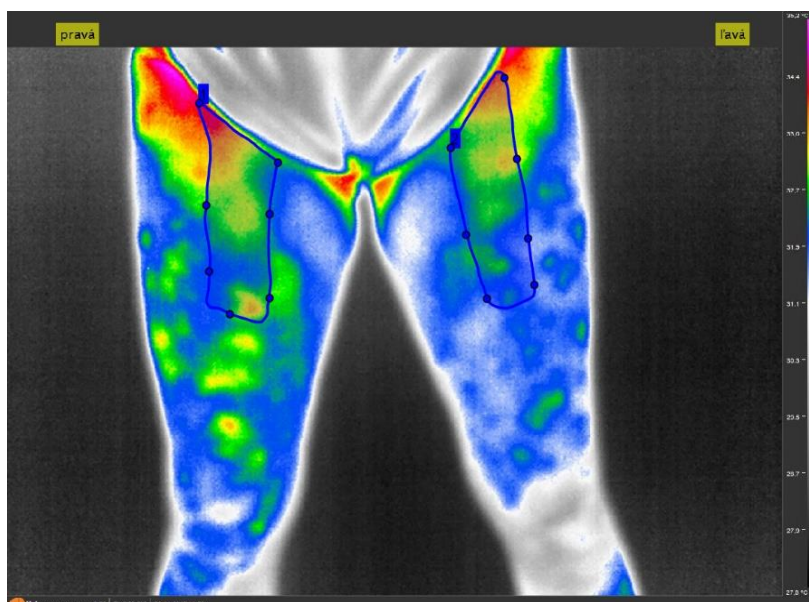
Stav	Min DOK	Min NDK	Max DOK	Max NDK	Priem DOK	Priem NDK	Med DOK	Med NDK
v klúde	31,67	27,00	36,14	34,51	34,60	29,37	34,87	27,57
hneď po	27,07	26,52	35,61	33,76	31,95	28,49	33,13	26,92
5 min	28,29	27,80	35,66	34,44	34,16	32,83	34,28	33,24
10 min	32,13	27,23	34,58	33,59	33,47	32,14	33,45	32,38
15 min	33,05	32,30	34,74	34,93	33,93	33,36	33,92	33,32

Výsledky 1.probandky

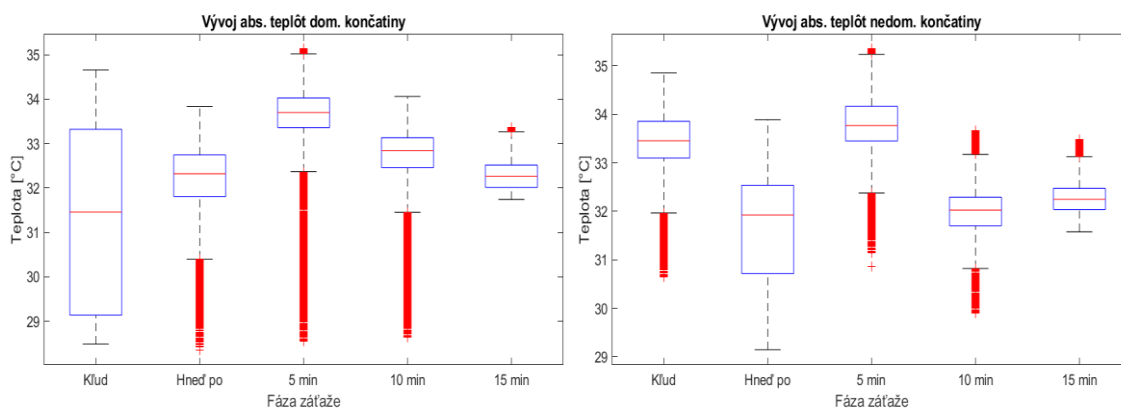
Táto dominante pravoňhá probandka mala v uplynulom roku dvakrát zranení členok, najskôr natiahnuté väzy v pravom členku a neskôr natrhnutý väz v ľavom členku. Tieto zranenia sa síce priamo netýkajú skúmanej oblasti, ale keďže pri precvičovaní záťažového cvičenia musí proband aj skákať (čo automaticky zahŕňa prácu členka), je možné že tieto zranenia mohli ovplyvniť nesymetrické zaťažovanie jednej končatiny. U probandky č.1 bola pomocou záťažového experimentu zistená zaujímavá termoregulačná reakcia, viditeľná na grafe na obrázku 50. Najsignifikantnejšia teplotná asymetria bola nameraná opäť v klúdovej fáze, teda 1.63°C. Vplyvom záťažového cvičenia došlo k opačnému pohybu povrchovej teploty tela u DOK a NDK. V prípade NDK došlo k prudkému poklesu priemernej povrchovej teploty podľa očakávania, naopak u DOK došlo k zanedbateľnému nárastu. U oboch končatín, nastal počas prvých piatich minútach od ukončenia záťaže mierny nárast povrchovej teploty, čo je v rámci termoregulácie po záťaži fyziologicky podmienené vazodilatáciou kože. Zo záveru výskumu [78] predpokladáme, že ak sa DOK berie ako tá končatina s väčšou celkovou aktiváciou, lepšou adaptáciou na záťaž, môžeme u nej očakávať menšie zmeny teploty po záťaži oproti NDK, čo sa z časti potvrdilo.



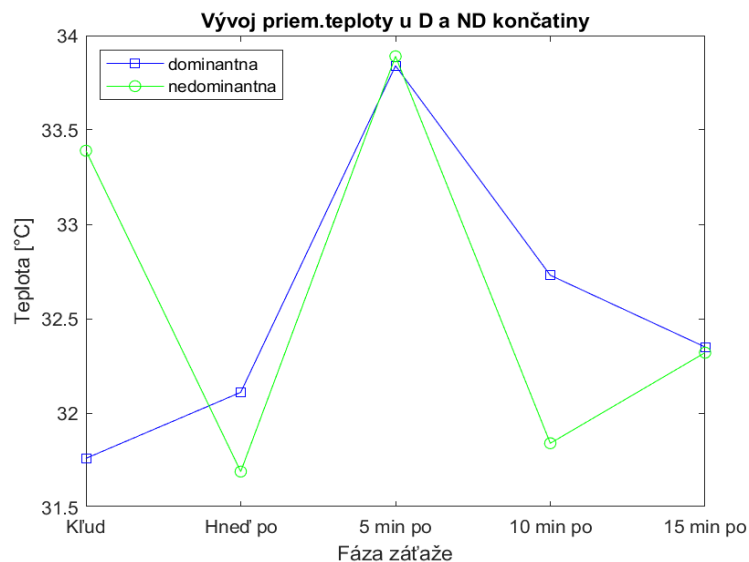
Obrázok 47 Termogram DK 1.probandky s ROI nad m.rectus femoris v klúde



Obrázok 48 Termogram DK 1.probandky s ROI nad m.rectus femoris 10 min po záťaži



Obrázok 49 Boxploty časového vývoja teplôt z ROI z oboch DK 1.probandky



Obrázok 50 Časový vývoj priemernej teploty z ROI u oboch DK 1.probandky

Tabuľka 9 Časový vývoj vyhodnotených teplôt z ROI oboch DK 1. probandky

Stav	Min DOK	Min NDK	Max DOK	Max NDK	Priem DOK	Priem NDK	Med DOK	Med NDK
v kľude	28,63	30,80	34,62	34,79	31,76	33,39	32,26	33,54
hneď po	28,68	29,23	33,75	33,74	32,11	31,69	32,32	31,92
5 min	32,77	31,43	34,95	35,28	33,84	33,89	33,74	33,88
10 min	29,39	29,98	33,92	33,53	32,73	31,84	32,83	32,01
15 min	31,77	31,66	33,29	33,41	32,35	32,32	32,32	32,27

Eventuálne iné výsledky by bolo možné získať po výbere iného ROI, teoreticky väčšieho počtu priemerovaných pixelov, či po výbere iného druhu hlavnej hodnotenej teploty. Pri väčšej skupine probandov a existencií kontrolnej skupiny by bolo eventuálne možné vyhodnotiť teoretické rozdiely v termoregulácií nie len medzi mužmi a ženami či športovcami a nešportovcami, ale najmä rozdiely v termoregulácií medzi dominantnou a nedominatnou končatinou, ktoré zatiaľ neboli dostatočne popísané. Na skupine 2 probandov však nie je možné postaviť štatistickú analýzu, či nejaké ucelené tvrdenia, ktoré by potvrdzovali alebo vyvracali závery s podobne orientovaných štúdií. Zobrazené výsledky slúžili najmä na otestovanie vytvorenej aplikácie a jej častí.

7 DISKUSIA

Kľúčovým bodom tejto práce bolo navrhnúť spôsob analýzy získaných dát z navrhnutého záťažového experimentu. V programovom prostredí MATLAB® R2019b, konkrétne v jeho časti App Designer bola k tomu účelu vytvorená aplikácia analyzujúca získané termogramy so zameraním na užívateľskú voľbu oblasti záujmu (ROI). Tvarovo je výber ROI neobmedzený vďaka funkcií umožňujúcej kreslenie ako keby voľnou rukou, ktorá taktiež následne umožňuje dodatočné pozičné či tvarové úpravy. Aplikácia pozostáva z dvoch hlavných druhov analýz a to všeobecnej a špecializovanej záťažovej.

V rámci tejto štúdie sme sa rozhodli zamerať na zmeny povrchovej teploty tela horných a dolných končatín spôsobených krátkodobou, intenzívnou záťažou. Zmeny boli sledované priamo nad precvičovanou oblasťou, v časovom slede 15 minút po záťaži. To je aspekt, v ktorom sa tento výskum líši od ostatných, pretože väčšina uskutočnených štúdií sledovala zmeny teploty tela v priebehu záťaže, resp. merali teplotu aj nad inou, nie len nad precvičovanou oblasťou. Časový horizont sledovania teploty až 15 minút po záťaži bol zvolený empiricky a taktiež na základe podobnej štúdie, ktorá sa uskutočnila na Masarykovej Univerzite [76].

Pre tento výskum boli vybrané štyri skupiny jedincov, ktoré mali prejsť vzájomným porovnaním, a to: ženy a muži, ktorí nešportujú a ženy a muži, ktorí aktívne športujú. Porovnávané mali byť aj pohlavia medzi sebou navzájom, ale hlavne športujúci a nešportujúci jedinci, kde sme očakávali signifikantnejšiu odlišnosť povrchových teplôt. Okrem toho sa na končatinách rozlišuje a hodnotí dominantná a nedominantná strana, kde bola tiež predpokladaná určitá neekvivalentná teplotná reakcia na záťaž.

Experimentu sa podrobili len dve probandky, športovkyne (hráčky amerického futbalu). Na tak malom počte nie je samozrejme možné postaviť štatistickú analýzu. Získané výsledky boli okomentované v predchádzajúcej kapitole. V nasledujúcich odstavcoch budú opísané možného využitia termovízie, navrhnutého záťažového experimentu a vytvoreného programu v športovom lekárstve.

V spolupráci s fyzioterapeutkou a kondičným trénerom boli vybrané konkrétne ROI na horných a dolných končatinách s ohľadom na zvolené záťažové cvičenia.

Obom probandkám boli položené otázky na ich anamnézu, hlavne čo sa týkalo predchádzajúcich či momentálnych zdravotných problémov, ktoré ich mohli eventuálne limitovať pri pohybe. Napríklad v prípade 2. probandky išlo o dvojnásobné podvrtnutie ľavého kolena v rozmedzí dvoch uplynulých rokov, ktoré stále úplne nedoliečila. U 1. probandky boli naopak problémový ľavý členok, v ktorom si minulý rok pretrhala väzy. Všetky tieto fakty mohli eventuálne predurčovať nesymetrické zaťaženie dolných končatín pri vykonávaní záťažových cvičení.

Cieľom tejto štúdie malo byť okrem iného aj posúdiť, či je možné hodnotiť eventuálnu svalovú asymetriu na základe tepelnej asymetrie po podrobení danej svalovej partie krátkemu záťažovému cvičeniu. Táto hypotéza, nebola zatiaľ plne potvrdená alebo vyvrátená (viď výskumy [77] [78] [79]) a preto by bolo potrebné uskutočniť ďalšie štúdie na túto tému.

Ak by sme brali v úvahu eventuálnu koreláciu medzi predchádzajúcimi zraneniami, zlým postavením tela z pohľadu fyzioterapeuta, či napríklad svalovou silou (nehodnotnou v rámci tejto štúdie) a teplotnou asymetriou, bol pomocou tohto záťažového experimentu a vytvorenej aplikácie zistený zaujímavý výsledok. Záťažové cvičenie v rámci navrhnutého experimentu ukázalo u 2. probandky už na termogramoch nerovnocenné zaťaženie dolných končatín, ktoré vyplýva z anamnézy tejto probandky. Zranenie ľavého kolena spôsobilo, že táto probandka pri cvičení viacej zaťažovala zdravú, pravú končatinu čo sa jednoznačne preukázalo na zvýšenom prekrvení a povrchovej teplote tejto končatiny. Z teórie je známe, že teplotná asymetria nad $0,7^{\circ}\text{C}$ môže signalizovať prítomnosť zápalového procesu či miestnej disfunkcie. To potvrdila aj samotná záťažová analýza z vybraných ROI dolných končatín.

Vizuálne aj číselné výsledky z tejto analýzy je možné následne použiť v rámci terapie s cieľom vyrovnať nerovnocenné zaťaženie medzi končatinami. Ďalším možným praktickým využitím termovízie a aj tejto aplikácie (jej záťažovej analýzy) je hodnotenie výkonnosti športovcov ako doplnková metóda popri ergospiometrií na ambulanciách športovej medicíny. Okrem doktorov by túto aplikáciu mohli

využiť kondiční tréneri ako prostriedok pre hodnotenie fyzickej či svalovej kondície svojich zverencov. Po našej spoločnej konzultácii aj sama fyzioterapeutka, s ktorou som spolupracovala, zvažovala zakúpenie termovízie v dostupnej cenovej kategórii do ich ambulancie. Ako sama tvrdila a ako vyplýva z hlavných výhod termovízie, jej neinvazívnosť a taktiež rýchla a pomerne jednoduchá dostupnosť výsledkov či už číselných alebo vizuálnych môže výrazne dopomôcť fyzioterapeutom jednoduchšie a rýchlejšie odhaliť napríklad zápalové procesy v tele poprípade sledovať úspešný vývoj nastavenej terapie.

Okrem spomenutého by táto aplikácia našla využitie aj na Biofyzikálnom ústave LF MU v Brne (sprostredkovateľ termovíznej techniky pre uskutočnené meranie), kde aktívne pracujú s termovíziou a uskutočnili už nie jednu štúdiu počas ktorej túto zobrazovaciu techniku využívali (viď štúdie [80] a [81]).

8 ZÁVER

Každé teleso na Zemi, ktorého teplota je vyššia ako absolútna nula vyžaruje do svojho okolia ľudským okom neviditeľné infračervené žiarenie, ktoré je možné snímať a zobrazovať pomocou na to špecializovanej termovíznej techniky. Táto zobrazovacia metóda dokáže bezkontaktne merať teplotu, čoho je využívané naprieč rôznymi odvetvami priemyslu a svoje uplatnenie našla aj v rôznych oblastiach zdravotníctva. Pre túto prácu je najzaujímavejšou oblasť športového lekárstva, kde sa termovízia používa na meranie povrchovej teploty kože pacientov. Snímky napríklad vybraných svalových partií môžu slúžiť ako doplnková metóda pri hodnotení kondičného stavu jedincov, pri uľahčovaní či spresňovaní diagnostikovania zranení alebo napomôcť pri sledovaní nastavenej liečebnej terapie.

V teoretickej časti tejto diplomovej práce sú vypracované literárne rešerše na tému infračervenej termografie, fyziológie záťaže, zmien povrchovej teploty a termoregulácie najmä v súvislosti so záťažou.

Praktická časť tejto práce pozostáva z dvoch častí. Prvou časťou a zároveň hlavným cieľom tejto práce bolo navrhnuť a naprogramovať aplikáciu pre analýzu termografických snímok so zameraním na užívateľskú voľbu ROI. A v druhej časti následne otestovať tento program na termogramoch, ktoré boli získané ako výsledok empirického záťažového experimentu, ktorému boli podrobené len dve probandky, športovkyne (hráčky amerického futbalu). Dôvodom tak malého počtu vstupných dát bola už spomínaná situácia v ČR ohľadom COVID-19, počas ktorej nebolo možné uskutočniť naplánované kontaktné merania ďalších skupín probandov. Záťažový experiment pozostával z dvoch cvikov zameraných na horné a separátne dolné končatiny. Termogramy boli snímané v kľude, ihneď po záťaži a následne v čase 5, 10 a 15 minút po záťaži.

Aplikácia bola vytvorená v programe MATLAB App Designer a následne skompilovaná na desktopovú verziu, tak aby mohla byť prístupná aj užívateľom, ktorí nemajú voľný prístup k MATLAB®. Obe verzie boli nahrané na GitHub odkiaľ sú voľne dostupné k stiahnutiu (link sa nachádza v prílohe). Vytvorená desktopová aplikácia ponúka jednak kartu so záťažovou analýzou vyplývajúcou z navrhnutého záťažového experimentu, v ktorej môže užívateľ hodnotiť časový vývoj teplôt

vybraných ROI z 2-5 termogramov a taktiež posudzovať eventuálnu asymetriu medzi končatinami. A jednak obsahuje kartu umožňujúcu všeobecnú analýzu vybraných ROI z jedného termogramu.

Cieľom tejto štúdie bolo okrem iného aj posúdiť, či je možné hodnotiť eventuálnu svalovú asymetriu na základe tepelnej asymetrie po podrobení danej svalovej partie krátkemu záťažovému cvičeniu. Najzaujímavejším výstupom z tohto experimentu sú snímky dolných končatín 2. probandky, ktorá mala podľa zistenej anamnézy dvojnásobne zranené ľavé koleno v dvoch predchádzajúcich rokoch. Aj napriek tomu, že tvrdila, že ju tieto zranenia v behu neobmedzujú, bolo na termogramoch aj vo výsledkoch testujúcich asymetriu po záťaži očividné, že pri cvičení stále viac preťažuje pravú končatinu na úkor slabšej ľavej. Experimentu sa však podrobili len dve probandky, a z tak malého počtu výstupných dát nie je možné vytvárať nejaké presné závery.

Náš prístup s voľbou viacerých ROI, resp. s voľbou jedného konkrétneho ROI bol ukážkou možnej varianty prístupu a bol zvolený schválne pre ukázanie praktického prístupu eventuálneho reálneho užívateľa, v tomto prípade po konzultácií s fyzioterapeutkou.

Tieto informácie získané pomocou termovízie a vyhodnotené pomocou naprogramovanej aplikácie z navrhnutého záťažového experimentu, môžu byť využité napr. fyzioterapeutom alebo kondičným trénerom pri hodnotení stavu vlastných pacientov, či ešte lepšie pre hodnotenie úspešného vývoja terapie napríklad pri kompenzácií spomenutého preťažovania jednej končatiny. Podmienkou je samozrejme vlastníctvo termokamery, čo nie je v dobe kedy existujú cenovo dostupné termovízie aj pre mobilné telefóny alebo telefóny so zabudovanou veľký problém.

Literatúra

- [1] Introduction to IR (Part 1): The physics behind thermal imaging. *Opgal* [online]. Opgal Optronic Industries Ltd, 2018 [cit. 2019-09-26]. Dostupné z: <https://www.opgal.com/blog/thermal-cameras/the-physics-behind-thermal-imaging>
- [2] VOLLMER, Michael a Klaus-Peter MÖLLMANN. Teaching physics and understanding infrared thermal imaging. *14th Conference on Education and Training in Optics and Photonics: ETOP 2017* [online]. SPIE, 2017, 33-44 [cit. 2019-09-26]. DOI: 10.1117/12.2266142. Dostupné z: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10452/2266142/Teaching-physics-and-understanding-infrared-thermal-imaging/10.1117/12.2266142.full>
- [3] BYRNES, J. S. *Unexploded ordnance detection and mitigation*. London: Springer in cooperation with NATO Public Diplomacy Division, 2009. ISBN 978-1-4020-9251-0
- [4] HENDERSON, Roy. *Wavelength considerations* [online]. Instituts für Umform und Hochleistungs. [cit. 2019-09-26]. Dostupné z: https://web.archive.org/web/20071028072110/http://info.tuwien.ac.at/ifl/safety/section1/1_1_1.htm
- [5] SMITAL, Lukáš a Martin KRÁLIK. *Měření teploty* [cit. 2019-09-27]. Brno: Ústav Biomedicínského Inženýrství, FEKT, Vysoké učení technické v Brně, 2014. Prezentácia.
- [6] Intro to IR (Part 2): Cooled vs. uncooled cameras, sensitivity, resolution, frame rate. *Opgal* [online]. Opgal Optronic Industries Ltd, 2018 [cit. 2019-09-27]. Dostupné z: <https://www.opgal.com/blog/thermal-cameras/intro-to-ir-part-2-cooled-vs-uncooled-cameras-sensitivity-resolution-frame-rate/>

- [7] Infrared Thermography – Physical Basics. *Infratec-infrared* [online]. Los Angeles: InfraTec infrared LLC, 2019 [cit. 2019-09-28]. Dostupné z: <https://www.infratec-infrared.com/thermography/service-support/glossary/theory/>
- [8] STAFFA, E. Bezkontaktní termografie dolních končetin. Brno: Masarykova Univerzita. Lékařská fakulta. Biofyzikální ústav. 2015. 94 s. Školitelé dizertačné práce Mgr. Daniel Vlk, CSc. a MUDr. Robert Vlachovský, PhD.
- [9] VAVRIČKA, Roman. Termovizní zobrazovací systémy. *VVI* [online]. Společnost pro techniku prostředí, 2004, **3**, 120-124 [cit. 2019-09-30]. ISSN 1210-1389. Dostupné z: <http://www.stpcr.cz/cz/cislo-3-2004>
- [10] MÉZL, Martin. *Infrazobrazovací systémy* [cit. 2019-09-30]. Brno: Ústav Biomedicínského Inženýrství, FEKT, Vysoké učení technické v Brně, 2019. Prezentácia.
- [11] HUŠEK, Miloš. Princip bezdotykového měření teploty. *Qtest* [online]. Nový Bydžov: QTEST, 2014 [cit. 2019-09-30]. Dostupné z: <http://www.qtest.cz/bezdotykoveteplomery/bezdotykoveteplomeri-teploty.htm>
- [12] BABB, David. The four laws of radiation. *Learning weather* [online]. Department of Meteorology, The Pennsylvania State University, 2019. [cit. 2019-09-30]. Dostupné z: <https://learningweather.psu.edu/node/18>
- [13] REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. AUSSIG, Záření absolutně černého tělesa. *Encyklopedie fyziky* [online]. 2011. [cit. 2019-10-02]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/538-zareni-absolutne-cerneho-telesa>

- [14] DOMINIK, D. Faktory ovlivňující přesnost měření teploty pomocí infračervené termografie v medicíně. Brno: Masarykova Univerzita. Přírodovědecká fakulta. Biofyzikální ústav. 2018. 48 s. Vedoucí práce: Mgr. Erik Staffa, Ph.D.
- [15] Konstrukce termokamery. *Termokamera.cz* [online]. Praha: Centrum termografie, 2016 [cit. 2019-10-03]. Dostupné z: <http://www.termokamera.cz/princip-a-funkce/konstrukce-termokamery/>
- [16] KADLEC, K. Teoretické základy bezdotykového měření teploty. *Automa* [online]. Praha, 2014, 4, [cit. 2019-10-03] ISSN 1210-9592. Dostupné z: http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/52626.pdf
- [17] PEKAŘSKÁ, Veronika. *Multimediální učebnice konvenčních zobrazovacích přístrojů - IR*. [online]. Praha: České vysoké učení technické v Praze. Prezentácia. [cit. 2019-10-05]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/3443487/>
- [18] DOMKE, K. a A. ODON. Thermo-electric model of a pyroelectric detector. SUNDEN, B., C. A. BREBBIA a D. POLJAK. *Advanced Computational Methods and Experiments in Heat Transfer XII* [online]. WIT Press, 2012, s.261-269 [cit. 2019-10-05]. DOI: 10.2495/HT120221. ISBN 978-1-84564-602-8. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/267475519_Thermo-electric_model_of_a_pyroelectric_detector
- [19] Intro to IR (Part 5): Lens. *Opgal* [online]. Opgal Optronics Industries Ltd, 2018 [cit. 2019-10-06]. Dostupné z: <https://www.opgal.com/blog/thermal-cameras/intro-to-ir-part-5-lens/>
- [20] Jak správně vybrat termokameru. *Soselectronic* [online]. Brno: SOS electronic, 2008, [cit. 2019-10-07]. Dostupné z: <https://www.soselectronic.cz/articles/no-name/jak-spravne-vybrat-termokameru-2148>

- [21] Intro to IR (Part 4): Optics. *Opgal* [online]. Opgal Optronic Industries Ltd, 2018 [cit. 2019-10-07]. Dostupné z: <https://www.opgal.com/blog/thermal-cameras/intro-to-ir-part-4-optics/>
- [22] TATTERSALL, GJ. Infrared thermography: A non-invasive window into thermal physiology. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology* [online]. 2016, **202**, 79-98 [cit. 2019-10-08]. ISSN 1095-6433. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26945597>
- [23] Průvodce termografií. *Testo* [online]. Praha: Testo s.r.o; 2015 [cit. 2019-10-08]. Dostupné z: <https://www.termokamery-testo.cz/prirucka-termografie/>
- [24] What is NETD in a Thermal Camera? *MoviTHERM* [online]. Irvine: MoviTherm, 2018 [cit. 2019-10-08]. Dostupné z: <https://movitherm.com/knowledgebase/netd-thermal-camera/>
- [25] Intro to IR (Part 3): Sensitivity, resolution and frame rate. *Opgal* [online]. Opgal Optronic Industries Ltd, 2018 [cit. 2019-10-09]. Dostupné z: <https://www.opgal.com/blog/thermal-cameras/intro-to-ir-part-3-sensitivity-resolution-and-frame-rate/>
- [26] The Convergence of Mobile Technology and Thermal Imaging. *Opgal* [online]. Opgal Optronic Industries Ltd, 2016 [cit. 2019-10-10]. Dostupné z: <https://www.opgal.com/blog/mobile/convergence-mobile-technology-thermal-imaging/>
- [27] Pro-grade thermal camera for smartphone FLIR One Pro. *Flir* [online]. FLIR® Systems, 2017 [cit. 2019-10-10]. Dostupné z: <https://www.flir.eu/products/flir-one-pro/>
- [28] KANAZAWA, T., G. NAKAGAMI, T. GOTO, et al. Use of smartphone attached mobile thermography assessing subclinical inflammation: a pilot study. *Journal of Wound Care* [online]. 2016, **25**(4), 177-182 [cit. 2019-10-10].

DOI: 10.12968/jowc.2016.25.4.177. ISSN 0969-0700. Dostupné z:
<https://www.magonlinelibrary.com/doi/abs/10.12968/jowc.2016.25.4.177>

[29] RING, E.F.J. a Kurt AMMER. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiological Measurement* [online]. 2012, **33**(3), R33-R46 [cit. 2019-10-15]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/R33. ISSN 0967-3334. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/221866446_Infrared_thermal_imaging_in_medicine

[30] ARFAOUI, Ahlem, Guillaume POLIDORI, Redha TAIAR a Catalin POP. Infrared Thermography in Sports Activity. *Infrared Thermography* [online]. InTech, 2012 [cit. 2019-10-15]. DOI: 10.5772/30268. ISBN 978-953-51-0242-7. Dostupné z:
<https://www.intechopen.com/books/infrared-thermography/infrared-thermography-in-sports-activity>

[31] SELADI-SCHULMAN, Jill. What Are the Different Types of Rheumatic Diseases? *Healthline* [online]. 2019 [cit. 2019-10-16]. Dostupné z:
<https://www.healthline.com/health/rheumatic-diseases>

[32] RING, EF. Thermography and rheumatic diseases. *Bibliotheca radiologica* [online]. 1975, **6**, 97-106 [cit. 2019-10-16]. ISSN 0067-8155. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/170907>

[33] KRUŽLIAK, Peter, Jana BENKOVIČOVÁ a Ján ŠLAPÁK. Antiangiogénna terapia v onkológii. *Onkologie* [online]. Solen, 2010, **4**(1), 40-42 [cit. 2019-10-17]. ISSN 1803-5345. Dostupné z:
https://www.solen.cz/artkey/xon-201001-0009_Antiangiogenna_terapia_v_onkologii.php

[34] LAHIRI, B.B., S. BAGAVATHIAPPAN, T. JAYAKUMAR a John PHILIP. Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics & Technology* [online]. 2012, **55**(4), 221-235 [cit. 2019-10-18]. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.03.007. ISSN 13504495. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350449512000308?via%3Dihub>

- [35] PIŤHOVÁ, P. Syndrom diabetické nohy – závažná komplikace diabetes mellitus. *Česká akademie dermatovenerologie* [online]. Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, 2012, **2**(3), 161-167 [cit. 2019-10-18]. ISSN 1805-448X. Dostupné z: <http://www.dermanet.eu/files/periodika/ceska-dermatovenerologie/cdv-2012-03.pdf#page=25>
- [36] SAGAI DACHNYI, A A, A V FOMIN, D A USANOV a A V SKRIPAL. Thermography-based blood flow imaging in human skin of the hands and feet: a spectral filtering approach. *Physiological Measurement* [online]. 2017, **38**(2), 272-288 [cit. 2019-10-20]. DOI: 10.1088/1361-6579/aa4eaf. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6579/aa4eaf>
- [37] CARDONE, Daniela a Arcangelo MERLA. New Frontiers for Applications of Thermal Infrared Imaging Devices: Computational Psychophysiology in the Neurosciences. *Sensors* [online]. 2017, **17**(5) [cit. 2019-10-20]. DOI: 10.3390/s17051042. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5469647/>
- [38] HARDIN, Winn. Thermal Imaging to Diagnose Disease. *Visiononline.org* [online]. Michigan: AIA, 2018 [cit. 2019-10-22]. Dostupné z: https://www.visiononline.org/vision-resources-details.cfm/vision-resources/Thermal-Imaging-to-Diagnose-Disease/content_id/6938
- [39] ČOH, Milan a Brane ŠIROK. Use of the thermovision method in sport training. *Facta Universitatis: Physical Education and Sport* [online]. University of Niš, 2007, **5**(1), 85-94 [cit. 2019-10-22]. ISSN 2406-0496. Dostupné z: <http://facta.junis.ni.ac.rs/pe/pe200701/pe200701-09.pdf>
- [40] KORMAN, Pawel, Jacek ZIELIŃSKI, Krzysztof KUSY a Anna STRABURZYŃSKA-LUPA. Possible uses of infrared thermography in sport. *Trends in Sport Sciences* [online]. Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu, 2016, **2**(23), 57-62 [cit. 2019-10-22]. ISSN 2391-436X. Dostupné z:

http://tss.awf.poznan.pl/files/2016/vol%2023%20no%202/1_Korman_TSS_2016_22357-62.pdf

- [41] HILDEBRANDT, Carolin, Christian RASCHNER a Kurt AMMER. An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. *Sensors* [online]. 2010, **10**(5), 4700-4715 [cit. 2019-10-25]. DOI: 10.3390/s100504700. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/10/5/4700>
- [42] BANDEIRA, Fabio, Marcos Antônio MUNIZ DE MOURA, Mauren ABREU DE SOUZA, Percy NOHAMA a Eduardo BORBA NEVES. Can thermography aid in the diagnosis of muscle injuries in soccer athletes? *Rev Bras Med Esporte* [online]. 2012, **18**(4), 246-251 [cit. 2019-10-25]. ISSN 1517-8692. Dostupné z: https://pdfs.semanticscholar.org/921f/ae89c4992d260aa389ae617242eb1113dd5d.pdf?_ga=2.200452520.788540566.1577103458-1919901084.1577103458
- [43] VOHÁŇKA, Stanislav. Zvýšená hladina kreatinkinázy. *Interní medicína pro praxi* [online]. Olomouc: Solen s.r.o., 2012, **14**(8,9), 322, 324-326. [cit. 2019-10-30]. ISSN 1212-7299. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2012/09/07.pdf>
- [44] AL-NAKHLI, Hani H., Jerrold S. PETROFSKY, Michael S. LAYMON a Lee S. BERK. The Use of Thermal Infra-Red Imaging to Detect Delayed Onset Muscle Soreness. *Journal of Visualized Experiments* [online]. 2012, **59** [cit. 2019-11-02]. DOI: 10.3791/3551. ISSN 1940-087X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3462571/>
- [45] CHOLEWKA, Armand, Teresa KASPRZYK, Agata STANEK, Karolina SIEROŃ-STOŁTNY a Zofia DRZAZGA. May thermal imaging be useful in cyclist endurance tests? *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry* [online]. 2016, **123**(3), 1973-1979 [cit. 2019-11-04]. DOI: 10.1007/s10973-015-4662-5.

ISSN 1388-6150. Dostupné z:
<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs10973-015-4662-5.pdf>

- [46] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-807-2626-953.
- [47] KUČERA, Miroslav a Ivan DYLEVSKÝ. *Sportovní medicína*. Praha: Grada, 1999. ISBN 80-716-9725-7.
- [48] JANČÍK, Jozef, Eva ZÁVODNÁ, Martina NOVOTNÁ. *Fyziologie tělesné zátěže – vybrané kapitoly* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2006. [cit. 2019-11-15]. Dostupné z:
<https://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/index.html>
- [49] VO_{2max} – maximální využití kyslíku. *Behame.cz* [online]. 2008. [cit. 2019-11-20]. Dostupné z: <https://behame.cz/70/vo2-max-maximalni-vyuziti-kysliku/>
- [50] ZONTAK, Alla, Samuel SIDEMAN, Oleg VERBITSKY a Rafael BEYAR. Dynamic Thermography: Analysis of Hand Temperature During Exercise. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 1998, **26**(6), 988-993 [cit. 2019-11-22]. DOI: 10.1114/1.33. ISSN 0090-6964. Dostupné z:
<http://link.springer.com/10.1114/1.33>
- [51] FRANĚK, Miloslav. *Termoregulace* [online]. Praha: Lékařská fakulta, Univerzita Karlova. 2016. Prezentácia. [cit. 2019-11-22]. Dostupné z:
<https://docplayer.cz/26965954-Termoregulace-doc-mudr-miloslav-franek-ph-d.html>
- [52] TROJAN, Stanislav a Jiří RADVANSKÝ. *Lékařská fyziologie: pro posluchače bakalářských oborů*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

- [53] HANZLÍK, Martin. Testování částí oděvu pomocí tepelného manekýna. Brno, 2017, 99s. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Bc. Jan Fišer, Ph.D.
- [54] TANDA, G. The use of infrared thermography to detect the skin temperature response to physical activity. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. 2015, **655** [cit. 2019-11-25]. DOI: 10.1088/1742-6596/655/1/012062. ISSN 1742-6588. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/655/1/012062>
- [55] CHARKOUDIAN, Nisha. Skin Blood Flow in Adult Human Thermoregulation: How It Works, When It Does Not, and Why. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. 2003, **78**(5), 603-612 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.4065/78.5.603. ISSN 00256196. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12744548>
- [56] KENNEY, W. Larry, Jack H. WILMORE a David L. COSTILL. *Physiology of sport and exercise* [online]. Fifth edition. Champaign, IL: Human Kinetics, 2012. [cit. 2019-11-30]. ISBN: 0-7360-9409-1. Dostupné z: https://www.academia.edu/36989983/W._Larry_Kenney_Jack_Wilmore_David_Costill-Physiology_of_Sport_and_Exercise
- [57] MEŠKO, Dušan, Ľudovít MOKADEL a kol. *Telovýchovnolekárske vademecum*. Bratislava: Slovenská spoločnosť telovýchovného lekárstva, 2005. ISBN: 8096944649.
- [58] SAWKA, Michael N., Scott J. MONTAIN a William A. LATZKA. *Hydration effects on thermoregulation and performance in the heat* [online]. 2001, **128**(4), 679-690 [cit. 2019-11-30]. DOI: 10.1016/S1095-6433(01)00274-4. ISSN 10956433. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11282312>
- [59] MERLA, A., P. IODICE, A. TANGHERLINI, G. DE MICHELE, S. DI ROMUALDO, R. SAGGINI a G.L. ROMANI. Monitoring skin temperature in trained and untrained subjects throughout thermal video. *Engineering in Medicine and*

- Biology 27th Annual Conference* [online]. IEEE, 2005, 1684-1686 [cit. 2019-12-02]. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616767. ISBN 0-7803-8741-4. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1616767>
- [60] WARDLE, S. Sex differences in thermoregulation: Implications for physical performance. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2017, **20** [cit. 2019-12-03]. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.09.040. ISSN 14402440. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1440244017310861>
- [61] GAGNON, Daniel a Glen P. KENNY. Sex differences in thermoeffector responses during exercise at fixed requirements for heat loss. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2012, **113**(5), 746-757 [cit. 2019-12-04]. DOI: 10.1152/jappphysiol.00637.2012. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/pdf/10.1152/jappphysiol.00637.2012>
- [62] KACIUBA-USCILKO, Hanna a Ryszard GRUCZA. Gender differences in thermoregulation. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care* [online]. 2001, **4**(6), 533-536 [cit. 2019-12-05]. DOI: 10.1097/00075197-200111000-00012. ISSN 1363-1950. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11706289>
- [63] NAGASHIMA, Kei. Thermoregulation and menstrual cycle. *Temperature* [online]. 2015, **2**(3), 320-321. [cit. 2020-5-24]. DOI: 10.1080/23328940.2015.1066926. ISSN 2332-8940. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4843915/>
- [64] CHARKOUDIAN, Nisha and Nina S. STACHENFELD. Reproductive Hormone Influences on Thermoregulation in Women. *Comprehensive Physiology* [online]. 2014, **4**(2), 793-804. [cit. 2020-5-24]. DOI: 10.1002/cphy.c130029 Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24715568/>
- [65] MATTHEWS, Colin, T.J. BROOM, T. BLACK, J. TANSING. Optimal features of basal body temperature recordings associated with conceptional cycles.

- International journal of fertility* [online]. 1980, **25**(4), 318-320. [cit. 2020-5-24]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6114058/>
- [66] NOTLEY, Sean R., Sheila DERVIS, Martin P. POIRIER a Glen P. KENNY. Menstrual cycle phase does not modulate whole body heat loss during exercise in hot, dry conditions. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2019, **126**(2), 286-293 [cit. 2019-12-10]. DOI: 10.1152/jappphysiol.00735.2018. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30496713>
- [67] KENNY, Glen P., Emily LECLAIR, Ronald J. SIGAL, W. Shane JOURNEAY, Donald KILBY, Lindsay NETTLEFOLD, Francis D. REARDON a Ollie JAY. Menstrual cycle and oral contraceptive use do not modify postexercise heat loss responses. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2008, **105**(4), 1156-1165 [cit. 2019-12-10]. DOI: 10.1152/jappphysiol.00194.2008. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18687980>
- [68] Hyperémia [online]. *Encyclopedia Beliana*, 2010. ISBN 978-80-89524-30-3. [cit. 2019-12-11]. Dostupné z: <https://beliana.sav.sk/heslo/hyperemia>
- [69] JURAJDA, Michal. *Mikrocirkulace a zánět* [online]. Brno: Lékařská fakulta, Masarykova Univerzita. 2016. Prezentácia. [cit. 2019-12-12]. Dostupné z: <https://www.slideserve.com/denver/mikrocirkulace-a-z-n-t>
- [70] CHARVÁTOVÁ, Hana. *Pletysmografie* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2010. Prezentácia. [cit. 2019-12-12]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/3317471/>
- [71] KURZ, A., DI. SESSLER, F. TAYEFEH, R. GOLDBERGER. Poikilothermia syndrome. *Journal of Internal Medicine* [online]. 2002, **244**(5), 431-436 [cit. 2019-12-13]. DOI: 10.1046/j.1365-2796.1998.00384.x. ISSN 0954-6820. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1046/j.1365-2796.1998.00384.x?sid=nlm%3Apubmed>

- [72] Kladivový zdvih s jednoručkami. *Slovakfitness* [online]. [cit. 2019-12-22].
Dostupné z: <http://slovakfitness.sk/cvik-kladivovy-zdvih-s-jednoruckami-3.html>
- [73] LOCKWOOD, Christopher M. Drepy s výskokom. *Homegym* [online]. [cit. 2019-12-22].
Dostupné z: <https://sportova-vyziva.homegym.sk/drepy-s-vyskokom-a4802035>
- [74] Jako robiť drepy a výpady správne? *Gymbeam* [online] 2016 [cit. 2019-12-22].
Dostupné z: <https://gymbeam.sk/blog/ako-robit-drepy-a-vypady/>
- [75] Workswell InfraRed Camera (WIC). *Workswell* [online]. [cit. 2019-12-22].
Dostupné z: <https://workswell.cz/termokamera-workswell-infrared-camera-wic/>
- [76] NOVOTNÝ Jan, Maryšková, V., Burian, D., Nestrojil, P. Kožní teplota nad kvadricepsem po 10 minutové zátěži u mužů. *Sport a kvalita života*. Brno: Masarykova Universita, 2006, 86-90. ISBN 80-210-4145-5
- [77] TRECROCI, Athos, Damiano FORMENTI, Nicola LUDWIG, Marco GARGANO, Andrea BOSIO, Ermanno RAMPININI and Giampietro ALBERTI. Bilateral asymmetry of skin temperature is not related to bilateral asymmetry of crank torque during an incremental cycling exercise to exhaustion. *PeerJ* [online]. 2018, 6(3). DOI: 10.7717/peerj.4438. ISSN 2167-8359. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5835345/>
- [78] PRIEGO QUESADA, Jose I., Felipe P. CARPES, Rodrigo R. BINI, Rosario SALVADOR PALMER, Pedro PÉREZ-SORIANO a Rosa M. CIBRIÁN ORTIZ DE ANDA. Relationship between skin temperature and muscle activation during incremental cycle exercise. *Journal of Thermal Biology* [online]. 2015, 48, 28-35. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2014.12.005. ISSN 03064565. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306456514001892>

- [79] CHUDECKA, Monika, Anna LUBKOWSKA, Katarzyna LEŻNICKA and Krzysztof KRUPECKI. The Use of Thermal Imaging in the Evaluation of the Symmetry of Muscle Activity in Various Types of Exercises (Symmetrical and Asymmetrical). *Journal of Human Kinetics* [online]. 2015, **49**(1), 141-147. DOI: 10.1515/hukin-2015-0116. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4723162/>
- [80] STAFFA, Erik, Vladan BERNARD, Luboš KUBÍČEK, Robert VLACHOVSKÝ, Daniel VLK, Vojtěch MORNSTEIN and Robert STAFFA. Using Noncontact Infrared Thermography for Long-term Monitoring of Foot Temperatures in a Patient with Diabetes Mellitus. *Ostomy Wound Management* [online]. 2016, **62**(4), 54-61. ISSN 0889-5899. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27065215/>
- [81] STAFFA, Erik, Vladan BERNARD, Lubos KUBICEK, Robert VLACHOVSKY, Daniel VLK, Vojtech MORNSTEIN, Ales BOUREK a Robert STAFFA. Infrared thermography as option for evaluating the treatment effect of percutaneous transluminal angioplasty by patients with peripheral arterial disease. *Vascular* [online]. 2016, **25**(1). DOI: 10.1177/1708538116640444. ISSN 1708-5381. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1708538116640444>

Zoznam symbolov, veličín a skratiek

VO ₂	-	rýchlosť spotreby kyslíka
IR/IČ	-	Infrared (Infračervené)
NIR	-	Near infrared radiation (blízka infraoblasť)
SWIR	-	Short-wave infrared radiation (infraoblasť krátkych vĺn)
MWIR	-	Medium-wave infrared radiation (infraoblasť stredných vĺn)
LWIR	-	Long-wave infrared radiation (infraoblasť dlhých vĺn)
FIR	-	Far infrared radiation (vzdialená infraoblasť)
CIE	-	The International Commission on Illumination
AČT	-	Absolútne čierne teleso
QWIP	-	Quantum well infrared photodetector (infračervený fotodetektor vyžívajúci kvantové jamy)
RTC	-	Reflected Temperature Compensation (kompenzácia odrazenej teploty)
NETD	-	Noise Equivalent Temperature Difference (Rozdiel teploty ekvivalentný hluku)
FOV	-	Field of view (zorné pole)
FR	-	Frame rate (snímkovacia frekvencia)
ATP	-	Adenozíntrifosfát
ŠP	-	Športovci
NŠP	-	Nešportovci
MC	-	Menštruačný cyklus
ROI	-	Region of interest (oblasť záujmu)
GUI	-	Graphical user interface (grafické užívateľské rozhranie)
DK	-	Dolná končatina
HK	-	Horná končatina
DK	-	Dominantná končatina
NDK	-	Nedominantná končatina

Prílohy

1. Textový súbor, obsahujúci odkaz na vytvorený repozitár na GitHub, kde je aplikácia v oboch verziách uploadovaná (*aplikacia_GitHub_odkaz.txt*). V tomto repozitári sú nahrané všetky nižšie spomenuté výsledky a súbory pod názvom *Diploma_thesis_all_files_Veronika_Remenárová.zip*.
2. Obrázok, ktorý sa načíta v uvítacej karte aplikácie (*uvodny_image.jpeg*).
3. Textový súbor, *readme.txt*, s krátkym návodom ako pracovať s aplikáciou.
4. Textové súbory obsahujúce textové návody pre obidva typy analýzy a zároveň odkazy na video návody (*návod_zátťažová_analýza.txt* a *návod_všeobecná_analýza.txt*).
5. Všetky vyhotové termogramy rozdelené do súborov podľa probandiek a snímaných končatín (*Termogramy*).
6. Všetky výstupné dáta z uskutočnených analýz (napríklad *Analýza_1termogramu_tabulka_1p_ruky.xls*) uložené zvlášť pre každú probandku (*Výsledky*).