



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním
testem s využitím IR kamery v angiologii**

**Objectivization of treatment benefit by
vasodilation test with utilization
of IR camera in angiology**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Adéla Patrochová

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Kladno 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Patrochová** Jméno: **Adéla** Osobní číslo: **421037**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery v angiologii

Název diplomové práce anglicky:

Objectivization of treatment benefit by vasodilation test with utilization of IR camera in angiology

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a ověřte metodiku pro objektivizaci přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery. Za tímto účelem realizujte pilotní experimenty s pacienty a to před vazodilatačním testem, po aplikování infuze, na konci léčby a po určitém časovém odstupu od dokončení léčby. U každého pacienta realizujte porovnání s jeho subjektivním hodnocením na základě subjektivního skóre.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Roztočil, K., Angiologie., ed. 1. vydání, Triton, 2014, ISBN 978-80-7387-716-3.
- [2] Jill Belch et al., ESVM guidelines – the diagnosis and management of Raynaud’s phenomenon., Vasa - European Journal of Vascular Medicine, ročník 46, číslo 6, 2017, 413–423 s.
- [3] Zeman J., Zuntová P., Photoplethysmography, Laser Doppler Perfusion Imaging and Intravital Capillaroscopy: Efficiency and Cost-Benefit Comparison for Peripheral Vascular Diseases., KAZUISTIKY V ANGIOLOGII časopis pro angiology, ročník 5, číslo 1, 2018
- [4] Zeman J, Turyanytsya O, Kapsa V, Eliáš M., Contribution of laser Doppler flowmetry with venoarteriolar reflex, cold, and rewarming testing, and intravital capillaroscopy to diagnose Raynaud's phenomenon., Journal of Vascular Diagnostics and Interventions, ročník 2014, číslo 2, 2014, 47-52. s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

MUDr. Vladimíra Skalníková, MUDr. Eva Jirešová

Datum zadání diplomové práce: **18.02.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2020**


.....
prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


.....
prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

14.2019

Datum převzetí zadání

Paloušková

Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery v angiologii“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně 16.5.2019

.....

Bc. Adéla Patrochová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala především svému vedoucímu panu doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D. za vstřícný přístup, cenné rady a připomínky, kterými přispěl k vypracování této práce. Dále bych ráda poděkovala paní MUDr. Evě Jirešové a paní MUDr. Vladimíře Skalníkové za spolupráci a poskytnuté rady při experimentech. Poděkovat bych chtěla také sestřičkám angiologického oddělení Nemocnice Na Homolce, především paní Naděždě Sochorové za pomoc a vstřícnost při snímání pacientů. Patřičné poděkování náleží také paní MUDr. Magdaleně Herknerové, Ph.D. a panu doc. MUDr. Petru Čápovi, CSc. za zapůjčení IR kamery, za velmi významnou pomoc při nalézání vhodného tématu a též za pomoc při zajištění formálních dokumentů, potřebných pro realizaci diplomové práce v rámci Nemocnice Na Homolce.

ABSTRAKT

Název diplomové práce: Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery v angiologii

V současné době se stále zvyšuje počet zdravotnických oborů, ve kterých je využíváno zobrazení termovizní kamerou. Detekce povrchové teploty může objasnit procesy, které probíhají uvnitř lidského těla. Předmětem této diplomové práce bylo navrhnout metodiku snímání termovizní kamerou pacientů, kteří trpí onemocněním chronické ischemie dolních končetin a podstupují desetidenní vazodilatační léčbu s aplikováním prostaglandinů. Současně bylo cílem práce vytvořit návrh pro hodnocení účinku terapie, který byl doposud v běžné praxi prezentován pouze subjektivním hodnocením pacientů. Realizací pilotních experimentů a následným statistickým vyhodnocením získaných dat bylo prokázáno, že aplikovaná vazodilatační terapie zvyšuje povrchovou teplotu detekovaných míst. Tento jev nepřímo svědčí o zlepšení perfuze tkáně, což je očekávaný efekt aplikované léčby. Byla zjištěna korelace teplotních diferencí na nemocné dolní končetině se subjektivními pocity pacientů ($R = 0,76$).

Klíčová slova

Termografie, ischemická choroba, vazodilatace, termovizní kamera

ABSTRACT

The title of the Master's Thesis: Objectivization of treatment benefit by vasodilation test with utilization of IR camera in angiology

At present, the number of health care disciplines in which the imaging via infrared camera is used is still increasing. Surface temperature detection can clarify processes that occur within the human body. The subject of Master's Thesis was to propose the method of scanning via infrared camera of patients suffering from chronic lower limb ischemia and undergoing a ten-day vasodilation treatment with the application of prostaglandins. Simultaneously, the aim of the thesis was to create a proposal for the evaluation of the effect of therapy, which has so far been presented only in the subjective evaluation of patients. The implementation of the pilot experiments and the subsequent statistical evaluation of the obtained data showed that the applied vasodilating therapy increases the surface temperature of the detected areas. This phenomenon indirectly shows improved tissue perfusion, which is the expected effect of the applied treatment. A correlation of temperature differences on the injured lower extremity with subjective feelings of patients was detected ($R = 0,76$).

Keywords

Thermography, ischemia, vasodilation, infrared camera

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
1 Úvod	9
1.1 Přehled současného stavu.....	11
1.2 Cíle práce.....	17
2 Metody	18
2.1 Infračervená termografie	18
2.1.1 Absolutně černé těleso.....	21
2.2 Termovizní kamera	21
2.2.1 Typy detektorů.....	22
2.3 Ischemická choroba dolních končetin	23
2.4 Vazodilatační infuzní léčba	24
2.5 Měření kotníkových a palcových tlaků	25
2.6 Realizace experimentu	27
2.6.1 Použité přístroje a materiály.....	27
2.6.2 Stabilita a přesnost termovizní kamery	29
2.6.3 Metodika provedení experimentu a chyby měření	30
2.6.4 Nastavení parametrů	31
2.7 Statistické zpracování dat.....	31
3 Výsledky	33
3.1 Ověření přesnosti termovizní kamery	33
3.2 Výsledky měření kotníkových a palcových indexů	34
3.3 Porovnání výsledků před vazodilatační léčbou a po jejím dokončení	34
3.4 Porovnání termogramů levé a pravé dolní končetiny.....	39
3.5 Porovnání výsledků termovizní kamery a subjektivního skóre	42
3.6 Abnormalita při snímání pacientů	43
3.6.1 Snímání pacienta v průběhu léčby (6. den)	43
4 Diskuse	45
5 Závěr	49
Seznam použité literatury	51
Seznam příloh	54

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
T	K	Termodynamická teplota
c	m/s	Rychlost světla ve vakuu
h	J · s	Planckova konstanta
k	J/K	Boltzmannova konstanta
λ	m	Vlnová délka
$W_{\lambda b}$	W/m ²	Intenzita vyzařování na vlnové délce λ
π	-	Ludolfovo číslo
e	-	Eulerovo číslo
σ	W/m ² /K ⁴	Stefan-Boltzmanova konstanta
ε	-	Emisivita
τ	-	Transmitance
b	m · K	Wienova konstanta
P	W	Výkon
W_{obj}	W/m ²	Intenzita vyzařování objektu
W_{refl}	W/m ²	Intenzita vyzařování okolních objektů
W_{atm}	W/m ²	Intenzita vyzařování atmosféry
U_{obj}	V	Změna napětí vyvolaná cílovým objektem
U_{tot}	V	Celková změna napětí na senzoru
U_{refl}	V	Změna napětí na senzoru vyvolaná okolním zářením
U_{atm}	V	Změna napětí na senzoru vyvolaná působením atmosféry

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
IR	Infračervený/termovizní (<i>Infrared</i>)
ICHDK	Ischemická choroba dolních končetin
AČT	Absolutně černé těleso
ABI	Index kotníkových tlaků (<i>Ankle-brachial pressure index</i>)
TBI	Index palcových tlaků (<i>Toe-brachial pressure index</i>)
SMODCH	Směrodatná odchylka
AVG	Aritmetický průměr
DK	Dolní končetina
LN	Levá noha
PN	Pravá noha
ZZ	Zdravotnické zařízení
NNH	Nemocnice Na Homolce
DM	Diabetes mellitus
DM2	Diabetes mellitus 2. typu
PTA	Perkutánní transluminální angioplastika
PAD	Onemocnění periferních tepen (<i>Peripheral arterial disease</i>)
LWIR	Dlouhovlnné infračervené záření (<i>Long wavelength infrared</i>)

1 Úvod

Obor angiologie se zabývá onemocněním periferních cév. Choroby spojené s tímto postižením jsou středem zájmu v rámci komplexního vyšetření a léčby také dalších specializovaných odborností, například kardiologií, cévní chirurgií, kardiochirurgií, radiologií a neurologií. Tato skutečnost vyplývá ze samotné podstaty systémového postižení cévního systému, ovšem etiologie těchto procesů se může lišit.

Vyhodnocovaný soubor pacientů v této práci byl léčen z důvodu výskytu ischemické choroby tepen dolních končetin, způsobené obliterující aterosklerózou, při které dochází k progresivnímu zužování tepen dolních končetin. Hlavními rizikovými faktory je vyšší věk, kouření a cukrovka. [1] Vedlejšími rizikovými faktory může být hypertenze, mužské pohlaví, poruchy metabolismu lipidů, současná diagnostika infarktu myokardu, popřípadě cévní mozkové příhody. [1] Včasná diagnostika a vhodně zvolený terapeutický postup může prodloužit plnohodnotný život.

Standardní screeningovou metodou diagnostiky ischemické choroby tepen dolních končetin v běžné praxi je měření kotníkových tlaků se stanovením indexů v poměru k systémovému tlaku na paži (ABI). Výhodou zavedeného postupu je jednoduchost, finanční nenáročnost, neinvazivní aplikování a rychlé vyhodnocení výsledků. V případě přítomnosti tzv. mediokalcinózy (proces ukládání vápníku ve stěnách tepen) mohou být ovšem tyto hodnoty zkrácené a falešně pozitivní. Je to stav, kdy jsou hodnoty indexů vyšší než 1,4. [2] Většinou se tento nálezný vyskytuje u pacientů současně trpících diabetem, renální insuficiencí nebo hypertenzí. Z tohoto důvodu je nutné vyšetřovat také tlak na palci pomocí specializované manžety a hodnocení pomocí tzv. indexu TBI. Oblast prstových tepen je postižena mediokalcinózou jen výjimečně.

V současné době je zobrazení IR kamerou jako neinvazivní vyšetření postupně implementováno do diagnostiky různých zdravotnických oborů. Jedná se o bezpečnou a spolehlivou metodu, která poskytuje slibné výsledky. V oblasti angiologie zatím není zavedeno standardní využití této metody v praxi. Použití metody snímání termovizní kamerou bylo vybráno z důvodu možnosti posuzování krevního průtoku cévami a hodnocení perfuze tkání na základě změny teplot. Změna prokrvení tkání po vazodilatační terapii by měla mít za následek změnu povrchové teploty, která může být detekována IR kamerou. Výsledný termogram zobrazí povrchové teploty snímaného objektu pomocí barevné mapy. Následné zpracování a statistické vyhodnocení může poskytnout informace, které povedou ke zhodnocení efektivity zvolené léčby ischemické choroby tepen dolních končetin.

Tato práce vznikla na základě absence jednoznačného objektivního potvrzení pozitivních účinků vazodilatační léčby po aplikování infuzní terapie. Proto je hlavním

cílem navržení a ověření metodiky snímání povrchové teploty pacientů, kteří trpí onemocněním ischemické choroby tepen dolních končetin, a objektivizace účinků vazodilatační léčby. Diplomová práce vznikla za spolupráce MUDr. Evy Jirešové a MUDr. Vladimíry Skalníkové z oddělení angiologie Nemocnice Na Homolce.

1.1 Přehled současného stavu

Současné možnosti diagnostikování onemocnění periferních artérií a kritické ischemické choroby jsou zejména u pacientů s diabetem značně limitovány. Kvalita života pacientů se snižuje kvůli vyskytujícím se komplikacím, které se projevují sníženou pohyblivostí, klidovými bolestmi, vředy až gangrénou. [3] Onemocnění diabetické nohy je hlavní příčinou amputace dolní končetiny. Dostatečné pozorování, „screening“ dolních končetin a správně zvolená péče mohou snížit počet těchto zákroků. Jednou z možných prevencí by mohla být včasná identifikace poklesu krevního průtoku končetinou, především u rizikových skupin obyvatel (diabetiků). Metoda infračervené termografie by mohla přispět ke zvýšení specifity klinických rozhodnutí a zvýšit šance na záchranu končetiny pacientů. [3]

Cílem studie [3] bylo zjistit, zda je možné metodou infračervené termografie vyhodnotit obnovení krevního průtoku v dolní končetině po endovaskulární revaskularizaci (obnovení krevního průtoku uvnitř cév). Testované subjekty představovaly pouze diabetičtí pacienti, kteří trpí kritickou ischemií. Cílem také bylo provést korelaci této metody s výsledky fyziologických testů (index kotníkových a palcových tlaků) a se spektrální dopplerovskou křivkou naměřenou před a po endovaskulárním zákroku.

Ve studii byla vyhodnocována data 40 pacientů. Byla porovnána fyziologická a termografická data před zákrokem a po něm. Termografické snímky byly statisticky vyhodnoceny – byla vypočtena střední hodnota, standardní odchylka, medián a mezikvartilové rozpětí. Také byl na data aplikován parametrický t-test a jednodruhový neparametrický Wilcoxonův test. Porovnání teplotních změn bylo provedeno Pearsonovým testem. Porovnány byly snímky obou končetin a snímky postižené končetiny zaznamenané před zákrokem a po něm. Bylo zjištěno, že v léčených končetinách došlo po revaskularizaci k významnému zvýšení teploty v oblasti holeně, paty a metatarzální části nohy. V případě neléčené končetiny u stejného pacienta nebyla pozorována žádná změna v teplotě. Také bylo zjištěno, že ze čtyřiceti provedených zákroků byl pouze jeden neúspěšný. Skutečnost, že byly zjištěny významné teplotní rozdíly v ošetřované končetině, ale nikoliv v kontralaterální naznačuje, že detekované změny s největší pravděpodobností přímo souvisejí s provedeným zákrokem. Lze tedy tuto metodu použít k hodnocení úspěšnosti uvedené invazivní léčby. Oproti tomu, dostupná fyziologická data používaná k hodnocení krevního průtoku neposkytují po endovaskulární revaskularizaci průkazné výsledky zlepšení. [3]

Studie [4] použila infračervenou termografii jako doplňkovou metodu k doposud zavedenému vyšetření tlakovými kotníkovými indexy (ABI), při hodnocení léčebného účinku perkutánní transluminální angioplastiky (PTA-invazivní aplikování balónkového katétru do lumen cévy). Hlavním cílem autorů bylo srovnání povrchových teplotních

změn pokožky u pacientů před revaskularizačním zákrokem a po něm a identifikování korelace mezi snímky z IR kamery a hodnotami ABI. [4]

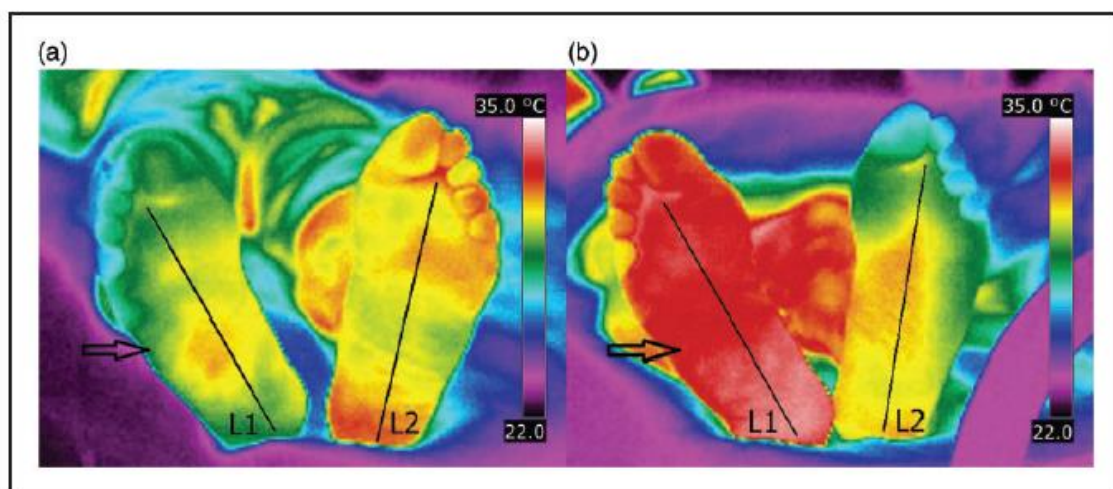
Studie se zúčastnilo 21 pacientů s průměrným věkem 60 let. Bylo provedeno porovnání se skupinou zdravých kontrol, která zahrnovala 20 osob s věkem okolo 56 let. Kontrolní skupina měla ověřit, že u zdravých lidí není detekován žádný rozdíl v povrchové teplotě chodidla u kontralaterální končetiny (neléčené). Testovacími subjekty byli pacienti, kteří trpěli symptomatickou periferní arteriální nemocí I. až III. stupně bez viditelných defektů a vředů. Po diagnostice byla u těchto pacientů naplánovaná endovaskulární léčba, konkrétně perkutánní transluminální angioplastika (PTA). Byly pořízeny snímky IR kamerou a změřeny tlakové kotníkové indexy před léčbou a po ní. Tato data byla následně porovnávána a vyhodnocena Shapirovým-Wilkovým testem normality a P-P grafy. Použitím Studentova t-testu byl zjištěn statistický rozdíl získaných dat. [4]

Před perkutánní transluminální angioplastikou byly naměřeny nižší hodnoty teplot i ABI ve srovnání s měřením po zákroku v případě postižené končetiny. Porovnáním hodnot ABI neléčené končetiny před a po zákroku nebyla zaznamenána žádná změna, pouze u léčené končetiny nabývaly hodnoty pozitivního vývoje. Po provedení zákroku byl zjištěn nárůst průměrné teploty v léčené končetině o 0,4 °C, u neléčené končetiny došlo po zákroku k poklesu teploty o 0,5 °C. Průměrná hodnota ABI u léčené končetiny vzrostla po proceduře z původní hodnoty 0,81 na 0,91. Oproti tomu u neléčené končetiny nebyl zaznamenán žádný rozdíl v průměrné hodnotě ABI. Byla zjištěna korelace (rostoucí trend) mezi povrchovou teplotou a ABI. Data ukazují, že zvýšení ABI souvisí se zvýšením teploty pokožky v případě končetiny, na které byla provedena perkutánní transluminální angioplastika. Z uvedeného snímku (Obr. 1.1) je evidentní, že povrchová teplota léčené končetiny po zákroku výrazně vzrostla. Vzhledem k tomu, že se u žádného pacienta nevyskytovaly pooperační komplikace, bylo vyloučeno, že by byl nárůst teploty způsobený například zánětem nebo jiným nežádoucím vlivem vyvolaným operačním zásahem. Z Obr. 1.1 je také patrný pokles teploty u neléčené dolní končetiny (největší pokles byl zaznamenán na palci), přitom předpokladem bylo naměření konstantních hodnot před zákrokem i po něm. Možným vysvětlením tohoto jevu je nečinnost končetiny po dobu nejméně 24 hodin po zákroku. [4]

Z prezentovaných výsledků vyplývá, že nárůst ABI koreluje se zvýšením teploty v končetinách, které podstoupily endovaskulární zákrok. Pokles teplot u neléčené končetiny je zajímavý a neočekávaný a může být vysvětlen snížením hydrostatického krevního tlaku v důsledku odpočinku a nepohyblivosti končetiny po provedeném zákroku.

Z pohledu autorů lze konstatovat, že měření povrchové teploty pomocí IR kamery poskytuje minimálně stejně hodnotnou informaci o úspěšnosti provedeného zákroku jako

zavedená metoda ABI. Provedení hodnocení léčby pouze měřením ABI není spolehlivou metodou pro prokázání revaskularizačního účinku. [4]



Obr. 1.1: Snímky z IR kamery dolních končetin pacienta, léčené zákrokem PTA. a) končetina před zákrokem, b) končetina den po operaci. Šipka označuje končetinu, na které byla provedena PTA. [4]

V článku [5] se autoři zaměřili na zjištění, zda je možné snímky z IR kamery odhalit teplotní rozdíly mezi zdravými chodidly (skupina A), neuroischemickými chodidly bez vředů (skupina B) a neuroischemickými chodidly s vředy vyskytujícími se na prstech (skupina C). Všechny testované osoby trpěly onemocněním diabetes mellitus druhého typu (DM2). [5]

Onemocnění diabetes mellitus druhého typu (DM2) v dnešní době nabývá pandemických rozměrů. Tento stav může zapříčinit komplikace s dolními končetinami, například neuropatii a onemocnění periferních artérií, v případě koexistování těchto problémů se tato choroba nazývá neuroischemie. Následky těchto onemocnění vedou ke vzniku vředů (ulcerace), popřípadě k amputaci. Cílem této studie bylo zjistit, zda termografické zobrazování pacientů s DM2 může zaznamenat rozdíly teplot mezi zdravými chodidly, neuroischemickými chodidly bez vředů a s vředy. [5]

K dispozici bylo 21 snímků z IR kamery ze skupiny A, 43 snímků z IR kamery patřící do skupiny B a 12 snímků od pacientů, kteří patřili do skupiny C. Před snímáním termovizní kamerou byl pacient po dobu 15 minut aklimatizován při kontrolovatelné teplotě 23 °C. Aparatura byla umístěna 1,5 metru od chodidla, které bylo snímáno. Z oblasti zájmu byla vypočtena průměrná teplota. Distribuce dat byla určena Shapirovým-Wilkovým testem normality. Rozdíly v teplotách mezi jednotlivými skupinami byly vyhodnoceny nezávislým t-testem a ANOVA testem. Hladina významnosti byla nastavena na hodnotu 5 %. [5]

Byl zjištěn významný rozdíl mezi průměrnými teplotami na prstech dolních končetin (skupina A = 24,9 °C, skupina B = 27,7 °C, skupina C = 28,7 °C). Následné post hoc testování prokázalo významný rozdíl teplot na palci mezi skupinou A a B a mezi skupinou A a C. Žádný významný rozdíl nebyl pozorován mezi teplotami skupiny B a C. Výrazně vyšší naměřená teplota byla na prstech neuroischemických pacientů (s vředy i bez nich) ve srovnání se zdravými pacienty (všichni trpící onemocněním DM2). Také nebyl zaznamenán žádný významný rozdíl v teplotě prstů s vředy a bez nich na stejné končetině, což znamená, že všechny prsty jedné nohy by mohly být ohroženy vznikem komplikací, které by potenciálně mohly být detekovány metodou infračervené termografie. [5]

Studie prokázala významný rozdíl mezi teplotami prstů u pacientů, kteří trpí neuroischemickým onemocněním (s výskytem vředů i bez nich) a pacienty se zdravými chodidly. Dále nebyly zjištěny žádné významné rozdíly mezi teplotami prstů s vředy a bez nich na totožné končetině, což naznačuje, že všechny prsty jsou vystaveny riziku vzniku komplikací. Nová zjištění této studie přispívají k častějšímu využívání termografie k hodnocení dolních končetin pacientů trpících onemocněním DM2. [5]

V článku [1] byli hodnoceni pacienti s vysokým rizikem výskytu onemocnění periferních tepen (PAD) dolních končetin pomocí IR kamery. Onemocnění PAD je často přehlíženo, například z důvodu asymptomatických projevů a léčba je zahájena až v pozdních stádiích onemocnění. Rizikovou skupinou obyvatel jsou především kuřáci a lidé trpící diabetes mellitus. Dalšími rizikovými faktory jsou vysoký věk, dyslipidemie nebo hypertenze. [1]

Cílem této studie bylo porovnat výsledky z IR kamery s hodnotami indexů kotníkových tlaků (ABI) po provedení šestiminutového testu chůze (6MWT). Také byly porovnány výsledky zdravých probandů a pacientů trpících onemocněním PAD. Demografické profily a klinické parametry těchto dvou skupin byly podobné (až na rozdílný věk, kouření a hyperlipidemii). [1]

Každému pacientovi byla IR kamerou změřena povrchová teplota na holeních a chodidlech před 6MWT testem, bezprostředně po jeho dokončení a s minutovým odstupem. Kamera byla umístěna jeden metr od snímaného objektu. Porovnání změn teploty na končetinách bylo provedeno Spearmanovým korelačním koeficientem. [1] Abnormální hodnoty ABI ($ABI < 1$) mělo 28 subjektů, zatímco onemocnění PAD bylo diagnostikováno pouze 20 z nich. PAD pacienti dokázali ujít kratší vzdálenost během 6MWT testu, pouze 218 m, oproti zdravým pacientům, kteří ušli 356 m. Klaudivace neboli kulhání se objevilo u 14 pacientů a 7 pacientů test nedokončilo. [1]

Klidová teplota naměřená před testem byla podobná u pacientů s PAD i bez tohoto onemocnění. Po 6MWT testu mírně vzrostla povrchová teplota u pacientů bez PAD (z původních 32,6 na 32,9 °C), oproti tomu byl zaznamenán výrazný pokles teploty na chodidle (z původních 31 na 29,7 °C) u pacientů se zmíněným onemocněním. Také

byl po cvičení zjištěn pokles teploty v dolních končetinách s arteriální stenózou (zhoršení průchodnosti cév), naopak byl zaznamenán mírný nárůst teploty v končetinách s neuzavřenými tepnami. Naměřené teploty po testu 6MWT pozitivně korelovaly s hodnotami ABI. [1]

Cílem studie [6] bylo zjistit, zda je možné pomocí termografie detekovat rozdíly teplot v oblasti předonoží. Byly porovnávány dvě skupiny pacientů, kteří trpěli onemocněním diabetes mellitus druhého typu, v prvním případě se současně vyskytujícím se onemocněním periferních artérií (DM + PAD), ve druhém případě bez komplikací (DM). Byla provedena srovnávací prospektivní studie, které se zúčastnilo 223 dobrovolníků. K vyhodnocení bylo vybráno 62 končetin, které byly klasifikovány jako DM + PAD a 22 končetin, které trpěly pouze DM. Informace o teplotě byly získány automatickou segmentací oblastí zájmu. Na základě statistického vyhodnocení (Kolmogorovův-Smirnov test, t-test) byl zjištěn významný rozdíl ve změřených teplotách IR kamerou jednotlivých prstů mezi těmito dvěma skupinami. Teploty všech prstů ve skupině DM + PAD byly výrazně teplejší. Průměrná teplota předonoží u skupiny pacientů s DM + PAD byla významně vyšší, dosahovala až 28,3 °C oproti průměrné teplotě 26,6 °C vyskytující se u skupiny pouze s onemocněním DM. [6]

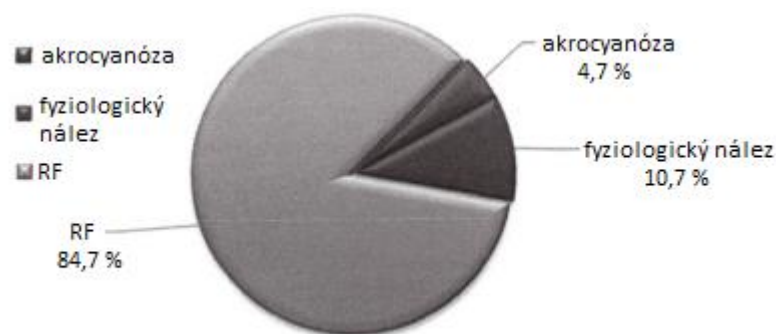
V rozporu s očekáváním bylo zjištěno, že průměrná hodnota teploty prstů dolních končetin a předonoží byla vyšší u pacientů trpících současně diabetes mellitus druhého typu a onemocněním periferních artérií, oproti skupině mající zmíněný typ diabetes bez komplikací. Tento neočekávaný výsledek může být přisuzován narušení noradrenergního vazokonstrikčního termoregulačního mechanismu s výsledným zvýšením průtoku krve podpovrchovými cévami a následnou zvýšenou emisí tepla. Výsledky demonstrují, že termografie může být potenciálním nástrojem pro detekci PAD a souvisejících teplotní rozdílů. [6]

V uvedeném článku [7] byla vyhodnocována teplota horních končetin pomocí termovizní kamery FLIR B-360 s teplotním rozlišením 0,1 °C. Studie se zúčastnilo 150 pacientů, kteří navštívili zdravotnické zařízení v roce 2010 až 2017, přičemž průměrný věk byl 41,1 let. Podmínkou zařazení do studie byly projevy Raynaudova fenoménu (RF), kterými jsou pocity studených rukou, trvající po dobu nejméně tří let, a minimálně jedna barevná změna prstů na horní končetině. [7]

Snímaný pacient se nejdříve 30 minut aklimatizoval ve vyšetřovací místnosti a následně byl získán klidový termogram obou horních končetin. Poté byl realizován chladový test, kdy subjekt umístil obě ruce do studené vody (průměrná teplota byla 8,8 °C) a setrval po dobu pěti minut. Po vyjmutí byla povrchová teplota opět vyhodnocena termogramem – ihned po vytažení rukou z vody a po 5, 10, 20 a 30 minutách. [7]

Byly porovnány průměrné teploty v oblasti distálních článků jednotlivých prstů – plocha mezi distálním koncem nehtu a distálním interfalangeálním skloubením.

Mezní hodnota byla stanovena na 29 °C a představovala hranici mezi fyziologickým a patologickým nálezem. Tato hodnota vymezuje tři možné závěry. Pokud byla teplota před provedením chladového testu i po něm vyšší nebo rovna 29 °C, jedná se o fyziologický nález. V případě, že před aplikováním testu byla teplota nižší než mezní hodnota a po něm byla vyšší nebo rovna 29 °C, byla pacientovi diagnostikována akrocyanóza. Pokud teplota po testu nedosáhla 29 °C jednalo se o Raynaudův fenomén. [7] Testování výsledků na normalitu bylo provedeno Shapirovým-Wilkovým testem, poté byly použity neparametrické testy s hladinou významnosti 0,05. Bylo zjištěno, že z celkového počtu trpí 127 pacientů onemocněním RF, u 7 pacientů se vyskytovala akrocyanóza a 16 pacientů mělo fyziologický nález (Obr. 1.2).



Obr. 1.2: Rozložení diagnóz podle vyšetření IR kamerou [7]

Z výsledných termogramů, které byly snímány po provedení chladového testu, bylo zjištěno, že nejchladnějšími prsty jsou ukazováček a prostředníček, naopak nejteplejším prstem byl palec (na obou horních končetinách). Tato skutečnost koresponduje s vědeckými předpoklady. Proximální umístění palce v porovnání s ostatními prsty zajišťuje nejrychlejší reakci na změnu teploty okolí. Pokud uvažujeme změnu povrchové teploty v krátkém časovém úseku, je teplota prstu ovlivněna spíše tepelnou výměnou s okolím než prouděním krve. Tedy ukazováček a prostředníček mají větší objem než malíček, který se oteploval rychleji, a nemají tak výhodné prostorové uspořádání jako palec. Uvedený výsledek také potvrzuje klinická zjištění, kdy si pacienti stěžují nejčastěji na potíže s ukazovákem a prostředníčkem. [7] Vyšetření IR kamerou by mělo pomoci lékařům objektivizovat údaj o pocitu studených rukou od pacienta a poskytnout adekvátní diagnostický a následně terapeutický postup. [7]

Z výše uvedeného přehledu současného stavu vyplývá, že termografické zobrazení je často využíváno při detekci a hodnocení onemocnění povrchových cév, které je ve většině případů spojeno s onemocněním diabetes mellitus. Využití této zobrazovací metody zatím nebylo aplikováno na pacienty, kteří trpí chronickou ischemickou chorobou a podstupují vazodilatační léčbu. Vzhledem k absenci objektivně verifikovaných výsledků účinnosti terapie by bylo vhodné v případě průkazu účinnosti metody zavedení

vyšetření IR kamerou do screeningových vyšetření, společně s kontrolami TBI. Po dohodě s lékařkami na uvedeném pracovišti je primárním cílem této práce potvrdit pomocí aplikované diagnostické metody účinnost vazodilatační terapie bezprostředně po ukončení.

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a ověřit metodiku pro objektivizaci přínosu léčby vazodilatačním testem pomocí IR kamery. Jedním z dílčích cílů je realizování pilotních experimentů s pacienty před nastoupením vazodilatační léčby a po aplikování léčebných infuzí, tedy po určitém časovém odstupu od zahájení terapie. Dalším dílčím cílem této práce je porovnání výsledků z IR kamery se subjektivním hodnocením pacienta na základě subjektivního skóre.

2 Metody

2.1 Infračervená termografie

Každé těleso, které má teplotu vyšší, než je absolutní nula (-273,15 °C) emituje elektromagnetické záření. V případě, že má uvedené záření vlnovou délku v intervalu 750 nm až 1 mm mluvíme o infračerveném záření. [8, 9] Množství emitovaného záření a obsažené vlnové délky závisí na teplotě tělesa a jeho povrchové struktuře – emisivitě. Intenzita spektrálního vyzařování tělesa je popsána vztahem [10]

$$W_{\lambda b} = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)} \quad (2.1)$$

kde $W_{\lambda b}$ je vyzařování tělesa na vlnové délce λ , c je rychlost světla ve vakuu ($3 \cdot 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), h je Planckova konstanta ($6,6 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$), k je Boltzmannova konstanta ($1,4 \cdot 10^{-23} \text{ J}\cdot\text{K}^{-1}$) a T je absolutní termodynamická teplota tělesa v Kelvinech. [10]

Integrováním Planckova zákona přes všechny frekvence dostaneme Stefan-Boltzmannův zákon, který popisuje celkovou emitovanou energii absolutně černým tělesem. Tedy celkový výkon P , vyzařovaný z jednoho čtverečného metru povrchu černého tělesa při teplotě T , je čtvrtou mocninou absolutní teploty.

$$P = \sigma T^4 \quad (2.2)$$

kde σ je Stefan-Boltzmannova konstanta, $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-4}$ a T je termodynamická teplota. [8, 11] K výpočtům s reálnými povrchy je Stefan-Boltzmannův zákon modifikován na tvar

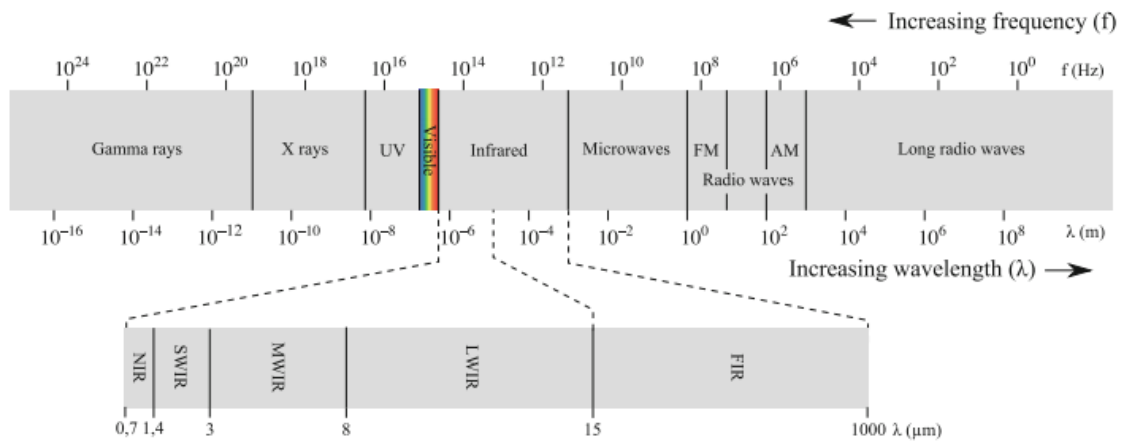
$$P = \varepsilon \sigma T^4 \quad (2.3)$$

kde ε je emisivita, která nabývá hodnot větších než nula a menších než jedna, pokud se jedná o reálná tělesa. [8]

Třetím zákonem, který charakterizuje chování absolutně černého tělesa je Wienův posunovací zákon. Popisuje vztah mezi teplotou absolutně černého tělesa, vlnovou délkou a frekvencí emitovaného záření. S rostoucí termodynamickou teplotou klesá vlnová délka. Toto chování je popsáno vztahem [12]

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T} \quad (2.4)$$

kde λ_{max} je maximální vlnová délka emitovaného záření, b je Wienova konstanta, $b = 2,899 \cdot 10^{-3} \text{ m}\cdot\text{K}$. [12]



Obr. 2.1: Ukázka infračerveného záření ve spektru [13]

V reálném prostředí je při snímání termografických dějů lidského těla detekováno dlouhovlnné infračervené záření (LWIR) v rozsahu 8 až 15 μm (Obr. 2.1) pocházející z šedých těles, ze kterého je vypočtena teplota snímaného objektu daným algoritmem. Záření dopadající na senzor kamery nepochází pouze přímo ze snímaného objektu. Součástí snímaného signálu jsou příspěvky od okolních těles, jejichž záření je odraženo cílovým objektem. Veškeré detekované záření je cestou k senzoru IR kamery navíc tlumeno atmosférou. Zmíněné aspekty je nutné uvažovat ve výpočtu výsledné teploty objektu. Důležitými veličinami, které hrají roli při výpočtu povrchové teploty jsou emisivita a transmitance. Emisivitu lze určit ze vztahu

$$\varepsilon = \frac{W_{\lambda o}}{W_{\lambda b}} \quad (2.5)$$

kde $W_{\lambda o}$ je intenzita vyzařování objektu a $W_{\lambda b}$ je intenzita vyzařování absolutně černého tělesa. Transmitance τ je množství záření, které prošlo objektem. Lze ji vypočítat jako poměr množství záření, které prošlo vzorkem a množství záření, které do něj vstoupilo.

Nyní je nutné vyjádřit jednotlivé složky, které ovlivňují detekované záření. (Obr. 2.2) Prvním příspěvkem je emise snímaného objektu, která se vypočte

$$\varepsilon\tau W_{obj} \quad (2.6)$$

kde ε je emisivita objektu, τ je transmitance atmosféry a W_{obj} je intenzita vyzařování objektu. Odražené záření od okolních objektů vyjadřuje vztah

$$(1 - \varepsilon)\tau W_{refl} \quad (2.7)$$

kde $(1 - \varepsilon)$ je odrazivost objektu a W_{refl} je intenzita vyzařování okolních objektů.

Záření atmosféry popisuje vzorec

$$(1 - \tau)\tau W_{atm} \quad (2.8)$$

kde $(1 - \tau)$ vyjadřuje emisivitu prostředí a W_{atm} značí intenzitu vyzařování okolní atmosféry. Celkové záření obdržené IR kamerou lze vypočítat jako součet všech příspěvků

$$W_{tot} = \varepsilon\tau W_{obj} + (1 - \varepsilon)\tau W_{refl} + (1 - \tau)W_{atm} \quad (2.9)$$

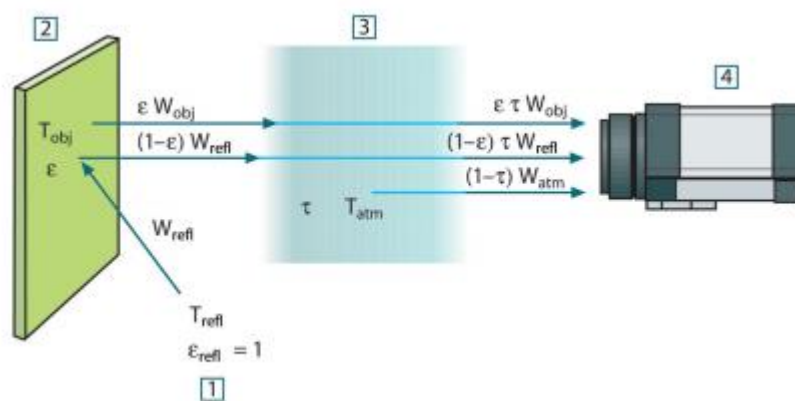
Tato celková dopadající energie způsobí na senzoru IR kamery změnu napětí U . Za předpokladu vztahu

$$U = CW \quad (2.10)$$

kde C je konstanta, lze výslednou změnu napětí na senzoru způsobenou zářením snímaného objektu vyjádřit vztahem

$$U_{obj} = \frac{1}{\varepsilon\tau} U_{tot} - \frac{1 - \varepsilon}{\varepsilon} U_{refl} - \frac{1 - \tau}{\varepsilon\tau} U_{atm} \quad (2.11)$$

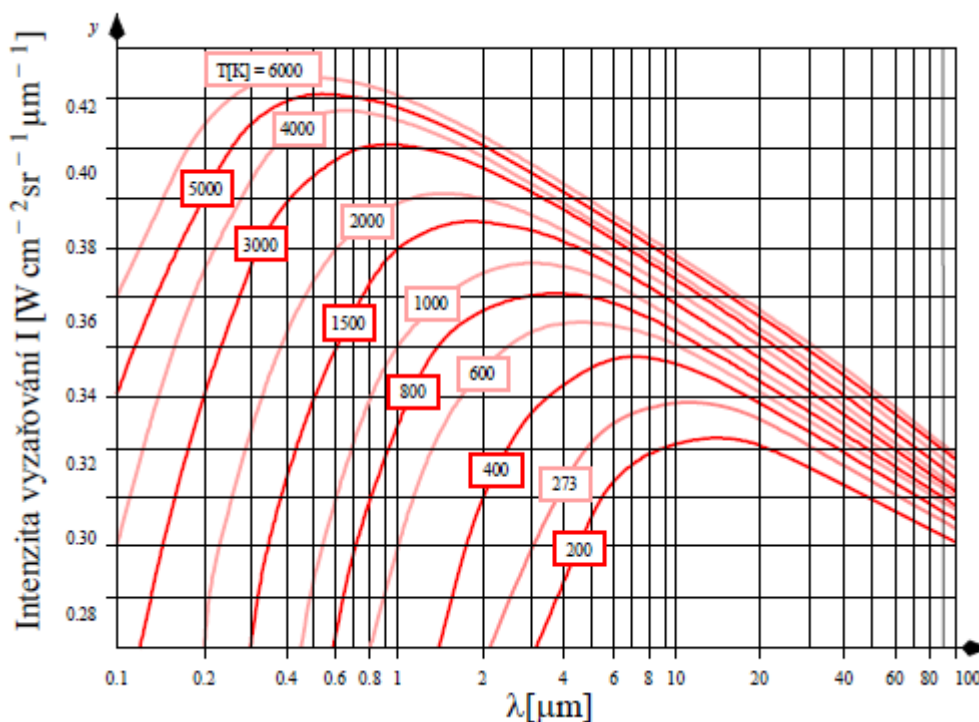
kde U_{obj} je změna napětí vyvolaná detekovaným objektem, U_{tot} je celková změna napětí na senzoru, U_{refl} je změna napětí na senzoru vyvolaná zářením okolních těles a U_{atm} je změna napětí na senzoru vyvolaná působením atmosféry. Vzorec (2.11) je používán při vyhodnocení detekovaného záření ve veškerých termografických FLIR zařízeních z důvodu potlačení nežádoucích složek signálu a přesného výpočtu povrchové teploty těles. [10]



Obr. 2.2: Nežádoucí záření dopadající na senzor IR kamery. 1) odražené záření z okolních objektů, 2) snímaný objekt, 3) atmosféra, 4) IR kamera [10]

2.1.1 Absolutně černé těleso

Fyzikální model ideálního tělesa, který pohlcuje veškeré záření dopadající na jeho povrch a následně toto absorbované záření opět emituje, se nazývá absolutně černé těleso. Neexistuje reálné těleso, které by pro danou teplotu a vlnovou délku dokázalo emitovat více energie. Emisivita absolutně černého tělesa nabývá maxima, tedy $\varepsilon = 1$. Model černého tělesa je primárně používán ke kalibraci zařízení, které detekují infračervené záření. [11] Na Obr. 2.3 jsou zobrazeny spektrální charakteristiky záření absolutně černého tělesa.



Obr. 2.3: Spektrální charakteristiky záření absolutně černého tělesa pro různé absolutní teploty, [14]

2.2 Termovizní kamera

Termovizní kamery detekují IR záření všech objektů. Základním principem kamery je převod zmíněného záření na elektrický signál, ze kterého je sestaven obraz, který znázorňuje zdánlivou teplotu povrchu měřeného objektu. Základními prvky IR kamery jsou optický systém, detektor a elektronika pro zpracování a vizualizaci obrazu (Obr. 2.4).

Optický systém tvoří soustava čoček, nejčastěji jsou používány spojky. Tato soustava fokuzuje dopadající infračervené záření na speciální detektorový čip (pole senzorů) obsahující tisíce miniaturních detektorových bodů uspořádaných v mřížce. Každý bod

v senzorem poli reaguje na IR záření, které na něj dopadá a převádí fotony na elektrický signál. Data z každého detektorového bodu jsou převzaty kamerovým procesorem, který matematickým zpracováním vytvoří barevnou mapu zdánlivých teplot objektu. Každé hodnotě teploty je přiřazena jiná barva. Výsledná matice barev je uložena do paměti a zobrazena na displeji kamery jako termální obraz objektu.

Mnoho infračervených kamer obsahuje navíc kameru v oblasti viditelného záření, která automaticky zaznamená standardní digitální obraz. Porovnáním těchto dvou snímků je možné snáze detekovat a lokalizovat problematické oblasti. [15]



Obr. 2.4: Ukázka přenosu záření z objektu do výsledného obrazu, [16]

IR kamery mají široké využití. Již řadu let se používají k detekování tepelných ztrát ve stavebnictví a strojírenství, zajišťují prediktivní údržbu elektrických strojů a zařízení. V neposlední řadě se využívají k diagnostice vhodných materiálů, například v letectví. Uvedená metodika se také používá k defektoskopii (odhalení vad výrobků). Dále může IR kamera včas signalizovat nebezpečí vzniku požáru. [17]

V lékařské problematice je snaha o zdůraznění propojení účinnosti zmíněného zobrazovacího systému a bezpečnosti vzhledem k pacientovi i obsluze. Jednou z oblastí, která by mohla brzy přejít do lékařské praxe, je detekce rakoviny prsu. Dále se detekce IR záření používá pro hodnocení krevního průtoku, zánětlivé artritidy, revmatismu nebo zobrazení mozku. [18]

2.2.1 Typy detektorů

Jednou z nejdůležitějších komponent termovizní kamery je detektor. Do značné míry určuje úroveň termálního a prostorového rozlišení, kterého je přístroj schopen dosáhnout. Detektory lze rozdělit na dvě základní skupiny podle jejich mechanismu, a to na tepelné a fotonové. [9]

Základním principem tepelných detektorů je zahřívání detektorového elementu, u kterého dojde ke změně jeho vlastností, a tím spustí jiný fyzikální mechanismus měřicí dopadající záření. Příkladem takového detektoru může být bolometr. Ten v závislosti

na intenzitě dopadajícího infračerveného záření mění elektrický odpor. Zvýšením teploty se zvýší množství párů volný elektron-díra, což znamená snížení odporu. [19] V termovizní kameře může být plošně umístěno mnoho těchto detektorů a vytváří pak tzv. mikrobolometrické pole. Tento typ detektorů nevyžaduje přímo chlazení, ale v mnoha případech je žádoucí, aby byl přítomen regulátor teploty. [9, 16]

Fotonové detektory zaznamenávají počet dopadajících fotonů, které interagují na atomové nebo molekulární úrovni s materiálem detektoru. Při interakci vzniknou nosiče nábojů, které generují napětí napříč detektorovým prvkem nebo vyvolají změnu elektrického odporu. Tento princip obvykle zahrnuje absorpci letícího fotonu elektronem a v důsledku tohoto jevu se elektron přemístí na jinou energetickou hladinu. [9]

Fotonové detektory mají větší citlivost než tepelné, ale jejich princip vyžaduje chlazení, aby nosiče náboje obsadily takovou energetickou hladinu, kde může dojít k interakci s letícím fotonem. Existují různé typy chlazení detektorů. Výběr závisí na požadované teplotní úrovni nebo na logistice použitého přístroje. [9]

Součástí termovizní kamery FLIR E50 použité v této práci je nechlazený mikrobolometrický detektor focal plane array. Uvedený detektor obsahuje pole bolometrických detektorových elementů (pixelů), přičemž každý element je tvořen několika vrstvami. Obsahuje především tenkou absorpční membránu a vyčítací integrovaný obvod (ROIC). Detektor musí být tepelně zcela izolován od okolního prostředí, aby zaznamenaná změna teploty byla úměrná pouze dopadajícímu IR záření. Postup výroby těchto detektorů je specifický pro každého výrobce, mohou se lišit například v použitém materiálu absorpční vrstvy. Kvalita obrazů vytvořených mikrobolometrickým detektorem se neustále zvyšuje. Inovací je zmenšení velikosti jednotlivých pixelů a tím zvýšení jejich počtu na stejné ploše. Tím dojde ke zlepšení rozlišovací schopnosti detektoru. Výhodou těchto detektorů je jejich malá velikost, hmotnost a nízká cena. Limitací je především zvýšená citlivost na šum. [20]

2.3 Ischemická choroba dolních končetin

Vytvoření aterosklerotických plátů na stěně tepen vede k postupnému uzavěru lumen tepny a ke zhoršení průtoku krve cévami s omezením cévního zásobení cílových orgánů. V závislosti na nárocích na cévní zásobení se první projevy ischemie na dolních končetinách obvykle projevují u pacientů při zátěži tzv. klaudikačními bolestmi s různě dlouhým klaudikačním intervalem. Progrese hypoxie tkání vede k progresi limitace nemocných s klidovými bolestmi až po těžkou kožní ischemii s defekty. [21]

Klinickým vyšetřením nemocného je zjištěno vymizení periferních pulzací na predilekčních místech, přítomnost šelestů při akceleraci toku ve stenotické tepně

a trofické změny, které vyplývají z dlouhodobé hypoxie. V rámci přístrojového vyšetření je detekován nález redukcí indexů ABI a TBI, v rámci sonografického vyšetření je zaznamenán nález aterosklerotických lézí a změna průtoků. Dle zkušeností lékařek z NNH z běžné praxe může být také provedeno radiologické angiologické vyšetření (zlatý standard) s cílem verifikování významnosti stenotických lézí a jejich anatomicky přesnou lokalizací. [21]

Základní dělení ICHDK je do čtyř stádií, přičemž každé má své charakteristické symptomy. I. stádium je asymptomatické a projevuje se pouze auskultačními šelesty na tepnách v rámci fyzikálního vyšetření, či nálezy přítomnosti aterosklerotických asymptomatických změn při zobrazovacím vyšetření. II. stádium – klaudikační, objevuje se bolest lýtek po ušlé určité klaudikační vzdálenosti (hranice délky trasy pro hodnocení je 200 m). III. stádium neboli stádium klidových bolestí se vyznačuje výskytem bolestí v noci v horizontální poloze. IV. stádium je kromě bolestí spojeno s přítomností defektů. [21]

2.4 Vazodilatační infuzní léčba

Terapie ICHDK musí být komplexní. Kromě zavedení opatření zahrnující antisklerotickou dietu, pravidelnou pohybovou aktivitu, svalový trénink a abstinenci kouření, jsou nutné také kontroly rizikových faktorů v souvislosti s naordinovanou léčbou, tzn. správnou kompenzací diabetu, hypertenzi a hyperlipidemií.

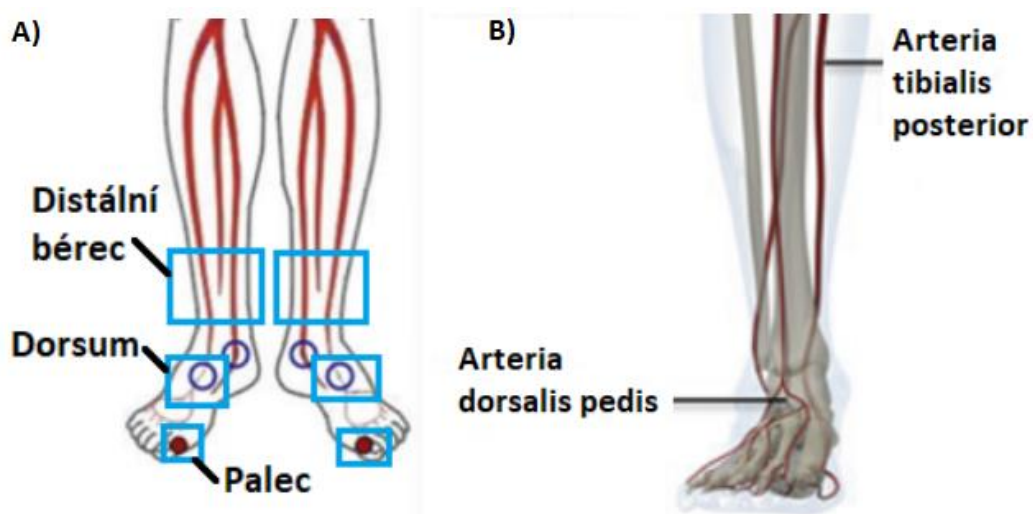
Další současně používaná terapie je farmakoterapie s cílem zlepšení perfuze cílových orgánů a tolerancí zátěže. Může být formou perorální, tabletové, popřípadě ve formě infuzní terapie pomocí prostaglandinů s intenzivním ovlivňováním mikrocirkulace a tokových vlastností krve. Tato terapie se používá především u chronické končetinové ischemie III. až IV. klinického stádia, kde není možné provedení revaskularizační léčby. Léčba má vazodilatační a antiagregační účinky, zmírňuje bolesti a zlepšuje hojení ran. [21]

Ve zdravotnickém zařízení Nemocnice Na Homolce, kde bylo realizováno snímání pacientů IR kamerou, je infuzní farmakoterapie realizována po dobu deseti dnů za hospitalizace pacienta. Každý den (ráno a večer) je nemocnému prostřednictvím infuze podáván fyziologický roztok obsahující účinnou látku. Po celou dobu této vazodilatační terapie je pacientovi aplikována stejná látka a zcela totožné množství. Podávané léčebné látky jsou především prostaglandin E1 – alprostadil, prostaglandin I2 – prostacyclin. Podávané farmakum působí v celé periférii pacienta a způsobuje systémový pokles tlaku. Léčbu je možné opakovaně podstoupit s minimálním časovým odstupem půl roku.

2.5 Měření kotníkových a palcových tlaků

Tlakový index kotník-paže (ABI) je poměr systolického krevního tlaku naměřeného v oblasti kotníku a na arteria brachialis. Původně byla tato metoda navržena k neinvazivní diagnostice periferního arteriálního onemocnění dolních končetin. Později se ukázalo, že je metoda indikátorem aterosklerózy cévních ploch a může sloužit jako prognostický marker kardiovaskulárních příhod a funkčního poškození i v případě absence symptomů, které charakterizují periferní arteriální onemocnění. [22]

Princip metody je založen na Dopplerovském snímání průtoku krve v povrchových artériích. Nejprve je manžeta tonometru umístěna nad kotník, následně je nafukována nad systolickou hodnotu a poté je pomalu vypouštěna. V průběhu tohoto procesu je dopplerovský detektor (tužkový doppler) umístěn na tepnu a je detekován signál na arteria dorsalis pedis a na arteria tibialis posterior. Oscilometrickou metodou pomocí digitálního tlakoměru je provedeno měření systolického tlaku na arteria brachialis. Obě zjištěné hodnoty jsou dány do poměru a je vypočten index kotníkových tlaků. Index palcových tlaků je proveden obdobně, s tím rozdílem, že je manžeta umístěna na palci dolní končetiny a je měřen systolický tlak periferních arterií pomocí senzoru, který se nachází pod manžetou. Opět je hodnota vypočtena poměrem se systolickým tlakem na arteria brachialis.

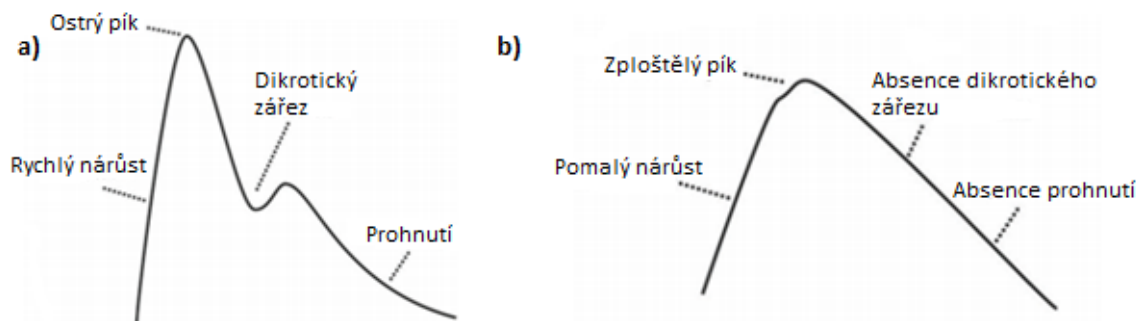


Obr. 2.5: Oblasti zájmu na DK – A) modrými obdélníky jsou označena místa snímání IR kamerou, modrými a červenými kolečky jsou znázorněna místa snímání ABI a TBI, B) Snímané artérie DK – arteria tibialis posterior a arteria dorsalis pedis, Převzato a upraveno [1]

Fyziologické hodnoty ABI se pohybují v intervalu 0,9 až 1,4. Hodnoty 0,51 až 0,89 značí mírné poškození periferních cév dolních končetin. Pokud je vypočtený index menší nebo roven 0,5 je zřejmá nedostatečná perfuze končetiny a těžké poškození periferních cév. Hodnoty vyšší než 1,4 značí zvěpenatělé cévy (mediokalcinóza), které jsou špatně stlačitelné. Tento jev je typickým projevem například diabetiků a celé měření může být

zkreslené. Normální hodnoty TBI by měly být vyšší než 0,64. V případě, že se vypočtený index nachází v intervalu 0,12 až 0,63 je zřejmé poškození periferních cév. Hodnoty menší nebo rovny 0,11 značí těžké poškození. Ovlivnění mediokalcinózou v oblasti prstových artérií je velmi vzácné. [1]

V průběhu tohoto vyšetření je možné také zaznamenat křivku pulzní vlny, která má svůj charakteristický tvar v případě správného krevního průtoku v měřené artérii. Typický průběh zobrazuje rychlý vzestup, ostrou špičku, dikrotický zářez a lehce prohnutou distální vlnu. Ukázka fyziologické křivky je na obrázku 2.6 a). V případě abnormálního chování cév je možné na křivce detekovat typické anomálie, které se projevují například pomalým vzestupem, zploštělým vrcholem, chybějícím dikrotickým zářezem a absencí prohnutí (ukázka je zobrazena na obrázku 2.6 b)). [1]

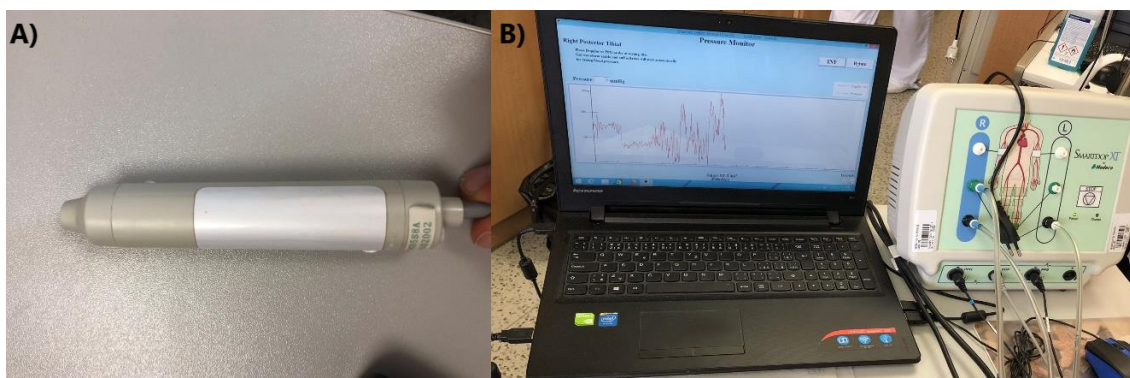


Obr. 2.6: Tvar pulzní vlny – a) typický fyziologický průběh, b) patologický průběh. Převzato a upraveno [1]

Uvedená metoda vyšetření je realizována ve ZZ Nemocnice Na Homolce u každého pacienta před nastoupením na léčbu a bezprostředně po jejím dokončení. Ukázka měření ABI a TBI v praxi je uvedena na Obr. 2.7 a 2.8. Při prvotním měření je obvykle zjištěno poškození krevního průtoku artériemi (hodnoty ABI jsou nižší než fyziologické). Naměřené hodnoty po léčbě se zpravidla neliší s těmi prvotními, takže jsou k hodnocení efektu aplikované terapie v podstatě nepoužitelné.



Obr. 2.7: Ukázka míst měření tlakových indexů, A) arteria dorsalis pedis (dorsum), B) arteria tibialis posterior (distální bérce), C) periferní artérie (palec). Fotografie: autor.



Obr. 2.8: Zařízení na měření arteriálních tlakových indexů, A) Dopplerovská sonda, B) Ultrazvukové dopplerovské zařízení propojené s notebookem. Fotografie: autor.

2.6 Realizace experimentu

2.6.1 Použité přístroje a materiály

Dílčím cílem této práce bylo nasnímat postižená místa pacientů IR kamerou. Byla použita kamera od firmy FLIR, model E50, která zaznamenává a zobrazuje IR záření (Obr. 2.9). Kamera disponuje kvalitní optikou s ručním zaostřením pomocí zaostřovacího kroužku. Detekuje objekty v teplotním rozsahu $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ až $+650\text{ }^{\circ}\text{C}$ s teplotní citlivostí $< 0,05\text{ }^{\circ}\text{C}$ (nad $+30\text{ }^{\circ}\text{C}$). Rozlišení mikrobolometrického detektoru je 240×180 pixel, zaměřené zorné pole je v rozsahu $25^{\circ} \times 19^{\circ}$ a samozřejmostí je také dotykový LCD displej o velikosti 3,5 palce. Součástí kamery je digitální fotoaparát s rozlišením 3,1 megapixelů a laserové ukazovátka umožňující přesnější snímání. [23]



Obr. 2.9: Ukázka použité termovizní kamery FLIR E50 [24]

Základní technické parametry použité IR kamery jsou uvedeny v Tabulce 2.1. [23] Výsledné snímky byly přeneseny do počítače pomocí USB kabelu jako obrázek ve formátu *.jpg. Současně s IR kamerou byl použit držák kamery od firmy Fluke a stativ značky Velbon DF 50. Termovizní kamera a její komponenty byly zakoupeny zdravotnickým zařízením Nemocnice Na Homolce, oddělením alergologie a klinické imunologie za účelem zvýšení efektivity diagnostiky onemocnění pacientů napříč různými odděleními.

Tabulka 2.1: Parametry infračervené kamery FLIR E50 [23]

Parametr	Hodnota parametru
Rozlišení senzoru	240 x 180 px
Teplotní citlivost	<0,05 °C
Teplotní rozsah	-20 °C...+650 °C
Přesnost	± 2 °C
Zorné pole	25° x 19°
Typ detektoru	Focal plane array – nechlazený mikrobolometr
Prostorové rozlišení	1,82 mrad
Frekvence obrazu	60 Hz
Clonové číslo	1,3
Digitální zoom	2x, 4x
Formát souborů	Standardní JPG
Doba provozu	4 hodiny

2.6.2 Stabilita a přesnost termovizní kamery

Z důvodu zajištění stálosti IR kamery je žádoucí v průběhu několikaměsíčního snímání pacientů provádět testovací detekci IR záření modelu AČT o konstantní teplotě. Tento úkon byl prováděn jednou týdně, vždy den před snímáním nového pacienta. K dispozici bylo kalibrační těleso od firmy KLEIBER, typ KBB 35, které má emisivitu $\varepsilon = 0,98$ a v pohotovostním režimu by mělo vyzařovat infračervené záření odpovídající teplotě 35 °C, s maximální odchylkou $\pm 0,2$ °C. Použité testovací těleso je znázorněno na Obr. 2.10 a v Tabulce 2.2 jsou uvedeny technické parametry. [25]

Tabulka 2.2: Parametry použitého kalibračního tělesa KBB 35 [25]

Parametr	Hodnota parametru
Emisivita	0,98
Průměr otvoru	50,8 mm
Doba zahřívání	max. 5 minut
Rozměry	64,5 x 81,0 x 133,5 mm



Obr. 2.10: Ukázka modelu kalibračního tělesa používaného ke kalibraci IR kamery [26]

2.6.3 Metodika provedení experimentu a chyby měření

Realizace snímání pacientů IR kamerou byla provedena ve zdravotnickém zařízení Nemocnice Na Homolce, na angiologickém oddělení. Obor angiologie se zabývá poruchami periferních cév, jejich diagnostikou a výběrem následné léčby. Jedná se o komplexní oblast, přičemž zmíněná problematika se prolíná s dalšími interními a chirurgickými obory, například s cévní chirurgií, kardiologií, kardiochirurgií a dalšími.

Pacienti, kteří trpí dlouhodobými problémy související s nedokrvováním končetin a zároveň mají diagnostikováno onemocnění ICHDK, mohou jednou za půl roku podstoupit vazodilatační léčbu. Po dobu deseti dnů jsou hospitalizováni ve ZZ a každé ráno a večer je jim intravenózně podáván medikament, který působí vazodilatačně a vede ke zlepšení prokrvení končetin (vazodilatace cév) a celkového zdravotního stavu pacienta.

V rámci této diplomové práce byly pacientovi snímány obě dolní končetiny na třech konkrétních místech, které byly konzultovány s lékařkami. Jedná se o oblast palce, kde je snímání zaměřeno na průtok krve koncovými perifériemi. Druhou oblastí je dorsum neboli nárt dolní končetiny, který je prokrvován především arterií dorsalis pedis. Třetí snímanou zónou je distální bérce (nad kotníkem), kde je vyšetřována funkce artérie tibialis posterior (Obr. 2.5). Provedení experimentu předcházelo schválení předložených dokumentů Etickou komisí Nemocnice Na Homolce (uvedeno v příloze práce).

Snímání pacienta bylo uskutečněno ve speciální místnosti (ukázka místnosti je uvedena na Obr. 2.11). Byly eliminovány nežádoucí vlivy, které by mohly ovlivnit výsledky měření. Bylo zabráněno zvýšenému proudění vzduchu (vypnutá klimatizace, zavřené dveře), proběhla kontrola zavřených oken, žaluzie byly zataženy. Pacient byl po příchodu do místnosti umístěn na lehátko do polohy vleže a před samotným měřením setrval po dobu pěti minut v testovací místnosti, aby došlo k aklimatizaci (předtím byl po dobu minimálně jedné hodiny již ve ZZ, takže nebyl teplotní rozdíl tak výrazný). Před příchodem pacienta byla zapnuta termovizní kamera (minimálně po dobu pěti minut před samotným měřením, jak uvádí výrobce). Dále bylo zamezeno ovlivnění měření lesklými dlaždicemi, které se nacházely po obvodu celé místnosti ve výšce snímání pacienta, překrytím matným balicím papírem. V průběhu aklimatizace byla změřena teplota a relativní vlhkost vzduchu v místnosti, IR kamera byla umístěna do držáku a stativu ve vzdálenosti jednoho metru od pacienta. Také byla změřena odražená teplota, která byla spolu s ostatními parametry nastavena na IR kameře. Dále byl pacient seznámen s informovaným souhlasem (Příloha C), který před provedením měření podepsal. Vyplněna byla také karta probanda (Příloha D). Po dokončení měření byly snímky zálohovány a převedeny do počítače k dalšímu zpracování.



Obr. 2.11: Ukázka měřicí místnosti. Fotografie: autor.

2.6.4 Nastavení parametrů

Před snímáním pacienta bylo nutné nastavit hodnoty některých parametrů – emisivitu snímaného objektu, relativní vlhkost v místnosti, atmosférickou teplotu, teplotu odraženého záření a vzdálenost objektu od objektivu IR kamery. Hodnota emisivity lidské pokožky, která je používána v medicíně je 0,98. [27] Relativní vlhkost v místnosti a atmosférická teplota byly před každým snímáním pacienta naměřeny externím měřičem, zaznamenána do protokolu měření (Příloha E) a následně nastavena na IR kameře. Teplota odraženého záření byla stanovena detekcí vyzařované teploty od pozadí pacienta. Vzdálenost objektu byla nastavena na jeden metr. [28]

2.7 Statistické zpracování dat

Snímky byly pořízeny IR kamerou a zpracovány v programovém prostředí Matlab. Byla použita knihovna ThermoLib.dll, pomocí které byl barevný snímek převeden na 2D matici, ve které každý pixel představoval hodnotu teploty ve °C. V každé snímané oblasti byl vybrán specifický obdélník obsahující hodnoty teplot, které byly později vyhodnocovány (vzhledem k malému počtu pacientů byl obdélník vybrán individuálně pro každý snímek). Vybraný obdélník v oblasti distálního bérce měl velikost 29 x 25 pixelů, v oblasti dorsa 18 x 30 pixelů a pro palec 9 x 10 pixelů. Data byla testována na normalitu pomocí Kolmogorova-Smirnova testu. Následně byl na porovnání totožné končetiny před léčbou a po ní použit párový neparametrický Wilcoxonův test. Porovnání levé a pravé končetiny bylo provedeno dvouvýběrovým neparametrickým Wilcoxonovým testem. Vizuální zobrazení statistických hodnot porovnávaných dat bylo

realizováno boxploty. K porovnání výsledků získaných IR kamerou s hodnotami subjektivního skóre byl použit Spearmanův korelační koeficient. Data byla testována na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

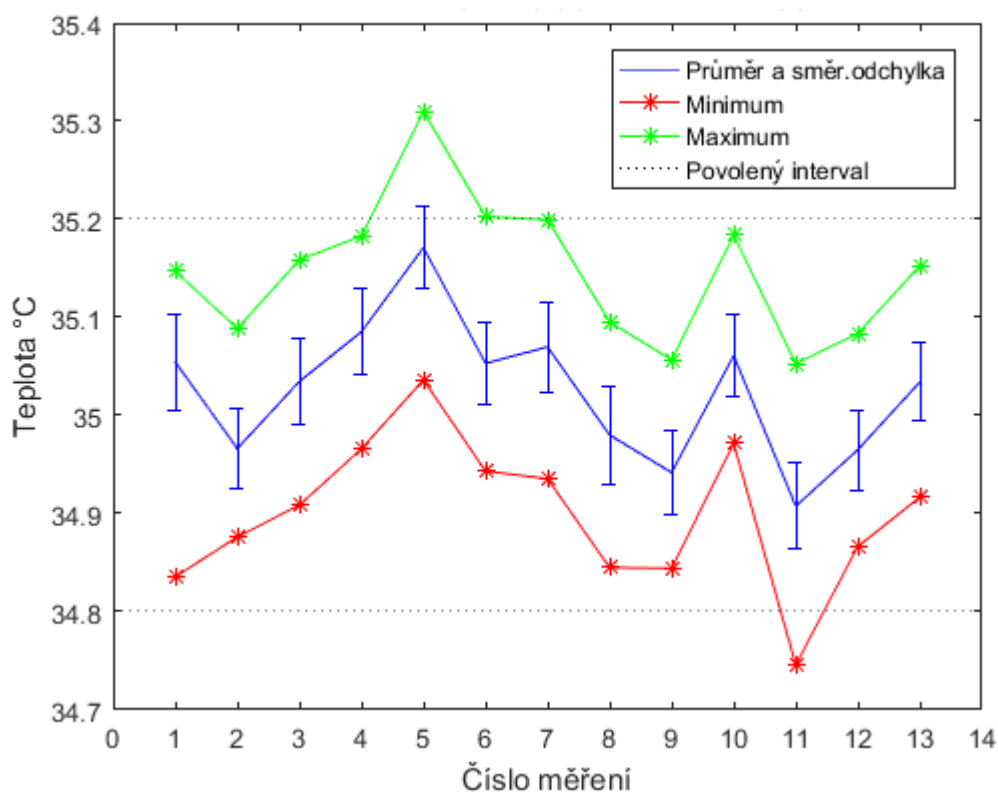
3 Výsledky

3.1 Ověření přesnosti termovizní kamery

Každý týden před plánovaným snímáním nového pacienta bylo provedeno ověření stálosti IR kamery podle modelu absolutně černého tělesa, který emituje záření odpovídající teplotě 35 °C. Povolený interval detekované teploty od výrobce je $35 \pm 0,2$ °C. Byla vypočtena průměrná hodnota pro každé měření, směrodatná odchylka, minimum a maximum. Hodnoty jsou zobrazeny na Obr. 3.1. Souhrnné vypočtené hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 3.1.

Tabulka 3.1: Celkové vypočtené hodnoty modelu AČT naměřené IR kamerou

Parametr	Hodnota
Počet měření	13
Průměrná teplota	35,03 °C
Minimum	34,75 °C
Maximum	35,31 °C



Obr. 3.1: Testování stálosti IR kamery v průběhu realizace pilotních experimentů

Z výše uvedeného grafu je patrné, že průměrná hodnota detekované oblasti na modelu AČT se po celou dobu realizace měření pohybovala v povoleném intervalu, který je zadán od výrobce. Pouze dvě hodnoty ze všech vyhodnocovaných byly naměřeny mimo povolený interval.

3.2 Výsledky měření kotníkových a palcových indexů

Hodnoty ABI a TBI byly měřeny před léčbou a po léčbě. Z důvodu defektů na dolních končetinách a na přání pacientů nebyly ve většině případech měřeny hodnoty ABI. V Tabulce 3.2 jsou uvedeny hodnoty tlakových indexů na palci před léčbou a po léčbě. Hodnoty TBI nižší než 0,64 jsou považovány za patologické. Diference mezi hodnotami nevyovídá z medicínského hlediska o zlepšení prokrvení končetin.

Tabulka 3.2: Naměřené hodnoty TBI před léčbou a po léčbě

ID (-)		TBI před léčbou (-)	TBI po léčbě (-)	Diference (-)
ID_03	Levá noha	0,26	0,30	0,04
	Pravá noha	0,75	0,75	0,00
ID_04	Levá noha	0,26	0,41	0,15
	Pravá noha	0,38	0,43	0,05
ID_06	Levá noha	0,32	0,41	0,09
	Pravá noha	Nezměřitelné	Nezměřitelné	-
ID_07	Levá noha	0,38	0,33	0,05
	Pravá noha	0,24	0,30	0,06
ID_09	Levá noha	0,08	0,07	0,01
	Pravá noha	0,12	0,13	0,01

3.3 Porovnání výsledků před vazodilatační léčbou a po jejím dokončení

Pro každou vyhodnocovanou oblast byl vypočten aritmetický průměr a směrodatná odchylka, hodnoty jsou zaznamenány v Tabulce 3.3. Následně byla data pomocí Kolmogorova-Smirnova testu testována na normalitu – u všech testovaných dat byla zamítnuta nulová hypotéza, tedy že mají normální rozdělení. K vyhodnocení statistické difference povrchové teploty před léčbou a po léčbě byl použit neparametrický párový Wilcoxonův test a výsledky jsou uvedeny v Tabulce 3.4. Testování bylo provedeno na hladině významnosti 0,05.

Tabulka 3.3: Vypočtená data pro každou snímanou oblast

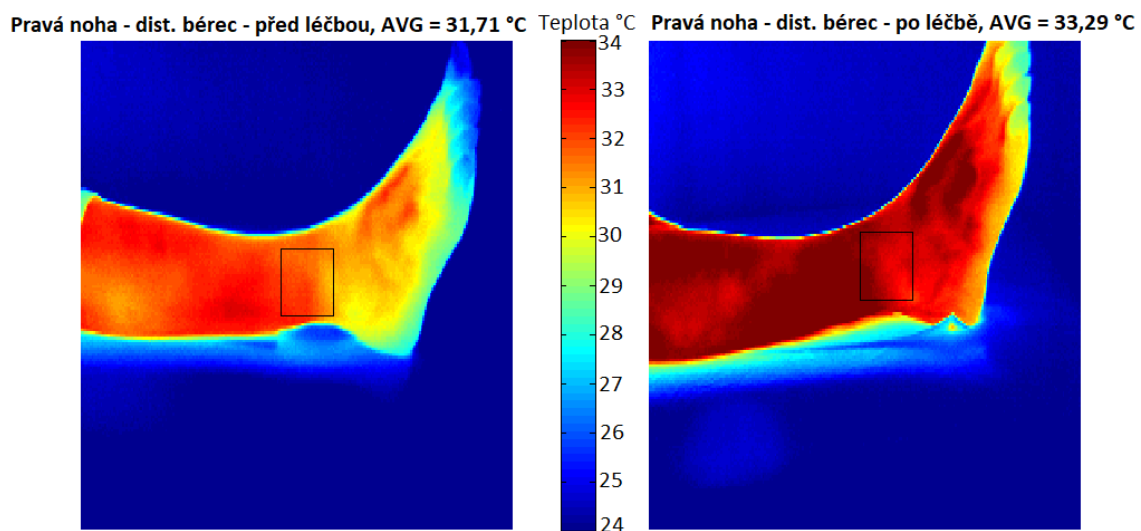
ID (-)	Oblast (-)	Před léčbou		Po léčbě	
		Průměr (°C)	Smodch (°C)	Průměr (°C)	Smodch (°C)
ID_03 - LN	Distální bérec	30,5256	0,5002	31,6921	0,3066
	Dorsum	28,9871	0,2837	30,9457	0,3593
	Palec	27,4500	0,2718	29,6930	0,4398
ID_04 - PN	Distální bérec	31,7080	0,4346	33,2890	0,4538
	Dorsum	30,6931	0,6603	32,9615	0,7827
	Palec	27,9019	0,5405	29,7340	0,6097
ID_06 - PN	Distální bérec	31,1583	0,3787	32,5258	0,2628
	Dorsum	29,7867	0,4473	31,6383	0,4266
	Palec	26,5053	0,2445	30,7987	0,2397
ID_07 - LN	Distální bérec	31,4586	0,2982	32,7861	0,2112
	Dorsum	30,1987	0,2959	32,3553	0,2569
	Palec	30,1970	0,2232	32,0287	0,1557

Tabulka 3.4: Statistické vyhodnocení naměřených dat před léčbou a po léčbě

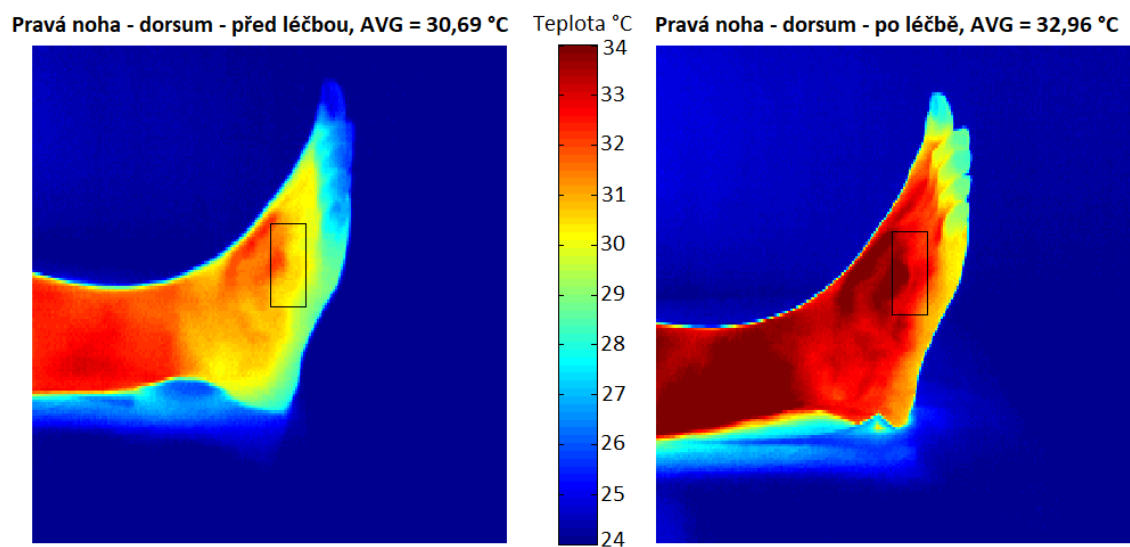
ID (-)	Oblast (-)	Δt (°C)	p-hodnota (-)
ID_03	Distální bérec	1,1665	$2,54 \cdot 10^{-129}$
	Dorsum	1,9586	$3,73 \cdot 10^{-98}$
	Palec	2,2430	$8,75 \cdot 10^{-20}$
ID_04	Distální bérec	1,5810	$2,54 \cdot 10^{-129}$
	Dorsum	2,2684	$3,73 \cdot 10^{-98}$
	Palec	1,8321	$8,99 \cdot 10^{-20}$
ID_06	Distální bérec	0,8895	$2,54 \cdot 10^{-129}$
	Dorsum	1,8507	$3,73 \cdot 10^{-98}$
	Palec	4,2934	$8,75 \cdot 10^{-20}$
ID_07	Distální bérec	1,3275	$2,54 \cdot 10^{-129}$
	Dorsum	2,1566	$3,75 \cdot 10^{-98}$
	Palec	1,8317	$8,75 \cdot 10^{-20}$

V Tabulce 3.4 je uveden rozdíl povrchové teploty, který byl způsoben vazodilatační léčbou. Také je uvedena p-hodnota, která ve všech případech nabývá menší hodnoty než 0,05.

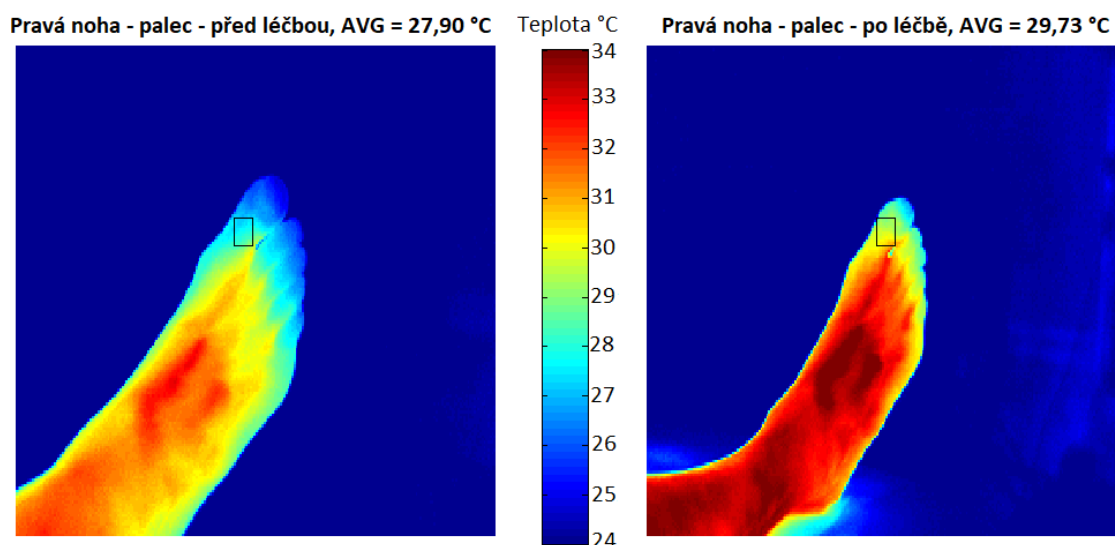
Na Obr. 3.2, 3.3 a 3.4 jsou zobrazeny termografické snímky každé snímané oblasti na pravé dolní končetině pacienta ID_04 a jejich porovnání před léčbou a po léčbě. Vyhodnocované oblasti jsou ohraničeny černým obdélníkem.



Obr. 3.2: Změna teploty na distálním bérci na pravé DK vlivem vazodilatační léčby



Obr. 3.3: Změna teploty na dorsum na pravé DK vlivem vazodilatační léčby



Obr. 3.4: Změna teploty na palci na pravé DK vlivem vazodilatační léčby

Byla vypočtena celková průměrná teplota každé vyhodnocované oblasti pro všechny pacienty. Tento údaj je společně se směrodatnou odchylkou uveden v Tabulce 3.5.

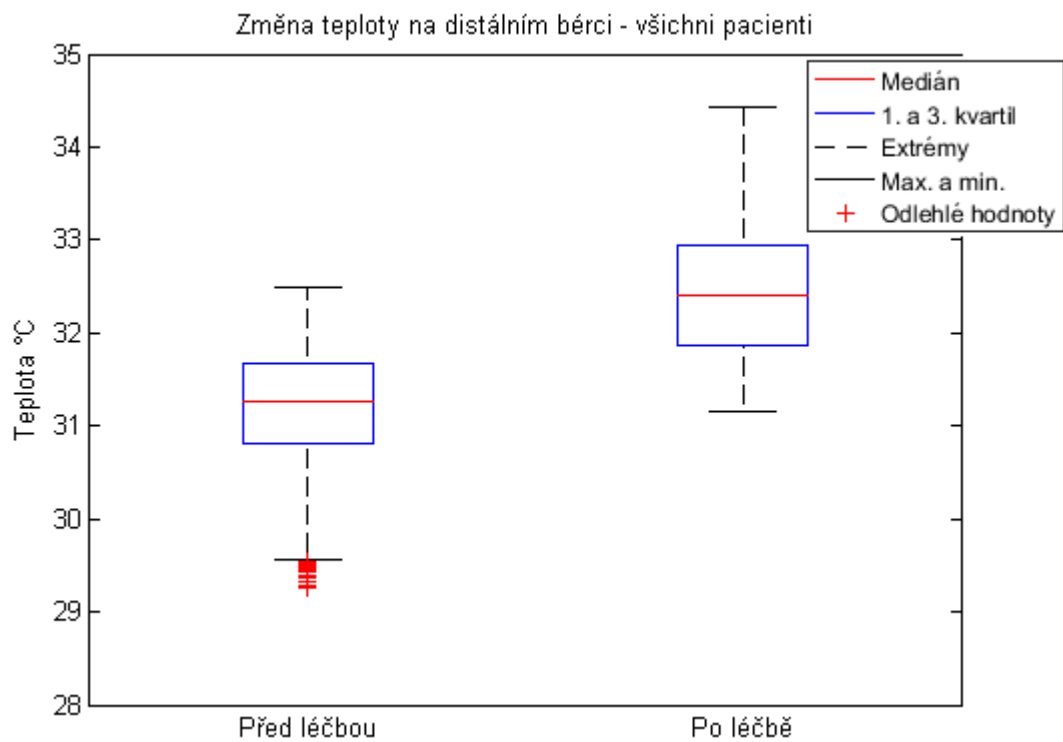
Bylo provedeno grafické vizuální porovnání všech pacientů před léčbou a po léčbě pomocí boxplotů. Je zde znázorněn medián, první a třetí kvartil, minimum, maximum a odlehlé hodnoty. Data jsou vyobrazena na Obr. 3.5, 3.6 a 3.7. Je zřejmé, že medián po léčbě nabývá ve všech případech vyšších hodnot. Také souhrnná data naměřená před léčbou a po léčbě se významně statisticky liší, jak znázorňuje Tabulka 3.6.

Tabulka 3.5: Celkové vypočtené hodnoty postižené dolní končetiny pro všechny pacienty

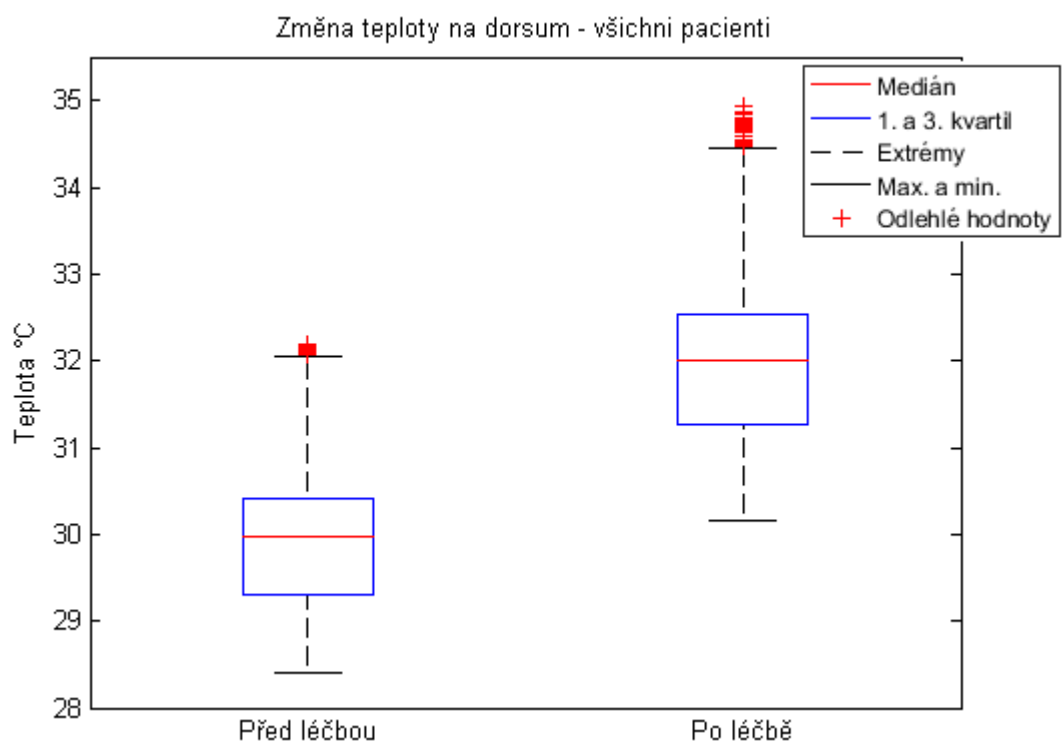
Oblast (-)	Stav (-)	Průměr (°C)	Smodch (°C)	Diference (°C)
Distální bérec	Před léčbou	31,2126	0,6024	1,2411
	Po léčbě	32,4537	0,6983	
Dorsum	Před léčbou	29,9164	0,7693	2,0543
	Po léčbě	31,9707	0,9048	
Palec	Před léčbou	28,0136	1,4019	2,55
	Po léčbě	30,5636	1,0367	

Tabulka 3.6: Statistické porovnání postižené dolní končetiny pro všechny pacienty

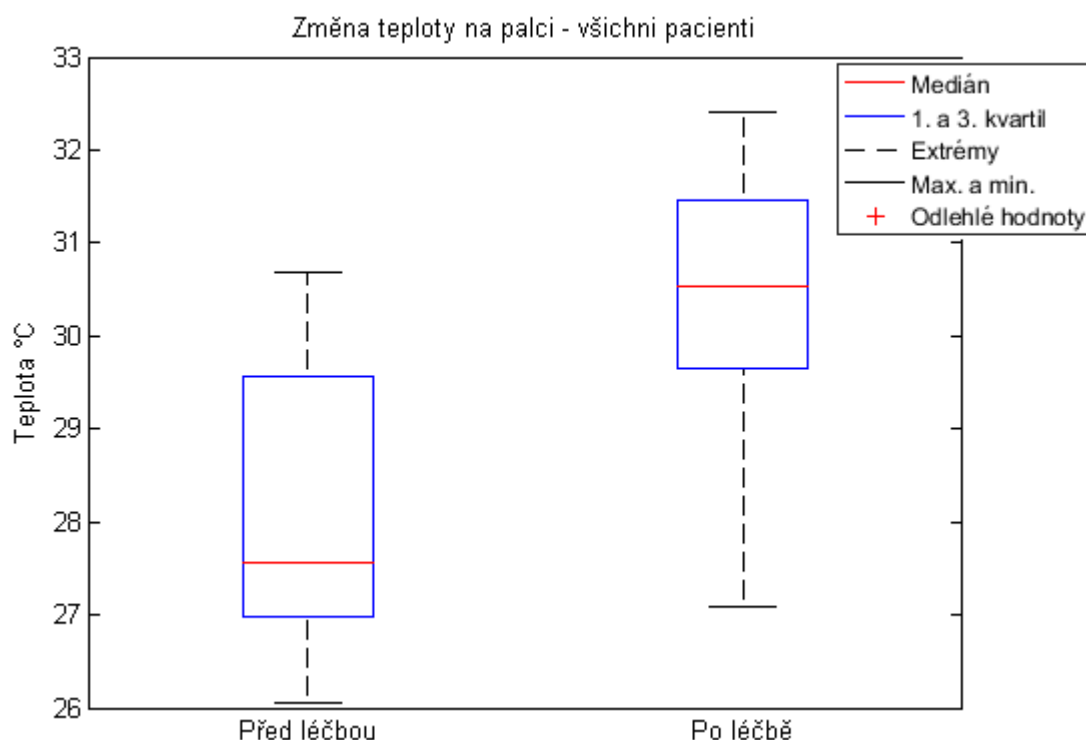
Oblast (-)	p-hodnota (-)
Distální bérec	0
Dorsum	0
Palec	$8,02 \cdot 10^{-74}$



Obr. 3.5: Grafické zobrazení statistického porovnání distálního bérce



Obr. 3.6: Grafické zobrazení statistického porovnání dorsa



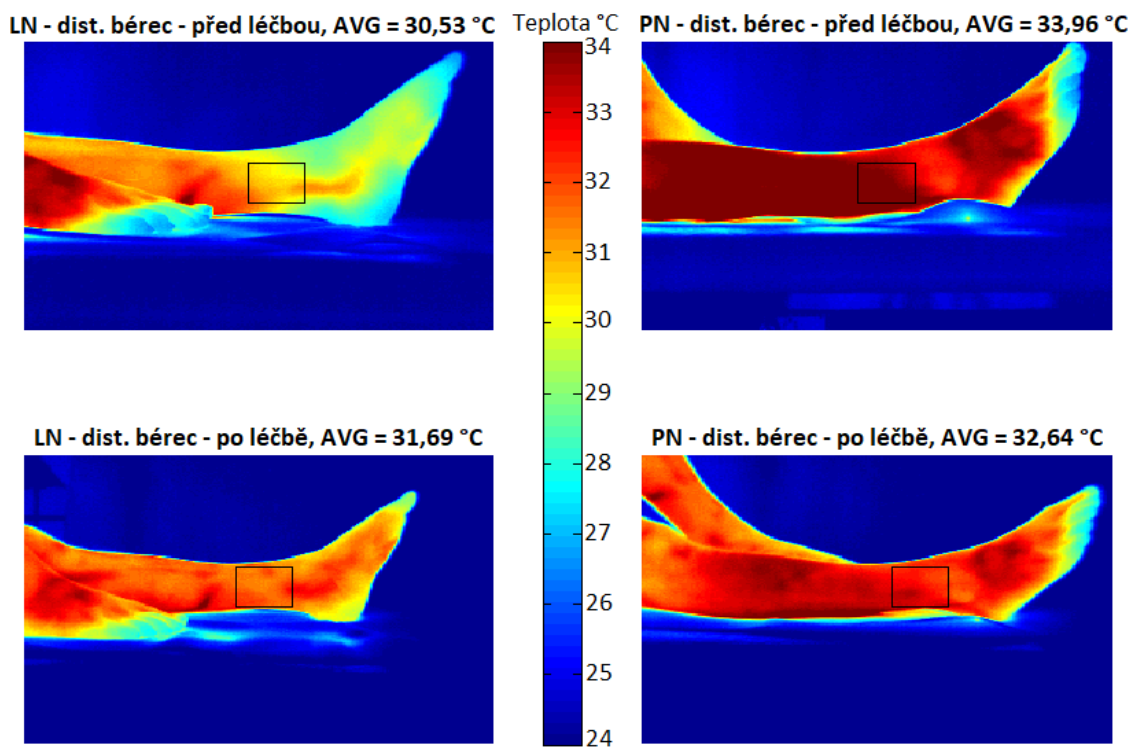
3.4 Porovnání termogramů levé a pravé dolní končetiny

Součástí vyhodnocení dat bylo také porovnání povrchových teplot levé a pravé dolní končetiny neparametrickým dvouvýběrovým Wilcoxonovým testem. Tabulka 3.7 zobrazuje teplotní rozdíly mezi oběma končetinami před a po léčbě. Jedná se pouze o oblast palce, tedy nejvzdálenější snímanou oblast z hlediska periférie. Je zřejmé, že se výrazný teplotní rozdíl mezi oběma dolními končetinami ve většině případů po aplikování léčby snížil.

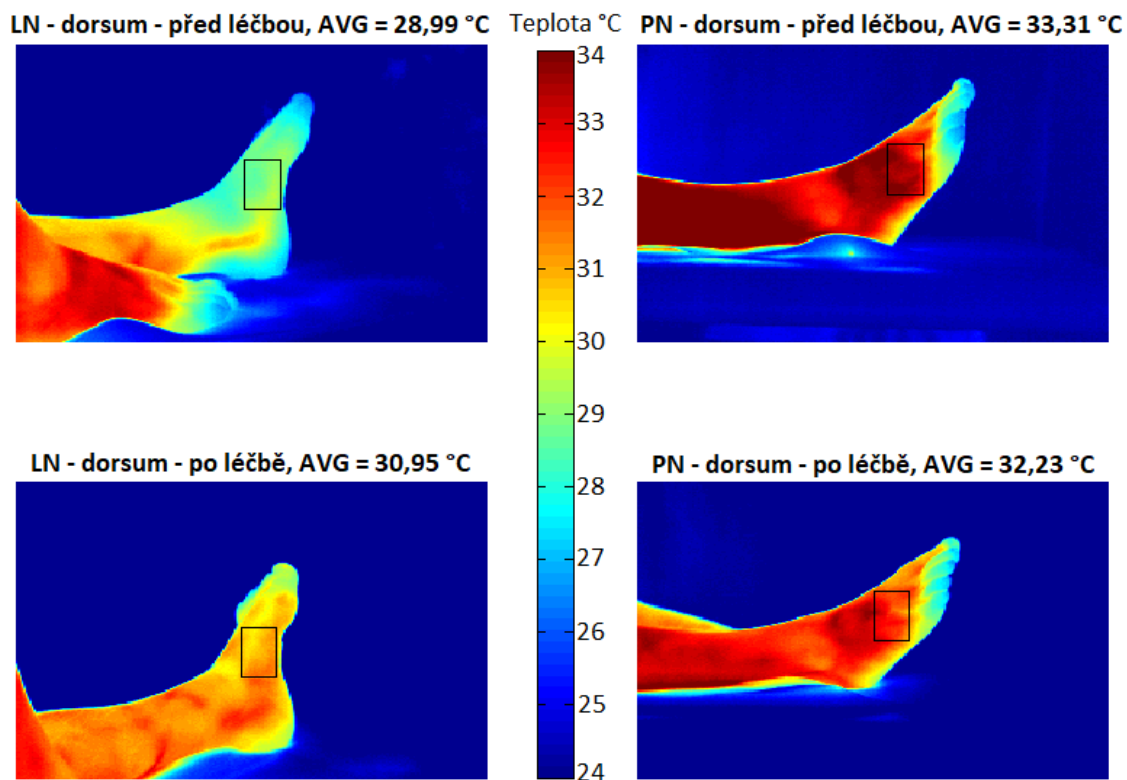
Tabulka 3.7: Srovnání teplot obou dolních končetin před vazodilatační léčbou a po její aplikaci

ID (-)	Před léčbou		Diference	Po léčbě		Diference
	LN (°C)	PN (°C)	ΔT (°C)	LN (°C)	PN (°C)	ΔT (°C)
ID_03	27,4500	30,7374	3,2874	29,6930	30,6485	0,9555
ID_04	28,8413	27,9019	0,9394	29,0034	29,7340	0,7306
ID_06	28,5086	26,5053	2,0033	30,3721	30,7987	0,4266
ID_07	30,1970	33,0918	2,8407	32,0287	33,4984	1,4697
ID_09	29,9658	27,2025	2,7633	30,4977	30,3985	0,0992

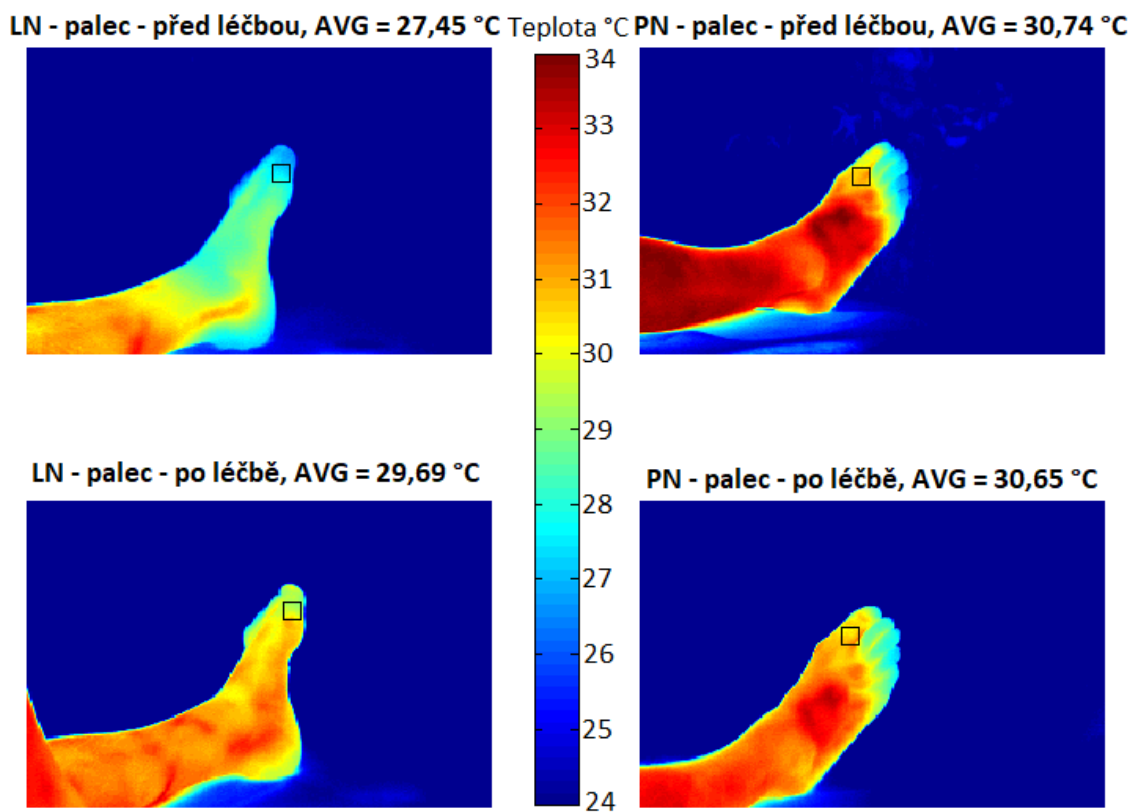
Vizuální potvrzení dat uvedených v Tabulce 3.6 je zobrazeno na Obr. 3.8, 3.9 a 3.10. Na každém obrázku je vlevo zobrazena levá DK, vpravo pravá DK, v horní části je zobrazen stav před léčbou, dolní obrázky představují stav po aplikování desetidenní vazodilatační léčby. Panel barevné mapy je jednotný pro všechny čtyři snímky na obrázku. Ukázková data jsou pro pacienta ID_03.



Obr. 3.8: Ukázka porovnání termografických snímků levé a pravé DK v oblasti distálního bérec před léčbou a po jejím aplikování pro pacienta ID_03



Obr. 3.9: Ukázka porovnání termografických snímků levé a pravé DK v oblasti dorsa před léčbou a po jejím aplikování pro pacienta ID_03



Obr. 3.10: Ukázka porovnání termografických snímků levé a pravé DK v oblasti palce před léčbou a po jejím aplikování pro pacienta ID_03

3.5 Porovnání výsledků termovizní kamery a subjektivního skóre

Byla stanovena stupnice hodnocení subjektivního skóre, podle které pacienti sdělovali své pocity po aplikování vazodilatační léčby. Hodnoty škály a odpovídající intervaly teplotní difference jsou uvedeny v Tabulce 3.8. Interval teplotní difference vycházel z naměřených dat a ze zkušeností zdravotnických pracovníků v NNH.

Tabulka 3.8: Hodnotící stupnice změny teploty

Hodnotící stupnice (-)	Subjektivní skóre (-)	Interval teplotní difference (°C)
1	zhoršení	-1 až 0
2	beze změny	0 až 0,9
3	mírné zlepšení	0,9 až 2
4	výrazné zlepšení	2 a více

Každé diferenci povrchové teploty odpovídal uvedený interval, který koresponduje s číslem na hodnotící stupnici (Tabulka 3.8). Korelace byla vypočtena z údajů na hodnotící škále, které odpovídaly naměřeným hodnotám a z hodnot, které odpovídaly subjektivnímu hodnocení, které poskytl každý pacient (Tabulka 3.9). Spearmanův korelační koeficient vyšel 0,76.

Tabulka 3.9: Porovnání subjektivního skóre od pacienta a teplotních diferencí

ID (-)	Oblast (-)	Diference (°C)	Subjektivní skóre (-)
ID_03 - LN	Distální bérce	1,1665	3
	Dorsum	1,9586	3
	Palec	2,2430	4
ID_04 - PN	Distální bérce	1,581	3
	Dorsum	2,2684	3
	Palec	1,8321	3
ID_06 - PN	Distální bérce	0,8895	3
	Dorsum	1,8507	3
	Palec	4,2934	4
ID_07 - LN	Distální bérce	1,3275	3
	Dorsum	2,1566	4
	Palec	1,8009	3

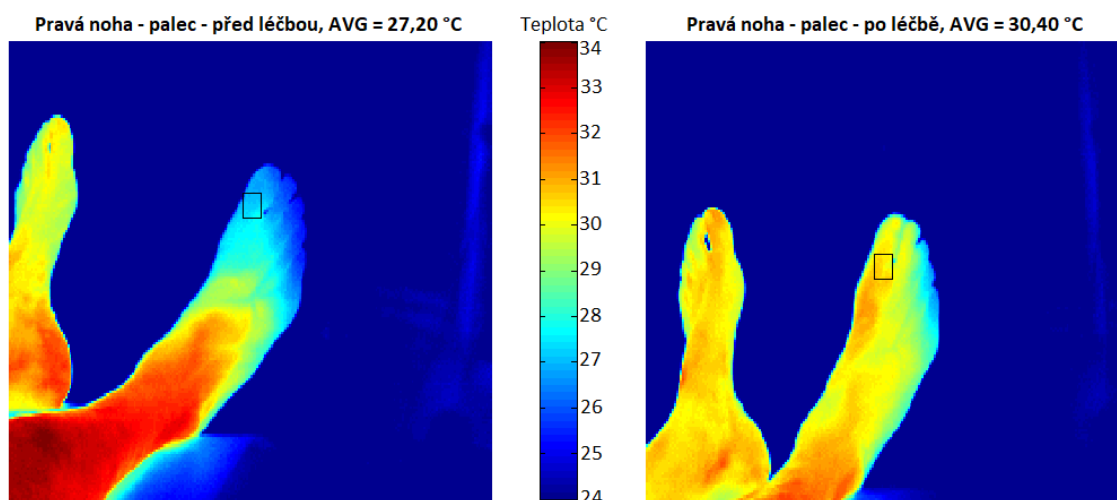
3.6 Abnormalita při snímání pacientů

3.6.1 Snímání pacienta v průběhu léčby (6. den)

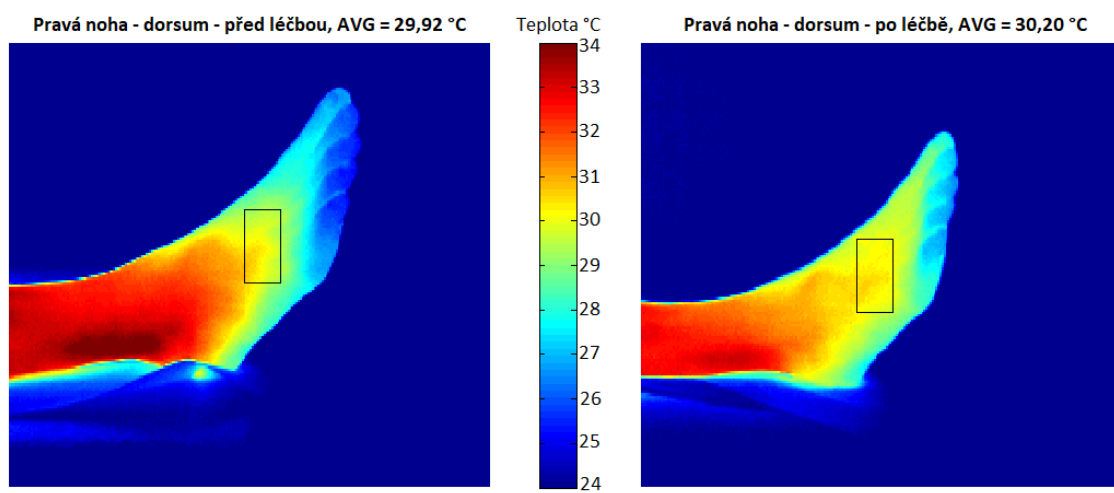
Z organizačních důvodů byl pacient ID_09 snímán již šestý den od začátku léčby. Na termografických snímcích na Obr. 3.11 a 3.12 je zobrazeno zvýšení teploty na palci pravé DK a absence účinku léčby na dorsum pravé DK. V oblasti distálního bérce byl detekován pokles povrchové teploty, hodnoty pro pravou dolní končetinu jsou pak uvedeny v Tabulce 3.10.

Tabulka 3.10: Vypočtené průměrně hodnoty pravé DK před léčbou a šestý den od začátku léčby

Oblast (-)	Stav (-)	Průměr (°C)	Diference (°C)
Distální bérce	Před léčbou	33,1792	-0,9660
	Po léčbě	32,2132	
Dorsum	Před léčbou	29,9213	0,2740
	Po léčbě	30,1953	
Palec	Před léčbou	27,2025	3,1960
	Po léčbě	30,3985	



Obr. 3.11: Porovnání palce na pravé dolní končetině šestý den vazodilatační léčby pro pacienta ID_09



Obr. 3.12: Porovnání dorsa na pravé dolní končetině šestý den vazodilatační léčby pro pacienta ID_09

4 Diskuse

Tato diplomová práce zahrnovala několik na sebe navazujících dílčích cílů. Jejich splnění předcházely návrh metodiky realizace experimentu. Postup provedení snímání pacientů byl sestaven na základě nastudování článků (přehled současného stavu), konzultacemi se zdravotními pracovníky a sjednáním časových a prostorových možností všech zúčastněných. Jedním z nejdůležitějších úkonů této části bylo zajistit vhodnou místnost, příhodnou dobu provedení experimentu, která bude vyhovovat zdravotnickému personálu, pacientovi a dalším požadavkům (před prvním a po posledním podání infuze). Poté bylo nezbytné zajistit v místnosti stálé podmínky (konstantní teplota, zavřená okna a dveře, zatažené žaluzie, vypnutá klimatizace) a eliminovat vnější vlivy, které by mohly negativně ovlivnit měření (například lesklé dlaždice umístěny ve výšce snímání byly zakryty matným balicím papírem). Následně bylo nutné nastavit parametry na IR kameru podle reálného prostředí a provedení experimentu. Samotnému snímání pacientů předcházelo schválení všech potřebných dokumentů Etickou komisí zdravotnického zařízení Nemocnice Na Homolce.

V pravidelných intervalech po celou dobu realizace experimentů bylo prováděno ověření stálosti IR kamery podle modelu absolutně černého tělesa. Průměrné snímané teploty při každém ověřování stálosti, směrodatné odchylky, maxima a minima jsou zobrazeny na Obr. 3.1. V Tabulce 3.1 jsou uvedeny celkové hodnoty zahrnující data naměřená po celou dobu snímání pacientů. Celkový průměr ze třinácti měření byl 35,03 °C. Průměrné hodnoty všech obrazových bodů, které byly vyhodnocovány, se nacházejí v povoleném intervalu $\pm 0,2$ °C. Hranice povolených hodnot je na Obr. 3.1 zobrazena tečkovanou čarou. Lze tedy konstatovat, že u použité IR kamery byla zajištěná stálost po celou dobu snímání pacientů (po dobu několika měsíců).

Objektivizace přínosu vazodilatační léčby je žádoucí především z důvodu rozporu subjektivních pocitů pacientů a naměřených hodnot ABI a TBI. Patologické hodnoty indexů palcových a kotníkových tlaků zpravidla indikují problém s cévami u pacientů, kteří si stěžují na pocity chladných nohou, popřípadě bolesti dolních končetin v klidu nebo při chůzi. Nejčastěji je na základě uvedených symptomů diagnostikována ischemická choroba a jednou z doporučených terapií může být podstoupení desetidenní vazodilatační infuzní léčby. Po jejím dokončení je opět realizováno měření ABI a TBI. Měření ABI bývá často pacienty odmítnuto z důvodu defektů nebo nepříjemných pocitů v oblasti snímání. Z tohoto důvodu jsou v Tabulce 3.2 uvedeny pouze hodnoty TBI. Z difference hodnot naměřených před léčbou a po její aplikaci vyplývá, že ihned po dokončení léčby není zaznamenáno žádné zlepšení (rozdíl do 0,2 nemá z medicínského hlediska vypovídající hodnotu o zlepšení stavu cév). V rozporu s těmito výsledky pacienti udávají pocit zlepšení, který se projevuje zejména zmírněním bolestí.

Následujícím dílčím cílem bylo realizovat pilotní experimenty na základě navržené metodiky. Pacient byl umístěn ve speciální místnosti na lůžko do polohy vleže a IR kamerou byla snímána celkem tři místa na každé dolní končetině. Ta měla korespondovat s oblastmi, kterými vede daná artérie, na které je měřena hodnota ABI a TBI. První oblastí byl distální bérce, který je prokrvován především artérií tibialis posterior, jak je uvedeno na Obr. 2.5. Druhé vyhodnocované místo bylo dorsum, kterým prochází artérie dorsalis pedis a na této tepně jsou také měřeny hodnoty pro výpočet tlakových indexů. Poslední oblastí byl palec, na kterém je vyhodnocováno celkové prokrvení periférie. Ukázka analyzovaných míst je na Obr. 2.5.

Nejprve byly porovnány výsledky snímání pacienta před vazodilatační léčbou a po jejím dokončení. Byl spočítán aritmetický průměr, směrodatná odchylka a poté byly snímky porovnávány statistickými testy, hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 3.3 a 3.4. Bylo zjištěno, že všechna vyhodnocovaná místa poškozené dolní končetiny měla po léčbě statisticky výrazně vyšší hodnoty povrchové teploty, tedy že došlo ke zlepšení perfuze dané oblasti a celkovému zvýšení prohřátí končetiny. Z Tabulky 3.5 vyplývá, že nejteplejším detekovaným místem před léčbou byl v celkovém vyhodnocení distální bérce s průměrnou teplotou 31,21 °C a nejchladnějším místem byl palec s průměrnou teplotou 28,01 °C. Zatímco nejnižší hodnota teploty palce před léčbou je 27,45 °C (v rámci individuálního vyhodnocení, Tabulka 3.3), po léčbě je nejnižší teplota 29,69 °C (jedná se o totožnou končetinu). Maximální zjištěný rozdíl povrchové teploty vyvolaný vazodilatační léčbou v rámci jednoho pacienta byl v oblasti palce a dosahoval hodnoty 4,29 °C. Tento údaj je spolu s teplotními diferencemi pro všechny vyhodnocované končetiny uvedený v Tabulce 3.4. Na Obr. 3.2, 3.3 a 3.4 je termografickými snímky vizuálně znázorněn rozdíl v povrchové teplotě pacienta ID_04, která byla detekována před léčbou a po léčbě. Následně byla souhrnná data od všech pacientů zobrazena boxploty na Obr. 3.5, 3.6 a 3.7. Porovnáním mediánů každé dvojice krabicových grafů dostaneme potvrzení zvýšení střední hodnoty souboru po vazodilatační léčbě v každé oblasti. Nejvýraznější nárůst teploty byl na periferních tepnách, tedy v oblasti palce, nejmenší změna byla zaznamenána v oblasti distálního bérce. Na základě velikosti mezikvartilového rozpětí lze také konstatovat, že teploty na palci mají největší rozptyl dat. Tato skutečnost odpovídá hodnotám směrodatné odchylky pro oblast palce, které se nacházejí v Tabulce 3.5. Vzhledem k tomu, že uvedené boxploty znázorňují data před léčbou a po léčbě souhrnně pro všechny pacienty (pokaždé pouze více poškozená dolní končetina, na které se projevil výraznější progres po léčbě), vyskytují se zde také odlehle hodnoty, které z důvodu vysoké variability teplot nelze eliminovat. V Tabulce 3.6 jsou uvedeny p-hodnoty porovnávaných oblastí. Všechny nabývají nižších hodnot, než je stanovená hladina významnosti (0,05), takže je zřetelný statisticky významný rozdíl mezi povrchovými teplotami před léčbou a po ní. Tento fakt potvrzují uvedené termografické snímky.

Zjištění nejmenší změny teploty v oblasti distálního bérce je pravděpodobně způsobeno umístěním na lidském těle. V této oblasti se nachází cévy s většími kalibry, takže je naměřena vyšší teplota již před aplikovanou léčbou. Oproti tomu se palec nachází na periférii lidského těla, kde se vyskytuje celá síť drobných cév, které ho prokrvují. Vzhledem k tomu, že podávané prostaglandiny ovlivňují především mikrocirkulaci, je zaznamenána signifikantnější podpora vazodilatace v rámci cév s menším kalibrem na periférii. Detekování vyšších teplot v dolních končetinách po léčbě je v souladu se studií [4], ve které byl proveden revaskularizační zákrok následovaný zvýšením krevního průtoku v dolních končetinách.

Součástí vyhodnocení snímků bylo také porovnat vliv vazodilatační léčby na levou a pravou dolní končetinu. Z hodnot uvedených v Tabulce 3.7 je zřejmé, že téměř ve všech případech byla jedna noha zřetelně chladnější na začátku léčby a po vazodilatačním testu došlo k vyrovnání povrchových teplot. Rozdíl teplot mezi oběma dolními končetinami, v případě, že byla jedna více poškozená, byl minimálně 2 °C. V případě pacienta ID_04 byl zaznamenán účinek léčby na obou dolních končetinách. Na Obr. 3.8, 3.9 a 3.10 jsou termografické snímky pacienta ID_03, na kterých je vizuálně zachyceno oteplení vždy jedné končetiny v případě všech vyhodnocovaných oblastí. Výrazný teplotní rozdíl mezi končetinami před léčbou je zřejmý na první pohled. V případě méně nemocné nebo zdravé končetiny byl u některých pacientů zaznamenán po vazodilatační léčbě mírný pokles teploty. Tento jev je ve studii [4] přisuzován pozici pacienta při desetidenní hospitalizaci. Pacient většinu času leží na lůžku, nachází se tedy v horizontální poloze a cirkulace krve dolními končetinami z důvodu poklesu hydrostatického tlaku může být snížena. Toto tvrzení ale nekoresponduje s podávanými medikamenty, prostaglandiny, které by měly právě proudění krve podpořit nezávisle na poloze pacienta. Tato neočekávaná abnormalita byla konzultována s lékaři a odborníky v NNH a je přisuzována účinku podávaných prostaglandinů, jehož působení v lidském těle zatím není dostatečně prozkoumáno. Ve spolupráci s lékaři by bylo vhodné detailní prozkoumání anamnézy pacienta, nálezů a komplexní léčby. Je možné, že by byly objeveny souvislosti, které by tento jev vysvětlovaly.

Součástí této práce bylo také porovnat změnu povrchové teploty v důsledku podstoupené vazodilatační léčby se subjektivními pocity pacientů. Za tímto účelem byla vytvořena hodnoticí stupnice. Žádný pacient neoznámil negativní účinek léčby, tedy že by se jeho zdravotní stav z hlediska bolestí dolních končetin po léčbě zhoršil. Všichni pacienti se shodli na očekávaném zlepšení, v průběhu léčby i po jejím dokončení. Někteří pacienti charakterizovali svůj stav dokonce jako výrazné zlepšení, tedy hodnotou 4 na stupnici (hodnoticí škála a odpovídající intervaly změny teploty jsou uvedeny v Tabulce 3.8). Přiřazené hodnoty subjektivnímu skóre teplotním diferencím jsou uvedeny v Tabulce 3.9. Následně byla vypočtena korelace s teplotní diferencí Spearmanovým korelačním koeficientem, $R = 0,76$. Tento číselný údaj vypovídá o vysoké korelaci naměřených dat se subjektivními pocity pacientů.

Z organizačních důvodů byl jeden pacient snímán před nastoupením léčby a již šestý den od začátku léčby (místo obvyklého desátého dne po ukončení testu). Z vyhodnocených dat vyplývá, že účinky léčebné látky působí nejprve v periférii poškozené dolní končetiny, kde také byla detekována nejnižší povrchová teplota před léčbou napříč všemi pacienty. V oblasti palce již šestý den vazodilatačního testu došlo ke zvýšení povrchové teploty o 3,20 °C (Tabulka 3.10) V porovnání se změnou teploty na dorsum (0,27 °C) se jedná o výrazný progres. Tento výsledek potvrzuje tvrzení, že prostaglandiny podporují především mikrocirkulaci v periférii lidského těla.

Oproti tomu v oblasti distálního bérce byl zaznamenán pokles teploty o 0,97 °C. Bylo by žádoucí provést snímání pacienta také na konci provedené léčby, aby bylo možné porovnat výslednou teplotu s ostatními pacienty. Je také možné, že čím déle je léčba aplikována, tím má signifikantnější výsledky i v případě méně poškozených míst.

Omezením této práce byl nedostatečný počet pacientů, kteří se dostavili na smlouvanou vazodilatační léčbu. Pravděpodobně se jednalo především o pacienty, kteří měli uvedený test podstoupit poprvé, protože pacienti podstupující vazodilatační léčbu opakovaně uvedli, že by o ni nechtěli přijít. Menší limitací byly také časové možnosti pacientů a zdravotnických pracovníků. Vzhledem k velkému počtu ambulantních pacientů bylo nutné měření provést po dobu sjednaného času, tedy patnácti minut.

Snímání pacientů bylo také omezeno pouze na dobu před léčbou a okamžitě po jejím dokončení. Bohužel nebyla možnost individuálního pozvání pacienta na snímání IR kamerou po určitých časových intervalech od dokončení léčby. Tato možnost by mohla být přínosná z důvodu pozorování vývoje účinku vazodilatačního testu (medikamentu prostaglandinu).

5 Závěr

V rámci této diplomové práce byla navržena a ověřena metodika pro objektivizaci přínosu vazodilatační léčby diagnostickým testem pomocí IR kamery. K vyhotovení této práce a splnění zadání vedlo vypracování několika na sebe navazujících dílčích cílů.

Nejprve byla navržena metodika snímání pacientů IR kamerou a poté byl postup realizace experimentu shrnutý do několika kroků. Důležitým bodem bylo eliminovat veškeré vnější negativní vlivy a nastavit vhodné parametry na IR kameře.

Na základě vypracované metodiky byly realizovány pilotní experimenty pacientů, kteří trpí onemocněním ischemické choroby dolních končetin a byla jim předepsaná léčba vazodilatačním testem. Byly vyhodnocovány tři oblasti na každé dolní končetině, s ohledem na měření ABI a TBI, které je zavedenou metodou v NNH. Snímky byly zpracovány a na každém byla vybrána oblast, která byla později vyhodnocována statistickými testy.

Nejprve byla porovnána pouze nemocná dolní končetina před vazodilatační léčbou a po jejím aplikování. Bylo zjištěno, že zlepšení perfuze dané tkáně a celkové zvýšení povrchové teploty vyhodnocovaného místa je významné ze statistického i klinického hlediska. Byl použit statistický párový Wilcoxonův test, který byl testován na hladině významnosti 0,05. Hranice účinnosti léčby z medicínského hlediska byla stanovena na 0,9 °C. Napříč všemi pacienty bylo zvýšení teploty nejvýraznější v oblasti palce, poté v oblasti dorsa a nejméně výrazný rozdíl teplot byl v oblasti distálního bérce.

Dalším úkolem bylo porovnání levé a pravé dolní končetiny. V této části vyhodnocení byl hlavním zjištěním výrazný teplotní rozdíl před podstoupením léčby (více postižená dolní končetina byla výrazně chladnější), který byl aplikováním vazodilatačního testu eliminován. Zároveň došlo ke snížení teploty méně poškozené nebo zdravé dolní končetiny. Toto zjištění bylo překvapivé a po konzultaci s lékařkami v NNH bylo přisuzováno účinkům vazodilatačních prostaglandinů, které byly aplikovány v rámci desetidenní léčby.

Také byla vypočtena korelace teplotních diferencí způsobených léčbou se subjektivním skóre pacientů. Byla stanovena hodnotící stupnice, na které pacienti uvedli pocit zlepšení pro každou oblast. Výsledná hodnota korelačního koeficientu představuje vysokou korelaci těchto dvou porovnávaných metod.

Vyhodnocení účinků vazodilatační léčby pomocí IR kamery podpořilo subjektivní pocity pacientů a zároveň znehodnotilo výtěžnost měření indexu kotníkových a palcových tlaků z běžné praxe. Tato práce by mohla být podpůrným materiálem pro studii většího počtu pacientů, jejíž statistické výsledky by měly prokazatelnější hodnotu. Poté by závěry rozsáhlejší práce mohly být přínosné v doložení objektivního hodnocení léčby a k jejímu většímu rozšíření. Průkazné a hmotně podložené výsledky by

mohly být indikátorem zvýšení počtu pacientů, kteří tuto léčbu budou moci podstoupit a zažít progres ohledně diagnostikované ischemické choroby dolních končetin.

Seznam použité literatury

- [1] HUANG, Chi-Lun, Yen-Wen WU, Chueh-Lung HWANG, Yuh-Shiun JONG, Chia-Lun CHAO, Wen-Jone CHEN, Ying-Tai WU a Wei-Shiung YANG. The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease. *Journal of Vascular Surgery* [online]. 2011, 54(4), 1074-1080 [cit. 2019-03-14]. DOI: 10.1016/j.jvs.2011.03.287. ISSN 07415214. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521411008391>
- [2] SIBLEY, Robert C., Stephen P. REIS, Jarrod J. MACFARLANE, et al. Noninvasive Physiologic Vascular Studies: A Guide to Diagnosing Peripheral Arterial Disease. *RadioGraphics* [online]. 2017, 37(1), 346-357 [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.1148/rg.2017160044. ISSN 0271-5333. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.2017160044>
- [3] STURGEON CD, CASSAR K a FALZON O. Thermographic Imaging in Diabetic Patients with Critical Limb Ischemia Undergoing Endovascular Revascularisation [online]. 2019 [cit. 2019-03-01]. Dostupné z: <http://article.scholarena.com/Thermographic-Imaging-in-Diabetic-Patients-with-Critical-Limb-Ischemia-Undergoing-Endovascular-Revascularisation.pdf>
- [4] 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), 42-49 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1177/1708538116640444. ISSN 1708-5381. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1708538116640444>
- [5] GATT, Alfred, Owen FALZON, Kevin CASSAR, et al. The Application of Medical Thermography to Discriminate Neuroischemic Toe Ulceration in the Diabetic Foot. *The International Journal of Lower Extremity Wounds* [online]. 2018, 17(2), 102-105 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1177/1534734618783910. ISSN 1534-7346. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1534734618783910>
- [6] GATT, Alfred, Kevin CASSAR, Owen FALZON, et al. The identification of higher forefoot temperatures associated with peripheral arterial disease in type 2 diabetes mellitus as detected by thermography. *Primary Care Diabetes* [online]. 2018, 12(4), 312-318 [cit. 2019-03-09]. DOI: 10.1016/j.pcd.2018.01.001. ISSN 17519918. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751991818300020>

- [7] Šternberský, J., & Zapletalová, J. (2018). Infračervená termografie v diagnostice Raynaudova fenoménu – II. část. *Dermatol. praxi*, 12(1), 17-19.
- [8] LAHIRI, B.B., S. BAGAVATHIAPPAN, T. JAYAKUMAR a John PHILIP. Medical applications of infrared thermography: A review [online]. 2012, 55(4), 221-235 [cit. 2018-12-08]. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.03.007. ISSN 13504495. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350449512000308>
- [9] WILLIAMS, T. L. Thermal imaging cameras: characteristics and performance. Boca Raton: CRC Press, c2009. ISBN 978-142-0071-856.
- [10] FLIR. User's manual: FLIR Exx series. Wilsonville, USA, 2010.
- [11] FOWLER, Michael. Black Body Radiation: University of Virginia [online]. [cit. 2018-12-08]. Dostupné z: http://galileo.phys.virginia.edu/classes/252/black_body_radiation.html
- [12] BERNARD, V., E. STAFFA, V. MORNSTEIN a A. BOUREK. Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity. *Physica Medica* [online]. 2013, 29(6), 583-591 [cit. 2018-12-08]. DOI: 10.1016/j.ejmp.2012.09.003. ISSN 11201797. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S112017971200186X>
- [13] GADE, Rikke a Thomas B. MOESLUND. Thermal cameras and applications: a survey. *Machine Vision and Applications* [online]. 2014, 25(1), 245-262 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1007/s00138-013-0570-5. ISSN 0932-8092. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00138-013-0570-5>
- [14] FEL ČVUT. Měření teploty chromatičnosti světelných zdrojů: Laboratorní úloha. Praha, 2018.
- [15] FLUKE: Thermography fundamentals [online]. [cit. 2018-12-08]. Dostupné z: <https://www.fluke.com/en-us/learn/best-practices/measurement-basics/thermography>
- [16] Konstrukce termokamery [online]. [cit. 2018-12-08]. Dostupné z: <http://www.termokamera.cz/princip-a-funkce/konstrukce-termokamery/>
- [17] InfraTec: Thermography, Industries & Applications [online]. [cit. 2019-03-04]. Dostupné z: <https://www.infratec-infrared.com/thermography/industries-applications/>
- [18] LAHIRI, B.B., S. BAGAVATHIAPPAN, T. JAYAKUMAR a John PHILIP. Medical applications of infrared thermography: A review [online]. 2012, 55(4), 221-235 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.03.007. ISSN 13504495. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350449512000308>

- [19] STUPŇÁKOVÁ, Magda. Infračervené záření současnosti. Brno, 2009. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
- [20] LV, Jian, Longcheng QUE, Linhai WEI, Yun ZHOU, Baobin LIAO a Yadong JIANG. Uncooled Microbolometer Infrared Focal Plane Array Without Substrate Temperature Stabilization. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2014, 14(5), 1533-1544 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1109/JSEN.2014.2298512. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6704820/>
- [21] PUCHMAYER, Vladimír a Karel ROZTOČIL. Praktická angiologie. 2. rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2003. ISBN 80-725-4440-3.
- [22] ABOYANS, Victor, Michael H. CRIQUI, Pierre ABRAHAM, et al. Measurement and Interpretation of the Ankle-Brachial Index. *Circulation* [online]. 2012, 126(24), 2890-2909 [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.1161/CIR.0b013e318276fbcf. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIR.0b013e318276fbcf>
- [23] FLIR. Technical Data FLIR E50. USA, 2013. Dostupné také z: <https://www.termokamery-flir.cz/wp-content/uploads/2013/10/Datasheet-E50.pdf>
- [24] FLIR E50. Support center [online]. 2019 [cit. 2019-05-01]. Dostupné z: <https://www.flir.com/support/products/e50/#Overview>
- [25] KLEIBER. KBB 35 ... 150. Německo, 2013. Dostupné také z: https://www.kleiberinfrared.com/images/stories/pdf/data/Geraete/KBB_35_150_en_web.pdf
- [26] KLEIBER Infrared: KBB 35 ... 150. KLEIBER [online]. Germany [cit. 2019-05-01]. Dostupné z: <https://www.kleiberinfrared.com/index.php/en/products/calibration-source/kbb-35-150.html>
- [27] LAHIRI, B.B., S. BAGAVATHIAPPAN, T. JAYAKUMAR a John PHILIP. Medical applications of infrared thermography: A review [online]. 2012, 55(4), 221-235 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.03.007. ISSN 13504495. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350449512000308>
- [28] HUANG, Chi-Lun, Yen-Wen WU, Chueh-Lung HWANG, Yuh-Shiun JONG, Chia-Lun CHAO, Wen-Jone CHEN, Ying-Tai WU a Wei-Shiung YANG. The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease. *Journal of Vascular Surgery* [online]. 2011, 54(4), 1074-1080 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.jvs.2011.03.287. ISSN 07415214. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0741521411008391>

Seznam příloh

Příloha A: Žádost o projednání etickou komisí	55
Příloha B: Vyjádření souhlasu etické komise Nemocnice Na Homolce	56
Příloha C: Informovaný souhlas	57
Příloha D: Karta probanda	60
Příloha E: Protokol měření	62
Příloha F: Obsah přiloženého CD – výsledky pacientů	

Příloha A: Žádost o projednání etickou komisí



Roentgenova 37/2, 150 30 Praha 5

Tel.: +420 257 271 111

IČO: 00023884

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisí Nemocnice Na Homolce

Název projektu: Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery v angiologii

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail):

- doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D., KBT FBMI ČVUT, hozman@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu (do 100 slov):

Vazodilatační infuzní terapie PG je bezpečná léčba, která se využívá v terapii u pacientů s pokročilou formou ischemické choroby dolních končetin, na podkladě obliterující aterosklerózy, kteří nejsou indikováni k revaskularizačnímu výkonu.

Princip spočívá v podávání léčebné látky prostřednictvím infuzního roztoku po dobu 10-14 dní.

V terapii se používají vazodilatačně působící prostaglandiny, zejména prostaglandin E1 – alprostadil, eventuálně jeho analog – limaprost – a prostaglandin I2 – prostacyclin. Terapie vede k ovlivnění mikrocirkulace, s efektem na vazodilataci, úpravu endoteliální dysfunkce, inhibici agregace trombocytů a s cílem zvýšení průtoku krve postiženou oblastí. Přes zjevné pozitivní účinky na snížení intenzity ischemické bolesti minimálně u 50 % respondentů, efekt na hojení ulcerací a snížení počtu amputací, nemáme k dispozici přesvědčivá studijní data o přínosu této léčby.

Efekt terapie je běžně hodnocen subjektivními pocity pacientů a kontrolou palcových tlaků, které ale nejsou touto terapií zjevně ovlivňovány.

Jako možností ověření účinnosti terapie by mohlo být hodnocení kožní teploty s použitím termovizní kamery, kde očekáváme změnu v závislosti na zlepšení prokrvení periferní oblasti. Snímáním teplotního reliéfu před aplikováním terapie, v průběhu, a po dokončení léčby lze výsledky objektivizovat a porovnat se subjektivním vnímáním pacienta.

Charakter projektu:

- Diplomová práce

Seznam příkládaných dokumentů:

- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení

V Praze dne

podpis hlavního řešitele

Nemocnice Na Homolce
Angiologická ambulance
Roentgenova 37/2
150 30 Praha 5

tel.: (+420) 257 271 111
www.homolka.cz

IČ: 00023884
DIČ: CZ00023884
Bankovní spojení:
č.ú. 17734051/0710

Příloha B: Vyjádření souhlasu etické komise Nemocnice Na Homolce



Roentgenova 2, 150 30 Praha 5
Tel.: +420 257 271 111
IČO: 00023884

09_F_NNH_027

Záznam z jednání Etické komise Nemocnice Na homolce

Záznam z jednání Etické komise Nemocnice Na Homolce

Datum: 23. 1. 2019
Jednací číslo: 23. 1. 2019 / 1
Místo konání: Nemocnice Na Homolce, Reontgenova 2, Praha 5 Motol, 150 30, Česká republika, zasedací místnost D327.
Název projektu: Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery v angiologii
Hlavní řešitel: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D., KBT FBMI ČVUT

Odpovídá složení Etické komise požadavkům ICH GCP? Ano

Pracuje Etická komise podle jednacího řádu v souladu s předpisy ICH GCP? Ano

Body jednání:

1. Datum doručení: 18. 1. 2019

Věc: Žádost o schválení výzkumného projektu, který má být použit pro diplomovou práci Adély Patrochové, studentky Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT.

Seznam doložené dokumentace:

- Žádost o projednání výzkumného projektu ze dne 17. 1. 2019
- Informovaný souhlas pacienta
- Karta probanda
- Protokol měření
- Životopis

Předseda Etické komise urgentně schválil výzkumný projekt. Na nejbližším jednání Etické komise o tom bude informovat všechny členy Etické komise.

Zapsala:

Veronika Sezemská – tajemník etické komise

Kontakty:

Veronika Sezemská – tajemník etické komise, tel.: +420 257 275 461, email: eticka.komise@homolka.cz

Doc. MUDr. Petr Čáp, Ph. D. – předseda etické komise, tel.: +420 257 273 045, e-mail: petr.cap@homolka.cz

V Praze, dne 23. 1. 2019

.....
Podpis předsedy EK

Příloha C: Informovaný souhlas

Nemocnice Na Homolce, Roentgenova 37/2, 150 30 Praha 5
ANGIOLOGICKÁ AMBULANCE
Tel.: +420 257 271 111, Fax: +420 257 210 689

IČ 00023884

Informovaný souhlas pacienta (zákonného zástupce) s provedením měření termovizní kamerou v průběhu aplikování reaktivního vazodilatačního testu

Řešitel

Jméno a příjmení: Adéla Patrochová

Škola: Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT

Obor: Biomedicínský inženýr

Název diplomové práce: Objektivizace přínosu léčby vazodilatačním testem s využitím IR kamery v angiologii

Pacient

jméno a příjmení _____

bydliště _____

rodné číslo _____

_____ zdravotní pojišťovna _____

jméno a příjmení _____

bydliště rodné číslo _____

vztah k pacientovi _____

Zákonný zástupce	Svědék
_____	_____
_____	_____
_____	_____

I. Informace o povaze onemocnění

Ischemická choroba dolních končetin je cévní onemocnění, při kterém dochází k zužování, až v úplném uzavření tepen dolních končetin v důsledku usazování aterosklerotických plátů. Onemocnění se projevuje klinicky ponámahovými bolestmi, tzv. klaudikacemi, ve finálním stadiu trofickými defekty, které mohou vyústit ve ztrátu končetiny.

II. Informace o potřebném výkonu

V průběhu série infúzní terapie PG u pacientů s pokročilými stadii onemocnění ischemické choroby dolních končetin, s absencí indikace revaskularizace bude v určitých intervalech snímána povrchová teplota postiženého místa. Měření je nekontaktní, bezbolestné a bezpečné. Snímání teploty bude probíhat v určitých časových intervalech a na základě daného parametru budou zaznamenány snímky následně vyhodnocovány. Provedením měření nevzniká pacientovi nárok na pracovní neschopnost.

III. Očekávaný přínos (prospěch) výkonu

Správně provedeným měřením povrchové teploty bude možné potvrdit nebo vyvrátit účinnost aplikované léčby a srovnat výsledky se subjektivním hodnocením pacienta.

Strana 1 (celkem 3)

ANGIOLOGICKÁ AMBULANCE

IS pacienta (zákonného zástupce) s provedením měření termovizní kamerou v průběhu reaktivní vazodilatační léčby

IV. Rizika výkonu

Jedná se o bezpečnou neinvazivní metodu. V průběhu testu by neměl být proband vystaven žádnému riziku.

V. Alternativy výkonu

Pro zjištění teploty reliéfu po provedení infuzní léčby není k dispozici alternativní test se stejnou výpovědní hodnotou.

VI. Možná omezení v důsledku výkonu

Po provedení měření termovizní kamerou nedochází k omezení při běžném způsobu života ani ve pracovní schopnosti.

VII. Léčebný režim, preventivní opatření, kontrolní výkony

Před provedením měření je nutné, aby byl pacient dostatečně aklimatizován v místnosti, ve které bude docházet k měření. Také je nutné eliminovat vnější vlivy, které by mohly negativně ovlivnit měření, například dostatečné očištění pokožky pacienta, aby bylo možné provádět měření s předpokládanou hodnotou emisivity.

VIII. Zpracování údajů

Anonymizovaná data budou dále zpracovávána v rámci dokončení a vyhodnocení realizovaného projektu. Zpracované údaje mohou být také použity v rámci případné publikace v odborných časopisech a prezentovány na vědeckých konferencích.

IX. Odpovědi na doplňující otázky pacienta

Souhlas pacienta/zákonného zástupce

Já, níže podepsaný(á), prohlašuji, že jsem byl(a) lékařem srozumitelně informován(a) o veškerých shora uvedených skutečnostech, plánovaném vyšetření, léčebném postupu včetně upozornění na možné komplikace. Údaje a poučení mi byly lékařem sděleny a vysvětleny, porozuměl(a) jsem jim a měl(a) jsem možnost klást doplňující otázky, které mi byly zodpovězeny. Na základě poskytnutých informací a po vlastním zvážení souhlasím s provedením vyšetření, léčebného postupu (viz výše), případně s použitím popsané anestézie (sedace) včetně provedení dalších výkonů, pokud by jejich neprovedení bezprostředně ohrozilo můj zdravotní stav.

datum

podpis pacienta (zákonného zástupce)

podpis svědka

Důvod, pro který nemohl pacient souhlas podepsat:

Prohlášení lékaře

Prohlašuji, že jsem výše uvedeného pacienta (zákonného zástupce) srozumitelným způsobem informoval o veškerých shora uvedených skutečnostech, plánovaném vyšetření, léčebném postupu, a to včetně upozornění na možné komplikace. Pacient byl též seznámen s plánovaným způsobem anestézie (sedace), bude-li použita.

datum

jméno a příjmení lékaře

podpis lékaře

Příloha D: Karta probanda

Karta probanda

Výzkumný projekt:

Objektivizace přínosu vazodilatační léčby s využitím IR kamery v angiologii

ID probanda:	
Základní údaje Rok narození: Věk: Číslo ve studii: Pohlaví:	

Údaje o zdravotním stavu a provedené léčbě pacienta			
Datum hospitalizace:	<input type="text"/>	Počet dnů léčby:	<input type="text"/>
Stádium ICHDK:	<input type="text"/>	Lokalizace potíží:	<input type="text"/>
Použitý přístroj:	<input type="text"/>		<input type="text"/>
Intravenózní lék podávaný na léčbu ICHDK:			
<input type="text"/>			
Léčí se pacient s hypertenzí? <input type="checkbox"/> Ano <input type="checkbox"/> Ne			
Subjektivní hodnocení pacienta: 1 – zhoršení, 2 – beze změny, 3 - mírné zlepšení, 4 – výrazné zlepšení		<input type="text"/>	
Jiná vazodilatační léčba, kterou pacient podstupuje:		<input type="text"/>	

Poznámky:

Zaznamenal:

Dne:

Příloha E: Protokol měření

Protokol měření

Výzkumný projekt:

Objektivizace přínosu vazodilatační léčby s využitím IR kamery v angiologii

ID probanda:	
Datum 1. měření:	Datum 2. měření:
Čas 1. měření:	Čas 2. měření:
Místo:	
Protokol vyplnil:	

Personální zajištění

Pozice	Funkce	Jméno	Přípraven
Zkoušející	Vede měření		<input type="checkbox"/>
Obsluha termovizní kamery	Vyplňuje protokol, obsluhuje termovizní kameru FLIR E50		<input type="checkbox"/>
Zdravotní sestra	Připravuje pacienta ke snímání termovizní kamerou		<input type="checkbox"/>

Technické zajištění

Přístroj	Název	Výrobní číslo	Přípraven
Termovizní kamera	FLIR E50		<input type="checkbox"/>

ID probanda:

1.MĚŘENÍ – před vazodilatační léčbou

1. Příprava měření

Provádí se před měřením prvního probanda v daný den.

- Zkontrolovat připravenost okolních podmínek.
 - Zavřená všechna okna.
 - Zatažené žaluzie.
 - Ověřit stálou teplotu v místnosti.
- Zkontrolovat stav baterie termovizní kamery.
- Zapnout termovizní kameru.
- Zkontrolovat nastavené parametry na termovizní kameře.
- Zkalibrovat termovizní kameru podle modelu černého tělesa.
- Zapsat teplotu a vlhkost vzduchu v místnosti.

Teplota (°C)	
Vlhkost (%)	

- Zkontrolovat čistotu pokožky probanda v místech snímání povrchové teploty.
- Ověřit absenci překážek na snímaných oblastech na těle pacienta (náplast, poranění kůže, apod).

Poznámky k přípravě měření:

ID probanda:

2. Snímání pacienta – pravá noha

- Umístit pacienta do polohy vleže na lehátko.
- Zkontrolovat snímanou pokožku (nečistoty, poranění).
- Vytvořit snímek pravé nohy – palec.
- Vytvořit snímek pravé nohy – dorsum.
- Vytvořit snímek pravé nohy – distální bérce.
- Zkontrolovat získané snímky.

Poznámky k měření č. 2 a nestandardní stavy:

ID probanda:

3. Snímání pacienta – levá noha

- Umístit pacienta do polohy vleže na lehátko.
- Zkontrolovat snímanou pokožku (nečistoty, poranění).
- Vytvořit snímek levé nohy – palec.
- Vytvořit snímek levé nohy – dorsum.
- Vytvořit snímek levé nohy – distální bérce.
- Zkontrolovat získané snímky.

Poznámky k měření č. 3 a nestandardní stavy:

ID probanda:

2. MĚŘENÍ – po vazodilatační léčbě

4. Příprava měření

Provádí se před měřením prvního probanda v daný den.

- Zkontrolovat připravenost okolních podmínek.
 - Zavřená všechna okna.
 - Zatažené žaluzie.
 - Ověřit stálou teplotu v místnosti.
- Zkontrolovat stav baterie termovizní kamery.
- Zapnout termovizní kameru.
- Zkontrolovat nastavené parametry na termovizní kameře.
- Zapsat teplotu a vlhkost vzduchu v místnosti.

Teplota (°C)	
Vlhkost (%)	

- Zkontrolovat čistotu pokožky probanda v místech snímání povrchové teploty.
- Ověřit absenci překážek na snímaných oblastech na těle pacienta (náplast, poranění kůže, apod).

Poznámky k přípravě měření:

ID probanda:

5. Snímání pacienta – pravá noha

- Umístit pacienta do polohy vleže na lehátko.
- Zkontrolovat snímanou pokožku (nečistoty, poranění).
- Vytvořit snímek pravé nohy – palec.
- Vytvořit snímek pravé nohy – dorsum.
- Vytvořit snímek pravé nohy – distální bérce.
- Zkontrolovat získané snímky.

Poznámky k měření č. 5 a nestandardní stavy:

ID probanda:

6. Snímání pacienta – levá noha

- Umístit pacienta do polohy vleže na lehátko.
- Zkontrolovat snímanou pokožku (nečistoty, poranění).
- Vytvořit snímek levé nohy – palec.
- Vytvořit snímek levé nohy – dorsum.
- Vytvořit snímek levé nohy – distální bércec.
- Zkontrolovat získané snímky.

Poznámky k měření č. 6 a nestandardní stavy:

ID probanda:

7. Ukončení měření

Provádí se po ukončení měření posledního probanda daný den.

- Vypnout termovizní kameru.
- Zálohovat naměřené snímky na externí úložiště.
- Příslušenství termovizní kamery očistit a uklidit.
- Nabít IR kameru.
- Uvést pracoviště do původního stavu.

Poznámky k ukončení měření: