ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

Influence of electrode excitation on tissue heating in transcutaneous gas measurement

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský Inženýr

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Bc. Abdalla Massad

Kladno 2021

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení:	**Massad**	Jméno:	**Abdalla**	Osobní číslo:	**453386**
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:

Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

Název diplomové práce anglicky:

Influence of electrode excitation on tissue heating in transcutaneous gas measurement

Pokyny pro vypracování:

Ověřte jaký vliv mají parametry budících impulsů na ohřev tkáně při transkutánním měření plynů. Vytvořte numerický model tkáně v prostředí Comsol Multiphysics a zjistěte vliv různého buzení měřicí elektrody na ohřev tkáně. Realizujte laboratorní měření a výsledky porovnejte se simulacemi. Vyhodnoťte výsledky simulací a měření a vzájemně je porovnejte.

Seznam doporučené literatury:

[1] Wan Fang, Wei Liu, Jie Qian, Houjun Tang, Pengsheng Ye, Modeling and Simulation of a Transcutaneous Energy Transmission System Used in Artificial Organ Implants, Artificial Organs, ročník 33, číslo 12, 2004, Prosinec, 1069-1074 s.
[2] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2021**
Platnost zadání diplomové práce: **18.09.2022**

Doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D. ..... Digitálně podepsal Doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D. Datum: 2021.03.03 22:01:33 +01'00'

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA ..... Digitálně podepsal prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA Datum: 2021.03.04 11:48:56 +01'00'

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Vliv artefaktů v signálech životních funkcí na hodnotu korelačního koeficientu“ vypracoval samostatně a použil 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 12.08.2021 …...……...……...

Bc. Abdalla Massad

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu práce, doc. Ing. Martinu Rožánkovi, Ph.D. a konzultantovi práce, Ing. Petr Kudrna, Ph.D., za čas a úsilí, kteří věnovali vedení této diplomové práce. Velké poděkování patří také mé celé rodině, která mi umožnila studovat a podporovala mě po celou dobu mého studia.

ABSTRAKT

Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

Cílem této práce je ověřit jaké vlivy mají parametry budících impulsů na ohřev tkáně při transkutánním měření plynů. Porovnání mezi naměřenými hodnotami na zdravém člověku a různými simulacemi numerického modelu vytvořeného v prostředí Comsol Multiphysics s různými výkony jsou prováděna za účelem určení limitace použití této metody. Pro výpočet vlivu excitace elektrod na zahřívání tkáně při měření transkutánního plynu byly použity simulace za normálních podmínek při různých teplotách okolního prostředí, různých poloměrů cév. Dále pro různé rychlosti průtoku a rozdílně hluboko uložené krevní cévy.

Následně byla provedena přímá měření v laboratořích ČVUT v Kladně a dále hodnocena programovacím prostředím MATLAB z Mathworks verze R2020a. Šíření tepla na tkáně se u každé osoby liší podle různých faktorů. Obecně teplota transkutánního senzoru se začíná stabilizovat po době aplikace 6 min. Ochlazení lidské kůže po odpojení senzoru je 2 min než se teplota vrátí skoro do původní teploty. Hloubka kapiláry, rychlost proudění krve a teplota okolní místnosti jednoznačně ovlivňují zahřátí tkáně a rozsah šíření teplot. Závěrem této práce lze považovat šíření tepla na povrchových vrstvách lidské kůže za lehce ovlivněné různými faktory a je odlišné mezi jednotlivými lidmi.

Klíčová slova

Transkutánní, oxymetrie, distribuce tepla, kůže, parciální tlak.

ABSTRACT

Influence of electrode excitation on tissue heating in transcutaneous gas measurement.
The aim of this work is to verify the effects of excitation pulse parameters on tissue heating during transcutaneous gas measurement, comparison between measured values in a healthy person and various simulations of a numerical model created in Comsol Multiphysics with different performance to determine the limitation of this method. Simulations under normal conditions, different ambient temperatures, different vessel radii, different flow rates, different blood vessel depths were used to calculate the effect of electrode excitation on tissue heating when measuring transcutaneous gas. In addition, direct measurements were performed in the laboratories of the Czech Technical University in Kladno and further evaluated by the MATLAB programming environment from Mathworks version R2020a. The spread of heat to the tissues varies from person to person according to various factors. In general, the temperature of the transcutaneous sensor begins to stabilize after an application time of 6 minutes. Cooling of human skin after disconnecting the sensor is 2 minutes before the temperature returns to almost the original temperature. The depth of the capillary, the speed of the blood flow and the temperature of the surrounding room clearly influence the heating of the tissue and the range of temperature propagation. The conclusion of this work can be considered the spread of heat on the surface layers of human skin as slightly affected by various factors and is different between people.

Keywords

Transcutaneous, oximerty, distibution heat, skin, partial pressure.

Obsah

Seznam symbolů a zkratek **9**

Seznam obrázků **10**

Seznam obrázků **11**

1 Úvod **13**

2 Přehled současného stavu **15**

2.1 Měření krevních plynů u nezralých novorozenců 15

2.2 Anatomie lidské kůže 16

2.3 Principy elektrod pro měření krevních plynů 17

2.4 Historie a vývoj metody 19

2.5 Transkutánní oxymetry na českém trhu 20

3 Cíle práce **24**

4 Metody **25**

4.1 Schválení experimentu etickou komisí 25

4.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření a údajů o probandech 25

4.3 Charakteristika skupiny probandů 25

4.4 Použité přístroje a materiály 26

4.4.1 Digitální monitorovací systém Sentec SDMS 26

4.4.2 Infračervená kamera FLIR E6 28

4.5 Příprava na měření 29

4.6 Realizace měření 30

4.7 Comsol Multiphysics 30

4.7.1 Geometrie 30

4.7.2 Materiály 32

4.7.3 Aplikované fyziky 33

4.7.4 Síťování (Meshování) 36

4.8 Metodiky hodnocení simulací 37

4.8.1 Simulace za normálních podmínek 37

4.8.2 Simulace při různých okolních teplotách 37

4.8.3 Různé poloměry krevní cévy 38

4.8.4 Různé rychlosti proudění 38

4.9 Metodiky hodnocení naměřených dat 38

5 Výsledky **40**
5.1 Výsledky ze simulací 40
5.2 Výsledky měření 43
6 Diskuze **52**
6.1 Diskuze simulací 52
6.2 Diskuze měření 53
7 Závěr **55**
Seznam použitých literatur **56**
Příloha A: Dokumenty k schválení experimentu od etické komise **61**
Příloha B: Dokumenty k měření **66**
Příloha C: Soubor infračervených snímků **69**
Příloha D: Kod pro určení maximální teploty a rozsah šíření tepla v Matlab **70**
Příloha E: Provedené simulace v Comsol Multiphysics **74**
Příloha F: Elektroické přilohy – obsah **75**

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$\boldsymbol{C_p}$	*J/(kg·K)*	Tepelná kapacita při stálém tlaku
$\boldsymbol{\rho}$	*kg/m³*	Hustota
$\boldsymbol{\lambda}$	*W/(m·K)*	Tepelná vodivost
$\boldsymbol{A}$	*1/s*	Frekvenční faktor
$\boldsymbol{dE}$	*J/mol*	Aktivační energie
ɳ	*mPa·s*	Dynamická viskozita
$\boldsymbol{\gamma}$	-	Piossonova konstanta
HP	W	Topný výkon

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
TCOM	Transkutánní oxymetrie
SDMS	Sentec Digitální Monitorovací Systém
tc	Transkutánní
$\boldsymbol{tcPCO_2}$	Transkutánní parciální tlak oxidu uhličitého
$\boldsymbol{tcPO_2}$	Transkutánní parciální tlak kyslíku
$\boldsymbol{PCO_2}$	Parciální tlak oxidu uhličitého
$\boldsymbol{PO_2}$	Parciální tlak kyslíku
$\boldsymbol{SpO_2}$	Saturace krve kyslíkem
$\boldsymbol{O_2}$	Kyslík
$\boldsymbol{CO_2}$	Oxid uhličitý
HR	Tepová frekvence
PI	Pulzační index

Seznam obrázků

Tabulka 4.1: Tabulka parametrů výšek, hmotností a BMI dobrovolníků. 26

Tabulka 4.2: Průměrné hodnoty získaných parametrů dobrovolníků. 26

Tabulka 4.3: Seznam rozměrů navrženého modelu v programu Comsol Multiphysics..31

Tabulka 4.4: Nastavené parametry vrstvy svalu. Dostupné v knihovně Comsol aplikace 32

Tabulka 4.5: Nastavené parametry vrstvy kůže. Dostupné v knihovně Comsol aplikace. 33

Tabulka 4.6: Nastavené parametry krve v Comsol [38]. 33

Tabulka 5.1: Tabulka zaznamenaných teplot získaných z vytvořené simulace v programovacím prostředí Comsol pro teplotu senzoru 40 ℃. 40

Tabulka 5.2: Tabulka zaznamenaných teplot získaných z vytvořené simulace v programovacím prostředí Comsol pro teplotu senzoru 43 ℃. 40

Tabulka 5.3: Tabulka naměřených hodnot zahřátí kůže na levém a pravém předloktí dobrovolníků při teplotě transkutánního senzoru 40 ℃. 43

Tabulka 5.4: Tabulka naměřených hodnot zahřátí kůže na levém a pravém předloktí dobrovolníků při teplotě transkutánního senzoru 43 ℃. 44

Tabulka 5.5: Naměřené teploty po odstranění transkutánního senzoru s teplotou 40℃. 49

Tabulka 5.6: Naměřené teploty po odstranění transkutánního senzoru s teplotou 43℃. 49

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Struktura kůže člověka [15] 17

Obr. 2.2: Struktura Clarkovy kyslíkové elektrody [18].....18

Obr. 2.3: Sturuktura Severing-Hausové elektrody [18]. 19

Obr. 2.4: Oxymetr Radiometer TCM5 Basic [25].....21

Obr. 2.5: Možnosti umístění senzoru na tělo novorozence a dospělých dle doporučení výrobce [31]. 23

Obr. 4.1: Obrázek použitého Sentec monitoru při měření. 27

Obr. 4.2: Ukázka lepicích kroužků.....27

Obr. 4.3: Infračervená kamera FLIR E6 [32].....28

Obr. 4.5: Seznam použité geometrie v Comsol Multiphysics.....31

Obr. 4.6: Geometrie navrženého modelu řezu tkáně v Comsol Multiphysics.....32

Obr. 4.7: Aplikované materiály v navrženém modelu kůže 32

Obr. 4.8: Fyzika přenosu tepla v pevných tělesech.....34

Obr. 4.9: Uzel podmínek a vstupů fyziky přenosu tepla v pevných tělesech.....35

Obr. 4.10: Uzel podmínek a vstupů laminárního proudění 36

Obr. 4.11: Pohled na model po Meshu 37

Obr. 4.12: Přehled obrazu před a po vyříznutí logo a škály teplot.....39

Obr. 5.1: Porovnání průběhy teplot v čase ze simulací a z naměřených hodnot pro T 40 ℃. 41

Obr. 5.2: Porovnání průběhy teplot v čase ze simulací a z naměřených hodnot pro T 43 ℃. 41

Obr. 5.3: Přehled rozsah šíření tepla okolo senzoru z povrchu při nastavení teplotě senzoru 43 ℃.....42

Obr.5.4: Přehled řezu rozsahy šíření tepla okolo senzoru při nastavení teplotě senzoru 40 ℃ 42

Obr. 5.5: Závislost průměrných teplot na průběhu času při teplotě senzoru 40 ℃.....45

Obr. 5.6: Závislost průměrných teplot na průběhu času při teplotě senzoru 43 ℃.....45

Obr. 5.7: Krabicový diagram popisující rozložení teplot pro každé seznam měření při teplotě sondy 40 ℃ při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián, barevný box kvartilové rozpětí a svislé čary představuej minimální a maximální teploty. 46

Obr. 5.8: Krabicový diagram popisující rozložení teplot pro každé seznam měření při teplotě sondy 43 ℃ při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián, barevný box kvartilové rozpětí a svislé čary představuej minimální a maximální teploty. 46

Obr. 5.9: Barový graf variability teplot okolo jejich středních hodnot pro jednotlivé časy při teplotě senzoru 40 ℃. 47

Obr. 5.10: Barový graf variability teplota okolo jejich středních hodnot pro jednotlivé časy při teplotě senzoru 43 ℃. 47

Obr. 5.11: Krabicový diagram jednotlivých časů u teploty senzoru 40 ℃ při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián a barevný box kvartilové rozpětí. 48

Obr. 5.12: Krabicový diagram jednotlivých časů u teploty senzoru 43 ℃ při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián a barevný box kvartilové rozpětí. 48

Obr. 5.13: Průběh teploty v čase po odpojení transkutánního senzoru, který měl teplotu 40 ℃. 50

Obr. 5.14: Průběh teploty v čase po odpojení transkutánního senzoru, který měl teplotu 43 ℃. 50

1 Úvod

Celosvětovým problémem je předčasný porod. Předčasně narozené děti se rodí před gestačním věkem (GA), tedy 37týdny [1]. Odhaduje se, že každý rok se celosvětově narodí více než 1 z 10 kojenců předčasně [2]. To odpovídá přibližně 15 milionům kojenců. Vzhledem k předčasnému porodu jsou všechny orgánové systémy nedostatečně rozvinuté, a to jak po strukturální, tak i funkční stránce. Jedním z hlavních nebezpečných stavů u předčasně narozených dětí je nedostatečný rozvoj dýchacího systému [3]. Přechod z fetálního na novorozenecký život vyžaduje u kojenců rychlý rozvoj stabilního dýchacího systému pro adekvátní výměnu plynů. V České republice se v posledních 20letech každý rok počet nezralých novorozenců zvyšuje o 8 %. Je zaznamenáno kolem 8500 předčasných porodů ročně [4]. U těchto novorozenců je jejich zdravotní stav vysoce nevyzpytatelný, doslova se z minuty na minutu může neočekávaně zhoršit. Péče o nezralé novorozence je specifická, musí být komplexní a jedná se o multioborovou spolupráci.

Moderní přístroje provádí kontinuální sledování zdravotního stavu pacienta a poskytují aktuální informace o zdravotní situaci pacientů průběžně, což je důležité nejen pro péči o nezralé novorozence. Na novorozeneckých jednotkách intenzivní péče se neinvazivní monitorování okysličení krve stalo standardním postupem. K monitorování se užívá především metoda transkutánní oxymetrie.

Tato metoda umožňuje neinvazivní a kontinuální měření parciálních tlaků krevních plynů, z vrchních vrstev kůže pacienta [5]. Používání transkutánního měření v klinické praxi pomáhá snižovat počty krevních odběrů. Transkutánní oxymetrie využívá senzor, který je připevněn k povrchu kůže oboustrannou lepicí páskou. Difúze krevních plynů kůží je obvykle velmi nízká, proto je senzor tohoto přístroje vybaven ohřívacím elementem, který ohřeje kůži infračerveným zářením v místě aplikace v rozmezí 38 ℃ až 44 ℃. Tímto způsobem způsobuje jemnou vazodilataci kapilár v kůži a tím získáváme lepší difúzi krevních plynů. To následně umožnuje získat přesnější výsledky.

Práce se zabývá ověřením bezpečnosti a hodnocením efektivity ohřevu tkáně v místě aplikace transkutánního senzoru. Na vrchních vrstvách kůže se po dlouhodobé aplikaci na pacientovi mohou projevit vlivy působení teploty, jakými může být poškození tkáně až její spálení. První fáze ověření spočívá v provedení různých simulací v programovaném prostředí Comsol Multiphysics, odlišující se od sebe v nastavení teploty sondy. V druhé fázi probíhá transkutánní měření pomocí transkutánního monitoru

na zdravých lidech v laboratorním prostředí, kde během monitorování za pomocí infračervené kamery bude nasnímaná plocha kůže v místě působení senzoru za celou dobou měření. Na konci budou porovnány a vyhodnoceny získané výsledky z provedených měření s výsledky ze simulací, za účelem určení limitace použití metody pro bezpečné získávání dat o zdravotním stavu pacienta bez rizika poškození či popálení lidské tkáně.

2 Přehled současného stavu

2.1 Měření krevních plynů u nezralých novorozenců

Na jednotkách intenzivní péče je důležité zajistit kompletní a kontinuální informace o stavu pacienta. Rizikoví novorozenci vyžadují zvláště detailní a nepřetržitý dohled na jednotce intenzivní a resuscitační péče. Nezaznamenané změny v hodnotách krevních plynů mohou mít za následek závažné poškození zdravotního stavu pacienta a žádají si okamžitou reakci zdravotnického personálu. Ke stanovení hodnot krevních plynů jsou nejčastěji používané odběry krevních plynů [6]. V případě nezralých novorozenců, kteří nemají dostatečně velký objem krve, je nutné omezovat odběry krve na minimum. Cílem je předcházet poškození oslabeného organismu, a proto je potřeba mít odběry krve novorozenců odůvodněné [7].

Extrémně nezralí novorozenci jsou zvlášť náchylní k jakýmkoli změnám arteriálního kyslíku nebo oxidu uhličitého. Patologické hodnoty krevních plynů mohou poškodit jejich křehké a nedostatečně vyvinuté orgány. Abnormální hodnoty koncentrace krevních plynů ovlivňují perfúzi mozku (průtok krve mozkem), snížení parciálního tlaku kyslíku (pO2) může vést ke vzniku hypoxie (nedostatek kyslíku v tkáních) a v poslední řadě k riziku vzniku následné retinopatie (poškození sítnice). Zvýšené hodnoty parciálního tlaku oxidu uhličitého (pCO2) zase mohou poukazovat na změny stavu kardiorespiračního charakteru, a s tím související komplikace. [8]

Neinvazivní metody oxymetrie zajišťují nepřežité monitorování hodnot krevních plynů u novorozenců v reálném čase a pomáhají snížit počet odběrů krve k analýze krevních plynů [9].

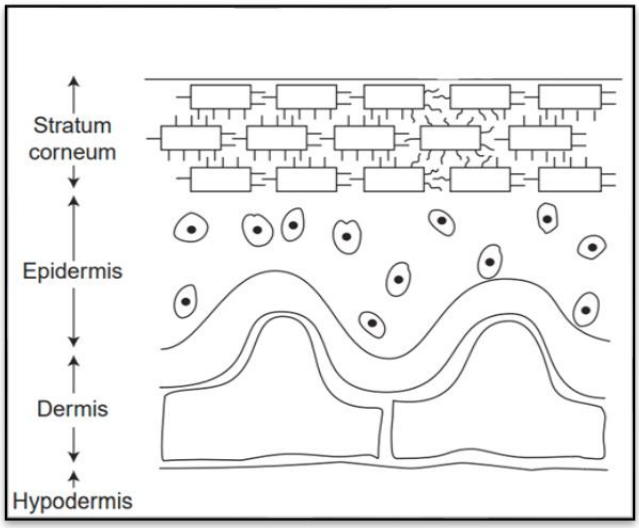
2.2 Anatomie lidské kůže

Kůže je nejrozsáhlejším orgánem těla, pokrývající celou vnější část těla. Tloušťka je asi 2 mm, na kůži připadá 5–9 % tělesné hmotnosti a celková plocha je asi 1,5 - 2 m^2. Chrání tělo před teplem, světlem, zraněním a infekcí. Kůže také pomáhá regulovat tělesnou teplotu, shromažďuje senzorické informace z okolního prostředí, ukládá vodu, tuk a vitamin D. Také hraje významnou roli v imunitním systému, který nás chrání před nemocemi. [10]

Kůže se skládá ze tří vrstev:

1) Pokožka (Epidermis): Je vnější vrstva kůže. V kategoriích do pěti horizontálních vrstev se epidermis ve skutečnosti skládá až z 50buněčných vrstev (v tenkých oblastech) a až 100buněčných vrstev (v silných oblastech). Průměrná tloušťka epidermis je přibližně 0,3–1,5 mm, což je přibližně tloušťka jednoho listu papíru. Epidermis působí jako ochranný štít pro tělo a úplně se obnovuje přibližně každých 28 dní. Epidermis se skládá z několika vrstev, kde Stratum corneum je první vrstva pokožky z vnější strany. Stratum corneum je mrtvá tkáň, která vykonává ochranné a adaptivní fyziologické funkce včetně mechanického střihu, odolnosti proti nárazu, regulace toku vody a hydratace, mikrobiální proliferace a regulace invaze, iniciace zánětu aktivací cytokinů a aktivací dendritických buněk a selektivní permeabilita k vyloučení toxinů, dráždivé látky a alergeny [11][12].
2) Škára (Dermis): nachází se mezi epidermis a podkožní tkáň. Dermis je vláknitá struktura složená z kolagenu, elastické tkáně a dalších extracelulárních složek, která zahrnuje krevní cévy, nervová zakončení, vlasové folikuly a žlázy. Tvoří přibližně 90 % tloušťky kůže. Úlohou dermis je podporovat a chránit pokožku a hlubší vrstvy, pomáhat při termoregulaci a pomáhat při senzaci. [13]
3) Hlubší podkožní tkáň (Hypodermis): Je to nejhlubší vrstva kůže a obsahuje tukové laloky spolu s některými kožními doplňky, jako jsou vlasové folikuly, senzorické neurony a krevní cévy. Díky této struktuře získává kůže svoji pevnou strukturu a pružnost. Tuk chrání před chladem a slouží zároveň i jako zásobárna energie. Tato vrstva je v

podstatě i zásobárna vody pro tělo. Usazuje se zde asi 1/3 celkového objemu vody v těle. [14]



Obr. 2.1: Struktura kůže člověka [15]

2.3 Principy elektrod pro měření krevních plynů

Clarkova elektroda byla vynalezena Clarkem a Lyonem v roce 1962. Elektroda slouží k měření parciálního tlaku kyslíku. Používá katodu z ušlechtilého kovu (platina, zlato nebo palladium) a argentchloridovou anodu (Ag/AgCl) v elektrolytickém pufru chloridu draselného nebo bromidu draselného. Tento pufr je zachycen v celofánovém pouzdře kolem obou elektrod. K řízení katodové reakce je zapotřebí vnější proud, proto název polarografický [16].

Na platinové katodě (pozitivní) v přítomnosti kyslíku probíhá následující redukční reakce:

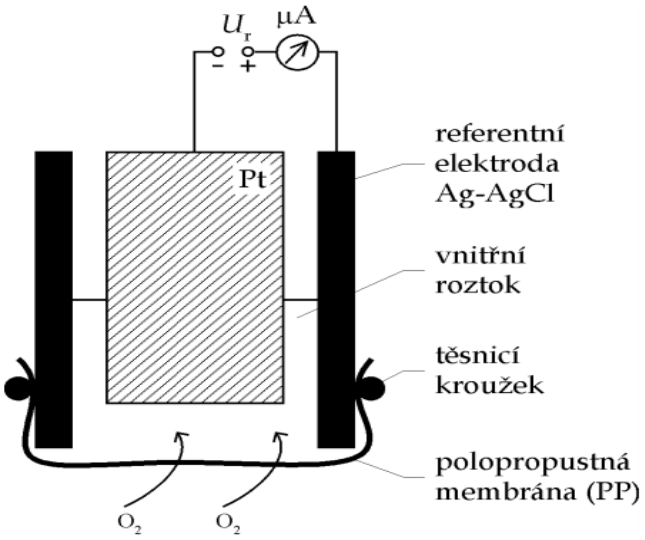
$$O_2 + 2H_2O + 4e^- \rightarrow 4OH^- \qquad (1)$$

A na stříbrné anodě (negativní) dochází k následující oxidační reakci:

$$4Ag^+ + 4Cl^- + 4e^- \rightarrow 4AgCl \qquad (2)$$

Proto proud proudí v přítomnosti kyslíku a síla proudu je přímo úměrná koncentraci přítomného kyslíku v rozsahu použitých napětí. Teflonová membrána je využívána, protože propouští rozpuštěný kyslík, ale zpomaluje ostatní plyny.

Teplota je zohledněna ve výstupní rovnici. Kvůli spotřebě kyslíku existuje koncentrační gradient mezi rozpuštěným kyslíkem v měřené látce (obvykle v krvi) a roztokem elektrolytu [17].

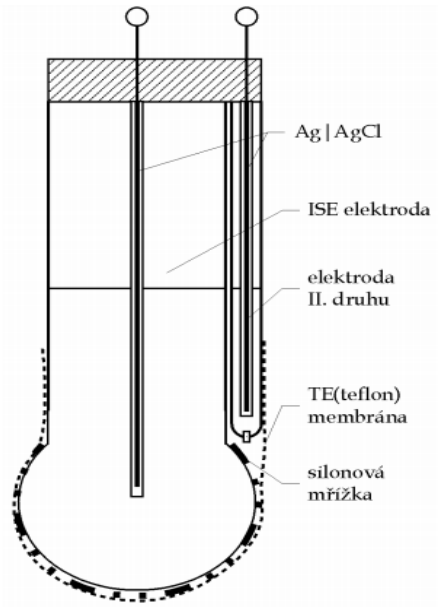


Obr. 2.2: Struktura Clarkovy kyslíkové elektrody [18]

Severing-hausova elektroda byla vyvinutá Dr. Johnem W. Severinghausem a jeho technikem A. Freemanem Bradleyem v roce 1958. Jedná se o skleněnou elektrodu, která slouží k měření parciálního tlaku oxidu uhličitého (CO2).

Elektroda Severing-hausova se skládá z:

a) měřící ISE elektrody (iontově selektivní elektroda),
b) referenční elektrody argentchlodridová elektroda (Ag/AgCl),
c) semipermeabilní membrány, která rozděluje roztok CO2 elektrody od okolního prostředí. Tato membrána je od iontově selektivní elektrody oddělena tenkou silonovou síťkou [19, 20].



Obr. 2.3: Sturuktura Severing-Hausové elektrody [18].

2.4 Historie a vývoj metody

Před více než 160lety průkopníci experimentální fyziologie objevili, že lidská kůže „dýchá“ - to znamená, že absorbuje kyslík a uvolňuje oxid uhličitý do okolního vzduchu [21]. V roce 1851 Gerlach poprvé studoval transport kyslíku přes kožní bariéru, a poznamenal, že „kožní dýchání záviselo na množství krve proudící nejpovrchnějšími kožními kapilárami a její rychlosti proudění.“

Dále v 50. letech Baumberger a Goodfriend zjistili, že pO_2 (parciální tlak kyslíku) bezprostředně obklopující prst ponořený do roztoku elektrolytu o teplotě 45 °C byl blízko Pa02. Tím se vytvořil důležitý koncept, že pO_2 zahřáté kůže se blížil k parciálnímu tlaku kyslíku v arteriální krvi PaO_2 [22][23]. Pokud je pokožka pokryta plochou, nevyhřátou pO_2 elektrodou, pak pO_2 povrchu klesne na nulu za několik minut. Pokud se však lokálním zahříváním kůže na nejvyšší tolerovatelnou teplotu (45 °C) výrazně zvýší průtok krve kůží, tak pO_2 povrchu stoupne přibližně k arteriálnímu parciálnímu tlaku. Oxid uhličitý difunduje povrchem kůže mnohem snadněji než kyslík: transkutánní senzor zahřátý pouze na 37 °C by poskytl přesnou reprezentaci arteriálního parciálního tlaku oxidu uhličitého (pCO_2), ale doba odezvy (doba potřebná k reakci na náhlou změnu v pCO_2) by mohla být nepřijatelně dlouhá.

Do roku 1972 byla vyvinuta praktická metoda použití miniaturizované a zahřáté Clarkovy elektrody pro měření pO_2 na povrchu kůže. Tím se snížila potřeba častého odběru arteriální krve. Clarkova elektroda přivádí napětí mezi platinovou katodou a stříbrnou anodou v roztoku KCl. Vyrábí se proud, který je úměrný počtu redukovaných molekul kyslíku. Aplikace lokálního tepla je důležitá z těchto důvodů:

a) Lipidová struktura stratum corneum je změněna, což umožňuje rychlejší difúzi kyslíku, a co je nejdůležitější,

b) je výrazně zvýšen průtok krve kapilárami kůže. Tyto efekty zvyšují naměřený transkutánní tlak oxidu uhličitého ($PtCO_2$) a umožňují této hodnotě přiblížit se PaO_2.

Clarkova elektroda pO_2 a Severinghausova elektroda pCO_2 byly zabudovány do membránou pokrytých zařízení vhodných pro aplikaci na novorozencích a jsou stále základem moderních elektrod analyzátorů krevních plynů.

Vznik komerčních transkutánních monitorů pO_2 v roce 1977 a transkutánních monitorů pCO_2 v roce 1978 představoval včasné spojení fyziologického porozumění a technických inovací. Zpočátku byly stroje těžkopádné a vyžadovaly samostatné monitory a senzory pro transkutánní pO_2 a pCO_2. První „kombinovaný“ transkutánní monitorovací systém pO_2 a pCO_2 byl popsán v roce 1979 a byl předchůdcem dnešních transkutánních monitorů. [24]

2.5 Transkutánní oxymetry na českém trhu

V současné době je na českém trhu několik druhů přístrojů pro transkutánní měření. Některé firmy jsou přímo výrobci, jiné pouze vlastníky distributorských práv pro Českou republiku a nabízejí zdravotnické přístroje výrobců z celého světa. Na českém trhu poskytují transkutánní monitory zejména dvě firmy, Radiometer a Sentec.

Monitory TCM společnosti Radiometer poskytují neinvazivní a kontinuální transkutánní informace o tpCO2, tpO2 a SpO2 s pokročilými

funkcemi, které optimalizují sledování novorozenců, pediatrických a dospělých pacientů. Monitor lze připojit k polysomnografii pro noční monitorování ventilace a saturace kyslíkem u pacientů trpících poruchami dýchání souvisejícími se spánkem. Radiometer TCM5 je jedinou přenosnou jednotkou poskytující až šest současných měření transkutánního napětí kyslíku (tcpO2). Tento přístroj používá pouze jeden snímač pro nepřetržité sledování stavu ventilace a saturace kyslíkem u pediatrických a dospělých pacientů. Má v sobě vestavěnou baterii pro přenositelnost. Dalšími parametry jsou schopnost ukládat záznam po dobu 48hodin, exportovat data a možnost připojení pomocí USB k tiskárně.

Obr. 2.4: Oxymetr Radiometer TCM5 Basic [25]

Přístroj používá různé typy senzorů, které jsou od sebe odlišné funkcí, složením a vlastnostmi. Rozlišujeme 4 typy senzorů:

a) tc Senzor 84: je možné ho aplikovat u novorozenců a dospělých pacientů a měří $tcpCO_2$ a $tcpO_2$. Membrána senzoru je složena ze zlata pro lepší výkon.
b) tc Senzor E5280: je vysoce citlivý a provádí přesné měření s rychlou reakcí na artefakty. Měří pCO_2 a pO_2.
c) tc Senzor 54: věnuje se měření $tcpCO_2$a nabízí celou řadu fixací pro splnění různých potřeb pacientů. Má zlatou membránu a nabízí 12hodinové průběžné monitorování.

d) tc Senzor 92: měří $tcpCO_2$, SpO_2 a tepovou frekvenci. Slouží jako ideální sonda pro kontinuální monitorování až 12 hodin. Membrána je složena ze zlata pro lepší výkon. Je možné ho fixovat na ušní lalok pacienta [26].

Monitorovací systém Sentec je určen pro kontinuální a neinvazivní monitorování transkutánního parciálního tlaku CO2 (PCO2), transkutánního parciálního tlaku O2 (PO2), funkční saturace kyslíkem (SpO2), tepová frekvence (PR), index pulzace (PI) a topný výkon (HP) u dospělých a pediatrických pacientů a také pro monitorování PCO2, PO2 a HP u novorozenců. Přístroj je přenosný.

Je k tomuto monitoru možně připojit 2 typy senzoru od společnosti Sentec a to jsou:

a) OxiVent senzor: slouží pro monitorování parciálního tlaku oxidu uhličitého, parciálního tlaku kyslíku a pulzní oxymetrie. Jde o digitální senzor, pro nepřetržité neinvazivní monitorování hodnot tcPCO2 a tcPO2, dat pulzní oxymetrie (SpO2, PR), pulzačního indexu a relativního topného výkonu (RHP). Je vhodný pro dospělé, dětské a novorozenecké pacienty, opakovaně použitelný a vodotěsný.
b) V-Sign senzor: je digitální senzor pro nepřetržité neinvazivní monitorování hodnot TcPCO2, dat pulzní oxymetrie (SpO2, PR), pulzačního indexu a relativního topného výkonu. Je také vhodný pro dospělé, dětské a novorozenecké pacienty, opakovaně použitelný a vodotěsný [27].

TCOM jako každý jiný přístroj má limitace použití, které musí být dodržovány. Mezi tyto limitace patří, že senzory by se měly měnit každých 4–12 hodin, v závislosti na provozní teplotě elektrody a stavu pokožky kojence, podle pokynů výrobce. Záznam $tcPCO_2$ může být nepřesný v případě nesprávného umístění, zachycených vzduchových bublin, chyby v zařízení nebo při kalibraci. Aby se minimalizovalo riziko popálenin vysokou teplotou elektrody v TCOM, byly úspěšně použity s dobrou přesností nižší teploty elektrod (38–39 ° C) po aplikaci korekce předpětí 12–15 % [28, 29].

Hlavní výhody TCOM však jsou:

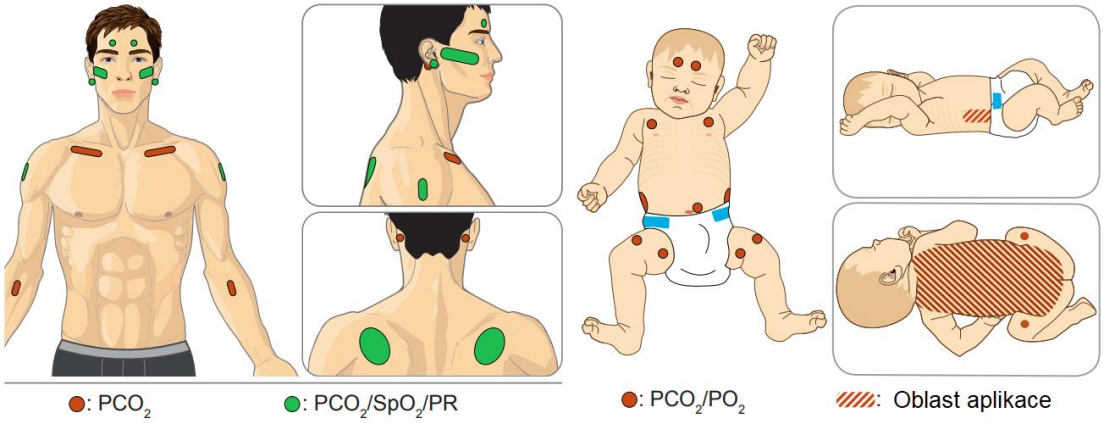
a) minimalizuje potřebu opakovaného odběru krve,

b) umožňuje trendovat PCO2 po určitou dobu,

c) lze použít s jakýmkoli typem ventilátoru, a

d) lze spolehlivě využít při transportu ventilovaných novorozenců [30].

Obecně je výrobci doporučováno měřící elektrody přístroje umisťovat na dobře prokrvené části těla, které nejsou nijak fyzicky poškozené (místa bez jizev a jiných kožních defektů). Často jsou zmiňována tato místa na těle: ušní lalůček, lícní kosti nebo čelo, předloktí, oblast hrudníku, laterální strana břicha, hýždě a mediální strana stehen [31].



Obr. 2.5: Možnosti umístění senzoru na tělo novorozence a dospělých dle doporučení výrobce [31].

3 Cíle práce

Cílem této práce je ověřit, jak ovlivňují parametry budících impulsů ohřev tkáně při transkutánním měření plynů, a to porovnáním mezi naměřenými hodnotami na zdravém člověku a různými simulacemi numerického modelu vytvořeného v prostředí Comsol Multiphysics s různými výkony za účelem určení limitace použití této metody. Výhodou této metody by mělo být snížení krevních odběrů a zajistit bezpečné monitorování krevních plynů bez rizik popálení tkáně. Jedná se o intervenční prospektivní studii, která proběhne na Fakultě biomedicínského inženýrství FBMI ČVUT.

Simulace vytvořené v prostředí COMSOL Multiphysics jsou modely příčného řezu kůže, které budou mít parametry a vlastnosti odpovídající co nejblíže reálným parametrům člověka. Simulace budou provedené pro různé teploty v rozmezí 38–44 °C a za různých podmínek.

Experiment se skládá z první fáze, v které se senzory transkutánního oxymetru budou aplikovat na kůži dobrovolníků po dobu 8minut a budou monitorovány hodnoty parciálních tlaků krevních plynů při teplotách 40 a 43 °C. Během toho se bude infračervenou kamerou snímat distribuce tepla okolo senzoru i v místě působení.

Simulace a měření provedená v laboratoři budou porovnávána z hlediska distribuce tepla okolo umístěného senzoru za účelem určení limitace bezpečného použití metody transkutánní oxymetrie, aby bylo vyloučeno spálení kůže pacienta.

4 Metody

4.1 Schválení experimentu etickou komisí

Bylo třeba získat schválení od etické komise, protože se jednalo o intervenční a prospektivní studii prováděnou na lidských subjektech. Na začátku května byly etické komisi zaslány tři dokumenty, které byly schváleny na začátku června. Jednalo se o „Sylabus výzkumného projektu“, „Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení“ a „Žádost o projednání“. Všechny výše uvedené dokumenty jsou k dispozicí v příloze A.

4.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření a údajů o probandech

Byl vytvořen dokument „Protokol měření“ k zachování standardizovaného průběhu měření u všech probandů, podle kterého se postupovalo u každého probanda. Tímto způsobem se zamezilo vzniku hrubé chyby, která by mohla ovlivnit výsledky experimentu a zapříčinit časové zpoždění celého procesu. V průběhu měření byl využíván další dokument, tj. „Karta probanda“, do kterého byly zaznamenávány zjištěné údaje o dobrovolnících. Každému z probandů bylo přiděleno identifikační číslo, tzv. ID probanda, které sloužilo k propojení „Protokolu měření“ a „Karty probanda“, aby se zamezilo administrativní chybě z důvodu, že protokol měření neobsahuje žádné osobní údaje, k zamezení identifikace probanda třetími stranami z názvů pořízených fotografií a názvů měření. Všechny dokumenty zmíněné v této kapitole jsou k dispozici v příloze B.

4.3 Charakteristika skupiny probandů

Všem dobrovolníkům bylo mezi 20 a 40 let a jednalo se o probandy mužského a ženského pohlaví. Celkově se experimentu zúčastnilo 8 probandů bez zdravotních komplikací a žádný z probandů nebyl vyřazen ze studie. Přehled antropometrických charakteristik dobrovolníků je zaznamenán v tabulce.

Tabulka 4.1: Tabulka parametrů výšek, hmotností a BMI dobrovolníků.

Proband	Věk (roků)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	BMI (%)
1	38	185	85	24,8
2	29	173	70	23,4
3	32	173	76	25,5
4	21	163	52	19,9
5	22	163	62	23,3
6	39	160	67	25,4
7	19	165	52	19,1
8	23	179	57	17,8

Tabulka 4.2: Průměrné hodnoty získaných parametrů dobrovolníků.

Věk	27,85 roků
Výška	170,12 cm
Hmotnost	65,12 kg
BMI	22,4 %

4.4 Použité přístroje a materiály

4.4.1 Digitální monitorovací systém Sentec SDMS

Byl používán monitor Sentec pro transkutánní měření. Měření proběhlo pomocí $V - Sign^{TM}\ senzor$ od společnosti Sentec. K fixaci senzoru na kůži dobrovolníků bylo potřeba používat lepící kroužek, do kterého byl nasazen senzor. Konstrukce lepicího kroužku umožňuje jemnou aplikaci senzoru a hladké odstranění bez poškození citlivé pokožky. SDMS je zobrazen na obrázku 4.1 a lepící kroužek je ukazován v níže uvedeném obrázku 4.2. K zajištění dobrého kontaktu mezi tkání a senzory se používal speciální kontaktní gel.

Obr. 4.1: Obrázek použitého Sentec monitoru při měření.

Obr. 4.2: Ukázka lepicích kroužků

4.4.2 Infračervená kamera FLIR E6

Infračervená kamera měří a snímá emitované infračervené záření z objektu. Skutečnost, že záření je funkcí teploty povrchu objektu, umožňuje fotoaparátu tuto teplotu vypočítat a zobrazit.

Radiace měřená kamerou však nezávisí pouze na teplotě objektu, ale je také funkcí emisivity. Záření též přichází z okolí a odráží se v objektu. Záření z objektu a odražené záření bude také ovlivněno absorpcí atmosféry.

Obr. 4.3: Infračervená kamera FLIR E6 [32]

Pro přesné měření teploty je proto nutné kompenzovat účinky řady různých zdrojů záření. To se provádí automaticky kamerou. Pro kameru však musí být dodány následující parametry objektu [33]:

- Emisivita objektu
- Odražená zdánlivá teplota
- Vzdálenost mezi objektem a fotoaparátem
- Relativní vlhkost
- Teplota atmosféry

Emisivita je veličina s nulovým rozměrem. Jedná se optický atribut, který popisuje množství světla vyzářeného z materiálu a jeho poměr k množství, které za stejných teplotních podmínek zvládne vyzářit absolutně

černé těleso. Emisivita se využívá hlavně v oboru Termografie, a je dána vztahem:

$$\varepsilon t = \frac{H_E}{H_{OE}}, \tag{3}$$

kde H_E je intenzita vyzařování reálného tělesa udává výkon vyzářený plochou reálného tělesa do celého poloprostoru, a H_{OE} je intenzita absolutně černého tělesa udává výkon vyzářený plochou černého tělesa do celého poloprostoru.

Absolutně černé těleso je ideální těleso, které pohlcuje veškeré záření. Současně je také ideální zářič – záření černého tělesa je maximální a závisí pouze na teplotě.

Emisivita závisí na celé řadě parametrů jako jsou např.: teplota povrchu materiálu, struktura povrchu materiálu, barva povrchu materiálu a úhel odklonu od normály povrchu [34, 35].

K této kameře je na CD aplikace Flir tools, pomocí které byly IR fotky prohlížené na notebooku.

4.5 Příprava na měření

Pro kompletním vyplnění karty probanda bylo potřeba sbírat vstupní informace o dobrovolnících. Do karty probanda se zaznamenaly nejdříve osobní údaje probanda, konkrétně jméno, příjmení, pohlaví, věk, místo bydliště a kontakt. Následně byl proband dotázán na svou tělesnou váhu a výšku. Ze získaných údajů bylo spočítáno BMI pro každého dobrovolníka.

Před zahájením měření bylo potřeba zapnout měřící přístroje. Seznámit dobrovolníky s průběhem měření a zapsat potřebné informace o dobrovolnících pro hodnocení výsledků měření. Dále bylo nutno kalibrovat transkutánní monitor krevních plynů po nastavení požadované teploty a zkontrolovat jeho funkčnost. Musely se určit parametry místnosti pomocí speciálního spreje značky Thermal Spray 800. Měření se uskutečňovalo na předloktí dobrovolníka, protože je to lehce dostupné místo, které se dá jednoduše měřit IR kamerou. Na předloktí dobrovolníka byl nalepen čtverce o délce strany 5 cm, aby se dal pomocí nich určit rozsah šíření tepla okolo umístěného senzoru v programovacím prostředí MATLAB. Posledním krokem bylo nalepení kroužkové nálepky v místě, kde byl senzor aplikován.

4.6 Realizace měření

Během samotné realizace bylo nutno znát váhu a výšku každého probanda a ze získaných dat dále určit jeho BMI. Dále byla na senzor nakapána 1 kapka gelu, který zajišťuje dobrý kontakt mezi senzorem a kůží. Následně proběhlo vyfocení kůže probanda před zahájením měření. Dále se aplikovala sonda na určené místo na končetinu probanda a infračervenou kamerou FLIR E6 byl zaznamenáván stav předloktí probanda.

Celkový čas aplikace senzoru na jedno měření je 8 min. Měření končí odpojením senzoru z kroužku a vyfocení dalších snímků v časovém rozestupu 30sekund na dobu 2minut.

4.7 Comsol Multiphysics

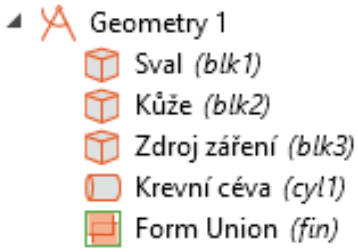
Jedná se o flexibilní platformu, který slouží jako řešitel, více-fyzikální (Multiphysics) simulační software a pro analýzu konečných prvků (MKP), kde MKP je numerická metoda sloužící k simulaci průběhů různých fyzických jevů na vytvořeném fyzikálním modelu. Výhodou této metody je především virtuální prototypování, méně fyzických prototypů, rychlejší a méně nákladný konstrukční cyklus, zvýšení produktivity a snížení nákladů [36].

Prostředek Comsol Multiphysics nabízí konvenční uživatelská rozhraní založená na fyzice a spojené systémy parciálních diferenciálních rovnic a poskytuje integrovaný vývoj a jednotný pracovní tok pro elektrické, mechanické, kapalinové, akustické a chemické aplikace. To umožňuje uživatelům modelovat všechny relevantní fyzikální aspekty jejich návrhů. Uživatelé také mohou jít hlouběji a využít své znalosti k vývoji řešení na míru dle požadovaných specifických vlastností [37].

4.7.1 Geometrie

V sekci geometrie byl vytvořen řez kůží ze dvou vrstev ve tvaru krychle, kde spodní vrstva je sval a horní je kůže nad svalem. Povrch modelu má plochu 2 cm^2, výška dolní vrstvy je 4 mm, horní je 5,4 mm (Epidermis,

Dermis a Hypodermis). Pod povrchem kůže jde krevní céva s průměrem 0,3 *mm*, ve které proudí krev. Ozařovač je umístěn na povrchu kůže uprostřed.

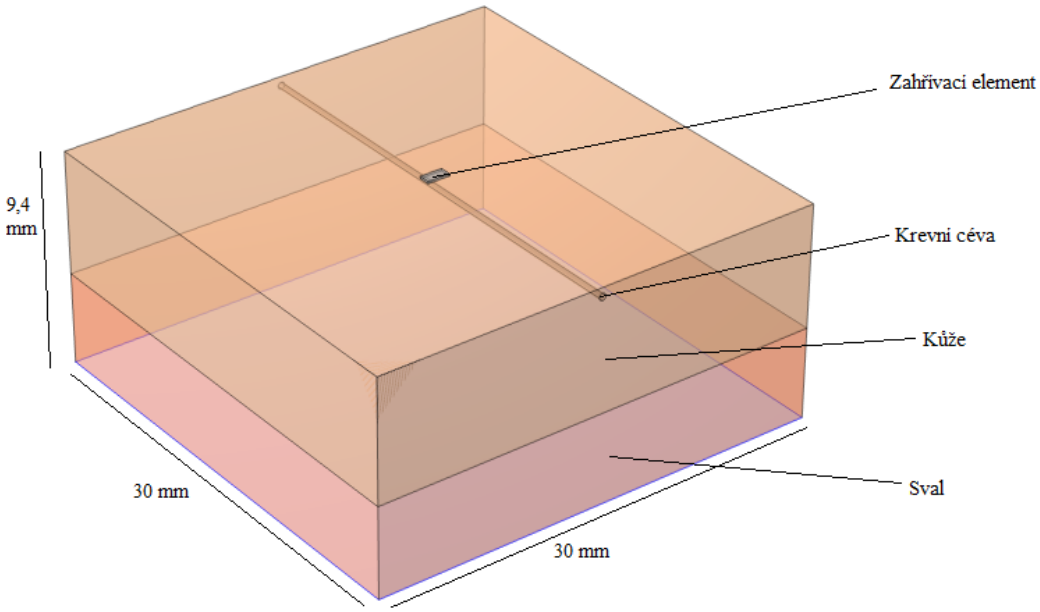


Obr. 4.5: Seznam použité geometrie v Comsol Multiphysics.

Tabulka 4.3: Seznam rozměrů navrženého modelu v programu Comsol Multiphysics.

Veličina	**Hodnota**	**Jednotka**	**Popis**
width	20	*mm*	Surface width/depth (Šířka/hloubka) na ose x
skin_z	5,4	*mm*	Skin height (Výška kůže) na ose z
muscle_z	4	*mm*	Muscle height (Výška svalu) na ose z
IR_x	1	*mm*	IR rad. source width (Šířka ozařovače) na ose x
IR_y	0,5	*mm*	IR rad. source depth (Hloubka ozařovače) na ose y
IR_z	0,1	*mm*	IR rad. source height (Výška ozařovače) na ose z
T_blood	310	*K*	Blood's Temperature (Teplota krve)
Cp_blood	3639	*J/(kg·K)*	Specific heat of blood {Měrná tepelná kapacita krve)
rho_blood	1000	*kg/m³*	Blood's density (Hustota krve)
omega_blood	$3{,}6 \cdot 10^{-3}$	*1/s*	Blood perfusion rate (Míra perfuze krve)

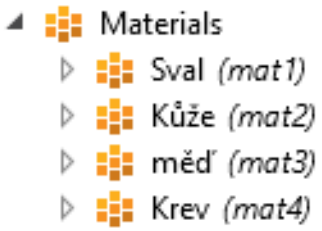
V obrázku 4.6 jsou uvedené parametry (šířka, délka a hloubka) modelu a popis jednotlivých vrstev a části geometrie.



Obr. 4.6: Geometrie navrženého modelu řezu tkáně v Comsol Multiphysics

4.7.2 Materiály

V této podkapitole jsou uvedené materiály použité v simulacích a jejich parametry nezbytné pro provedení simulace maximálně se přibližující k reálnému stavu. Na obrázku 4.7 je v uzlu „Materiály“ vidět seznam aplikovaných materiálů v navrženém modelu.



Obr. 4.7: Aplikované materiály v navrženém modelu kůže

Tabulka 4.4: Nastavené parametry vrstvy svalu. Dostupné v knihovně Comsol aplikace

Popis	Symbol	Hodnota	Jednotka
Tepelná kapacita při stálém tlaku	C_p	3421	J/(kg·K)
Hustota	ρ	1090	kg/m³
Tepelná vodivost	λ	0,49	W/(m·K)

Tabulka 4.5: Nastavené parametry vrstvy kůže. Dostupné v knihovně Comsol aplikace.

Popis	Symbol	Hodnota	Jednotka
Tepelná kapacita při stálém tlaku	C_p	3391	J/(kg·K)
Hustota	ρ	1109	kg/m³
Tepelná vodivost	λ	0,37	W/(m·K)
Frekvenční faktor	A	$4{,}575 \cdot 10^{72}$	1/s
Aktivační energie	dE	$4{,}71 \cdot 10^{5}$	J/mol
Dynamická viskozita	η	2,14	mPa·s

Tabulka 4.6: Nastavené parametry krve v Comsol [38].

Popis	Symbol	Hodnota	Jednotka
Hustota	ρ	1000	kg/m³
Tepelná kapacita při stálém tlaku	C_p	3639	J/(kg·K)
Tepelná vodivost	λ	0,52	W/(m·K)
Dynamická viskozita	η	0,003	Pa·s
Poissonova konstanta	γ	0,9	1

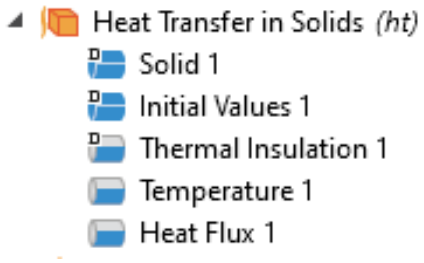
4.7.3 Aplikované fyziky

4.7.3.1 Přenos tepla v pevných látkách

K popisu přenosu tepla v tělesech se používá modelů přenosu tepla v pevných látkách pomocí vedení, konvekcí a zářením. Solidní model je ve výchozím nastavení aktivní ve všech doménách.

K dispozici jsou také všechny funkce pro zahrnutí dalších typů domén, například proměnlivé domény. Přenos tepla v pevných tělesech popisuje přenos tepla vedením. Může také zohledňovat tepelný tok v důsledku translace v pevných látkách (například rotace disku nebo lineární translace hřídele), jakož i pevné deformace, včetně objemových nebo povrchových změn. V případě nevratné tepelně indukované transformace to odpovídá změnám entalpie a

materiálových vlastností [39]. V níže uvedeném obrázku 4.8 jsou teplotní podmínky nastavené ve fyzickém jevu „Přenos tepla v pevných látkách“.



Obr. 4.8: Fyzika přenosu tepla v pevných tělesech.

Teplotní rovnice definovaná v pevných doménách odpovídá diferenciální formě Fourierova zákona, který může obsahovat další příspěvky, jako jsou zdroje tepla.

Přenos tepla v pevných tělesech řeší následující rovnici:

$$\rho \cdot C_P \left(\frac{\partial T}{\partial t} + u_{trans} \cdot \nabla T\right) + \nabla \cdot (q + q_r) = -\alpha T : \frac{dS}{dt} + Q \tag{4}$$

kde: ρ je hustota (kg/m^3), C_P je tepelná kapacita při stálém tlaku $(J/(kg \cdot K))$, T je absolutní teplota (K), u_{trans} je vektor rychlosti translačního pohybu (m/s), q je tepelný tok vedením (W/m^2), q_r je tepelný tok zářením (W/m^2), α je koeficient tepelné roztažnosti $(1/K)$, S je druhý Piola-Kirchhoffův tenzor napětí (Pa), Q obsahuje další zdroje tepla (W/m^3) [37, 39].

<u>Okrajové podmínky pro rozhraní přenosu tepla:</u>

Tepelná rovnice přijímá dva základní typy okrajových podmínek: specifikovanou teplotu a specifikovaný tepelný tok. Zadaná podmínka je typu omezení a předepisuje teplotu na hranici domény geometrie:

$$T = T_0, \tag{2}$$

zatímco druhá specifikuje vnitřní tepelný tok na hranici domény geometrie:

$$-n \cdot q = q_0, \tag{3}$$

kde:

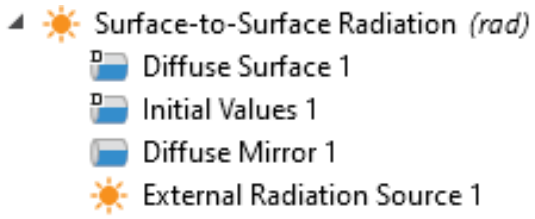
- q je tepelný tok vedením (W/m^2).
- n je normální vektor na okraje.
- q_0 je vnitřní tepelný tok (W/m^2).

4.7.3.2 Radiace z povrchu na povrch

Tento fyzikální jev se používá k modelování přenosu tepla zářením. Zachází s tepelným zářením jako s přenosem energie mezi hranicemi a vnějšími zdroji tepla, kde se médium na záření nepodílí. Radiační rovnice definovaná na hranicích, kde je povolena radiace z povrchu na povrch, odpovídá rovnici metody radiace.

Nastavení záření definuje závislost povrchových vlastností na vlnové délce. Ponechat výchozí hodnotu „konstantní“ pro definování modelu rozptýleného šedého záření. V tomto případě mají povrchové vlastnosti (emisivita, radiosita, odrazivost, propustnost, kritický úhel) stejnou definici pro všechny vlnové délky. Vlastnosti povrchu mohou stále záviset na odlišných veličinách, zejména však na teplotě.

Použitá metoda radiace se nazývá ‚Hemicube‘, jedná se o výchozí metodu pro rozhraní přenosu tepla. Sofistikovanější a obecnější metoda Hemicube používá projekci z-buffered po stranách Hemicube (s generalizací na 2D a 1D), aby zohlednila efekty stínování. Rozlišení záření pro tuto metodu bylo nastaveno na výchozí hodnotu (256). Jeho přesnost lze ovlivnit nastavením radiačního rozlišení virtuálních snímků. Počet pixelů z-bufferu na každé straně 3D polokoule se rovná zadanému rozlišení na druhou. Čas potřebný k vyhodnocení ozáření se tedy kvadraticky zvyšuje s rozlišením. Ve 2D je počet pixelů z-bufferu úměrný vlastnosti rozlišení, a tedy i času [40]



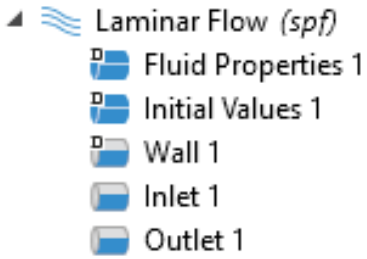
Obr. 4.9: Uzel podmínek a vstupů fyziky přenosu tepla v pevných tělesech

4.7.3.3 Laminární proudění

Používá se k výpočtu rychlostních a tlakových polí pro tok jednofázové tekutiny v režimu laminárního proudění. Fyzikální rozhraní podporuje nestlačitelný průtok, slabě stlačitelný průtok (hustota závisí na teplotě, ale ne

na tlaku) a stlačitelný průtok, podporuje také tok newtonských tekutin jako např. med, krev atd.

Rovnice řešené rozhraním Laminárního toku jsou Navier-Stokesovy rovnice pro zachování hybnosti a rovnice kontinuity pro zachování hmoty.



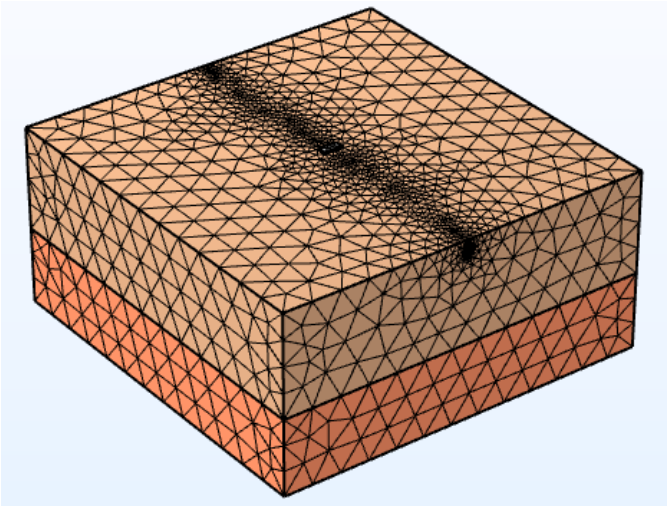
Obr. 4.10: Uzel podmínek a vstupů laminárního proudění

Fyzika laminárního proudění byla aplikována na krev proudící v kapiláře, která se nachází v první vrstvě ze shora tj. kůže. Nastavené byly parametry směru průtoku (vstup a výstup) a rychlost průtoku, která je od 0,5 – 1,5 mm/s [41].

4.7.4 Síťování (Meshování)

Mesh je kolekce vrcholů, hran a ploch, která definuje tvar polyedrického objektu. Plochy se obvykle skládají z trojúhelníků (trojúhelníková síť), čtyřúhelníků nebo jiných jednoduchých konvexních polygonů, protože zjednodušují vykreslování, ale můžou být také obecněji složeny z konkávních polygonů nebo dokonce polygonů s otvory. Studium polygonových sítí je velkým dílčím polem počítačové grafiky (konkrétně 3D počítačové grafiky) a geometrického modelování. Pro různé aplikace a cíle se používají různé reprezentace polygonových sítí [42, 43].

Pro tento vytvořený model Mesh byl vytvořen manuálně a rozdělen na 2 části. V první části byl ozařovač *(blk3)* a krevní céva *(cyl1)* vygenerované pomocí volného čtyřbokého síťovaní a pod tím v uzlu *Velikost* byly nastavené všechny parametry síťovaní elementů jako výchozí ze sekvence, a to podle všeobecných fyzik kromě „*minimální velikosti elementů*“, který byl nastaven na 10^{-6} kvůli krátkým hranám v těchto doménách.



Obr. 4.11: Pohled na model po Meshu

V druhé části pro zbytek geometrie, což je kůže *(blk2)* a sval *(blk1)* bylo také zvoleno volné čtyřboké síťovaní *(Čtyřstěn)*, ale v uzlu Velikost byla nastavená Velikost elementů podle všeobecných fyzik a zkalibrována *Jemně.*

4.8 Metodiky hodnocení simulací

4.8.1 Simulace za normálních podmínek

Provádění různých simulací za normálních podmínek (např. běžná pokojová teplota, průměrný poloměr krevní cévy, průměrná hodnota rychlosti proudění krve v cévě a střední hloubka cévy v tkáni) a v rozmezí hodnot teploty senzoru od 38 ℃ do 44 ℃. Z těchto simulací budou hodnocené rychlosti zahřívání tkáně, rozsah šíření tepla okolo senzoru na povrchu a do hloubky tkáně.

4.8.2 Simulace při různých okolních teplotách

Simulace se provádí za stejných normálních podmínek kromě teploty okolí. Provedeme 3 simulace, přičemž každá proběhne při odlišné okolní teplotě, tj. 20 ℃ a 25 ℃ v případě dospělého pacienta. Dále při okolní teplotě 33 ℃, což podle knihy „Resuscitační a post-resuscitační péče o novorozence“ od doc. MUDr. Straňáka, je hodnota teploty odpovídající hodnotě teploty v inkubátoru pro nezralé

novorozence na jednotkách intenzivní péče. Všechny simulace probíhají při teplotě senzoru 43 ℃ [44].

4.8.3 Různé poloměry krevní cévy

Při této metodice budou provedené simulace s určenou teplotou sondy 43 ℃, ale odlišné budou poloměry naměřených kapilár. Bude sledován vliv změny poloměrů kapilár na ohřívání tkáně při působení sondy na kůži.

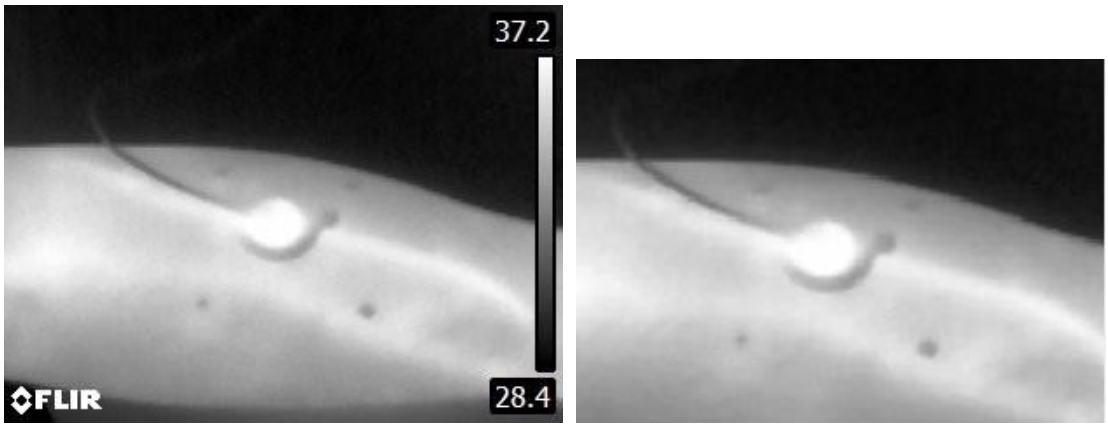
4.8.4 Různé rychlosti proudění

Simulace se budou uskutečňovat pro teplotu senzoru 43 ℃ a pro normální ostatní parametry kromě rychlosti proudění krve v cévě, které se budou pohybovat v rozmezí od 0,5 až 1,5 mm/s [41]. Na těchto simulacích bude sledováno, zda rychlost proudění krve v cévách má vliv na zahřívaní káně.

4.9 Metodiky hodnocení naměřených dat

A) V programovém prostředí MATLAB od společnosti Mathworks verze R2020a, byl vytvořen speciální kód, který se nachází v příloze D. Po přenosu dat do počítače bude Matlabem možné zpracovávat získané výsledky ze snímků s následujícím postupem.

a. Načíst vyfocený obraz
b. Vyříznout část obrazu bez škály teplot a loga FLIR (např, obr. č. 1)
c. Převod jasové matice na teplotní matici
d. Hledat maximální teplotu a její alokace
e. Zobrazit rozložení tepla podle vytvořené barevné mapy
f. Zobrazení výsledného obrazu po označení místa maximální teploty
g. Určení maximálního rozsahu tepla v okolí senzoru pomocí mapy barev, kde každému rozmezí teplot bude předělena konkrétní barva.



Obr. 4.12: Přehled obrazu před a po vyříznutí logo a škály teplot

B) Statické porovnání a vyhodnocení získaných dat z prováděných měření.

C) Porovnání se simulacemi vytvořenými v programovacím prostředí Comsol.

V příloze C je soubor, který obsahuje vyfocené snímky během experimentálního měření.

5 Výsledky

5.1 Výsledky ze simulací

V následující tabulce jsou uvedené zaznamenané hodnoty teploty z vytvořených simulací v programu Comsol. Teplota senzoru v těchto simulacích byla 40 ℃. Teplota u času 0 min je teplota kůže před připojení senzoru.

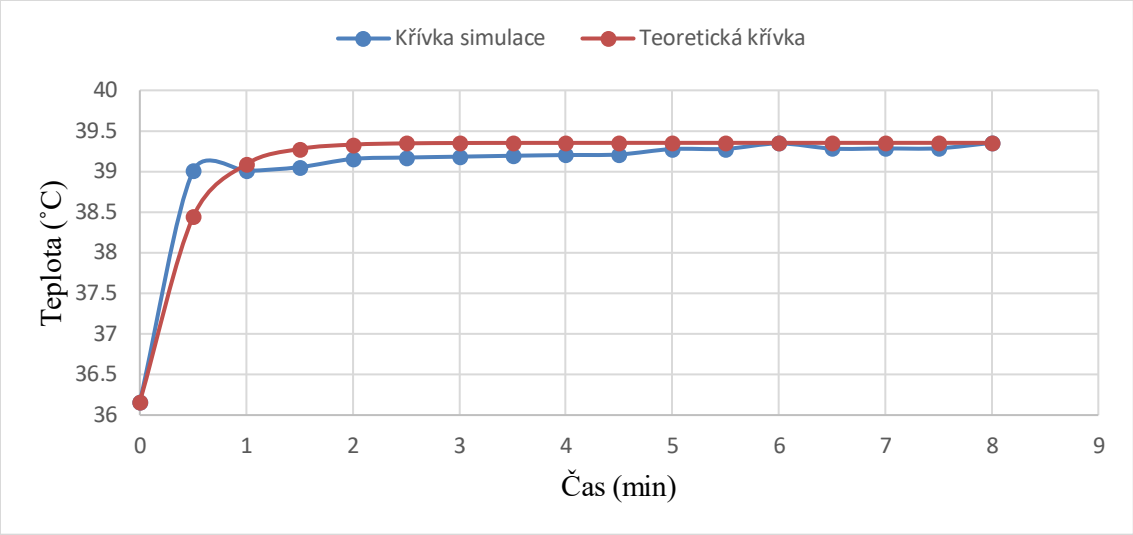
Tabulka 5.1: Tabulka zaznamenaných teplot získaných z vytvořené simulace v programovacím prostředí Comsol pro teplotu senzoru 40 ℃.

Čas (s)	**0**	**0,5**	**1**	**1,5**	**2**	**2,5**	**3**	**3,5**	**4**	**4,5**	**5**	**5,5**	**6**	**6,5**	**7**	**7,5**	**8**
Teplota (℃)	36,16	39,00	39,00	39,05	39,15	39,17	39,18	39,19	39,20	39,2	39,27	39,27	39,34	39,28	39,28	39,28	39,35
Teroretická teplota (℃)	36,16	37,41	38,17	38,64	38,92	39,09	39,19	39,25	39,29	39,31	39,33	39,33	39,34	39,34	39,35	39,35	39,35

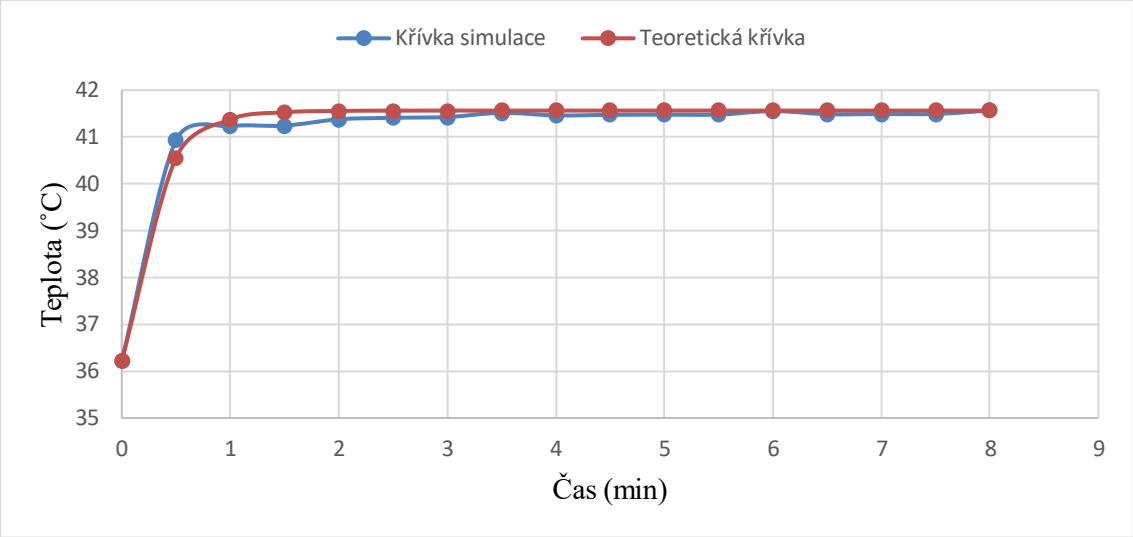
V následující tabulce jsou uvedené zaznamenané hodnoty teploty z vytvořených simulací v programu Comsol. Teplota senzoru v těchto simulacích byla 43 ℃. Teplota u času 0 min je teplota kůže před připojení senzoru.

Tabulka 5.2: Tabulka zaznamenaných teplot získaných z vytvořené simulace v programovacím prostředí Comsol pro teplotu senzoru 43 ℃.

Čas (s)	**0**	**0,5**	**1**	**1,5**	**2**	**2,5**	**3**	**3,5**	**4**	**4,5**	**5**	**5,5**	**6**	**6,5**	**7**	**7,5**	**8**
Teplota (℃)	36,20	40,93	41,22	41,24	41,37	41,41	41,42	41,51	41,46	41,47	41,47	41,47	41,55	41,48	41,4	41,49	41,56
Teroretická teplota (℃)	36,22	37,82	38,94	39,73	40,28	40,66	40,93	41,12	41,25	41,34	41,41	41,45	41,49	41,51	41,52	41,53	41,54



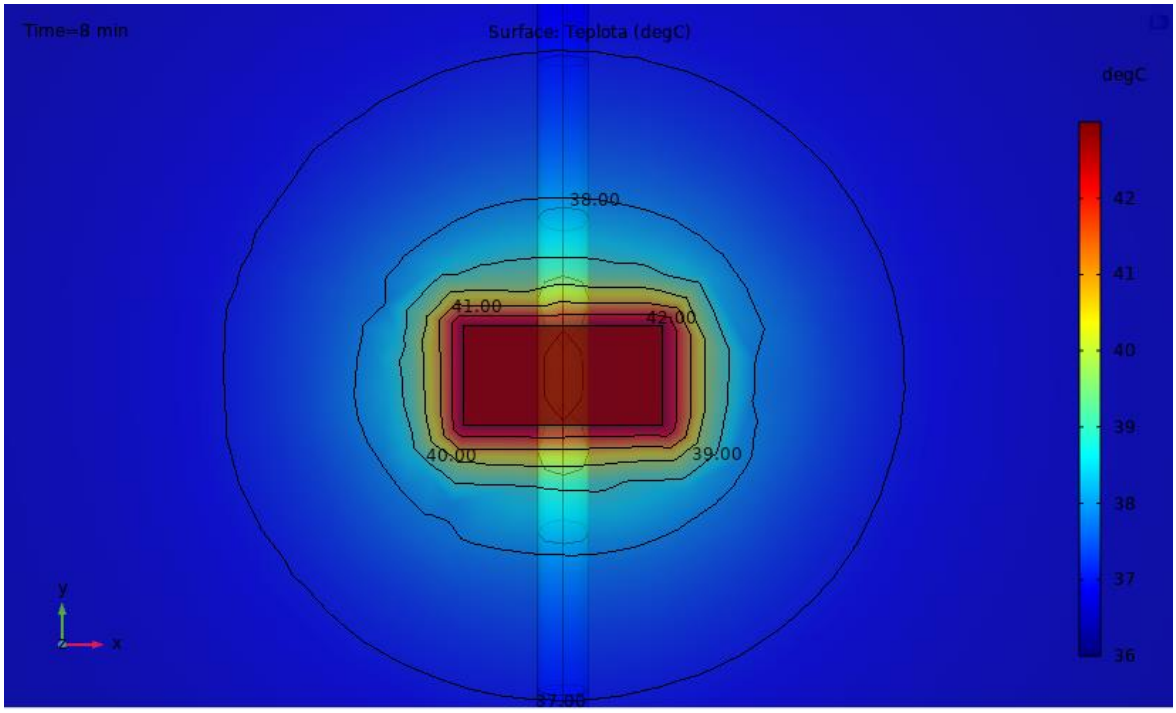
Obr. 5.1: Porovnání průběhy teplot v čase ze simulací a z naměřených hodnot pro T 40 °C.



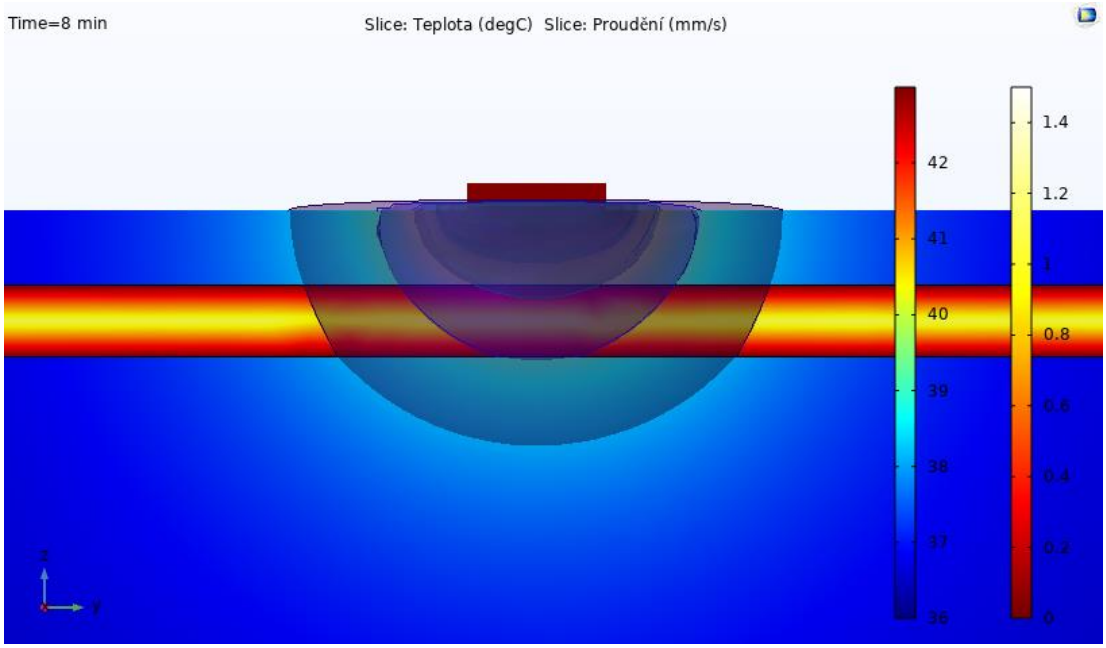
Obr. 5.2: Porovnání průběhy teplot v čase ze simulací a z naměřených hodnot pro T 43 °C.

V obrazcích 5.1 a 5.2 jsou znázorněné porovnání zaznamenaných teplot v průběhu času mezi výsledky vytvořených simulací a experimentálně naměřených dat.

Všechny vytvořené simulace se nachází v příloze E. Simulace jsou ve formátu. mph.



Obr. 5.3: Přehled rozsah šíření tepla okolo senzoru z povrchu při nastavení teplotě senzoru 43 ℃



Obr.5.4: Přehled řezu rozsahy šíření tepla okolo senzoru při nastavení teplotě senzoru 40 ℃

5.2 Výsledky měření

V následující tabulce jsou uvedené zaznamenané hodnoty teplot, které byly načteny během aplikace senzoru na předloktí dobrovolníků. Senzor při měření měl nastavenou teplotu 40 ℃. Teplota u času 0 min je teplota kůže dobrovolníka před aplikací senzoru.

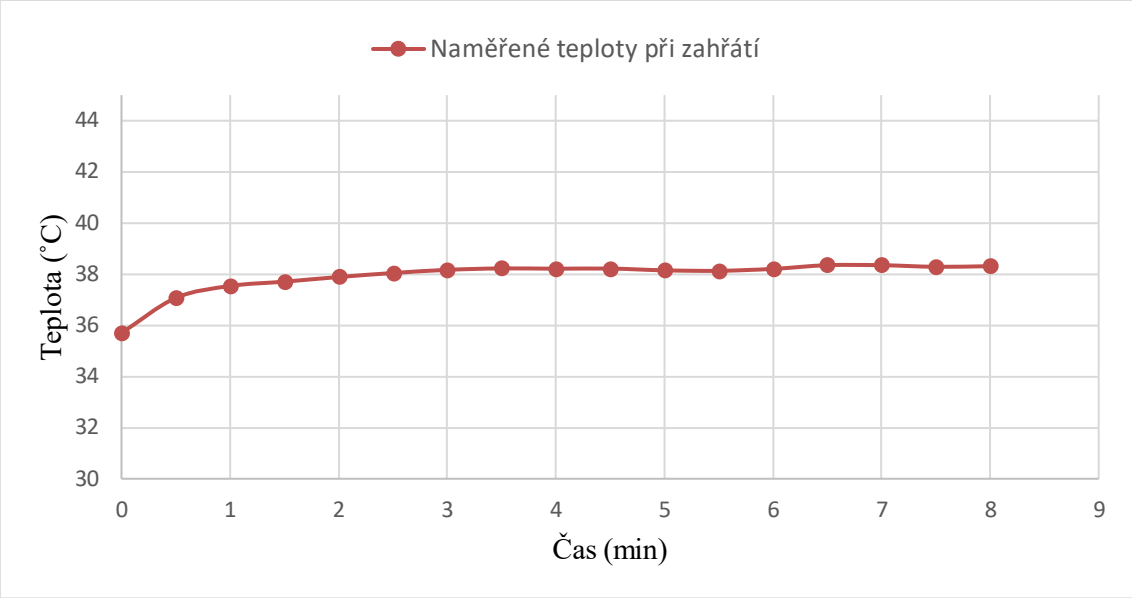
Tabulka 5.3: Tabulka naměřených hodnot zahřátí kůže na levém a pravém předloktí dobrovolníků při teplotě transkutánního senzoru 40 ℃.

ID probanda	Čas (min)	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	5,5	6	6,5	7	7,5	8
	Záznam měření	Teplota (℃)																
TCOM#P	A	35,8	37,6	38,1	38,2	38,1	38,3	38,9	38,8	38,7	38,9	38,9	38,8	38,9	38,6	38,6	38,6	38,7
	B	36,7	37,5	38,3	38,4	38,6	38,9	38,9	38,9	39,0	38,9	38,8	38,8	38,9	39,0	38,9	38,8	38,9
TCOM#Z	C	34,7	36,1	37,4	37,3	37,7	37,9	37,8	37,7	37,8	37,9	38,0	38,1	38,1	38,2	38,3	38,2	38,1
	D	34,0	37,1	37,6	37,7	38,0	37,7	37,9	38,1	38,1	38,0	38,1	38,2	38,3	38,4	38,2	38,1	38,3
TCOM#G	E	35,8	36,1	36,9	36,5	36,9	37,0	37,1	37,2	37,1	37,2	36,8	36,9	37,0	37,3	37,4	37,5	37,5
	F	36,8	37,1	37,8	37,9	38,3	38,5	38,3	38,5	38,3	38,5	38,5	38,6	38,7	38,6	38,6	38,3	38,3
TCOM#M1	G	36,1	36,5	37,1	37,6	38,0	38,3	38,9	39,1	39,1	38,6	38,5	38,3	38,3	38,2	38,4	38,3	38,3
	H	36,9	38,1	38,5	39,1	39,2	39,0	39,0	38,9	39,4	39,2	39,1	39,0	38,9	39,3	39,2	39,2	38,8
TCOM#M2	I	36,4	38,6	39,0	39,2	39,2	39,2	39,5	39,5	39,4	39,5	39,5	39,5	39,4	39,3	39,2	39,4	39,3
	J	36,9	38,1	38,5	38,8	39,0	39,1	39,3	39,3	39,1	39,2	39,4	39,4	39,4	39,3	39,3	39,2	39,3
TCOM#W	K	35,7	36,8	36,9	37,1	36,9	37,6	37,7	37,9	37,8	37,8	37,9	38,0	37,7	37,8	37,6	37,7	37,7
	L	34,9	36,7	36,9	37,1	37,4	37,5	37,6	37,6	37,9	38,2	37,7	37,7	37,8	37,8	37,8	37,7	37,7
TCOM#E	M	34,8	37,3	37,4	37,5	37,6	38,2	38,3	38,2	38,0	37,8	37,7	37,5	37,5	37,9	38,1	37,9	37,9
	N	35,1	37,0	37,3	37,4	37,3	37,4	37,4	37,5	37,5	37,5	37,3	37,4	37,3	37,6	37,7	37,6	37,8
TCOM#M3	O	36	36,4	36,5	36,8	37,1	37,1	37,0	37,3	37,1	37,3	37,1	37,1	38,2	38,1	38,3	38,1	38,3
	P	34,6	36,1	36,4	36,7	36,9	37,0	37,1	37,1	37,1	37,0	37,1	36,8	36,9	38,2	38,0	38,0	38,1

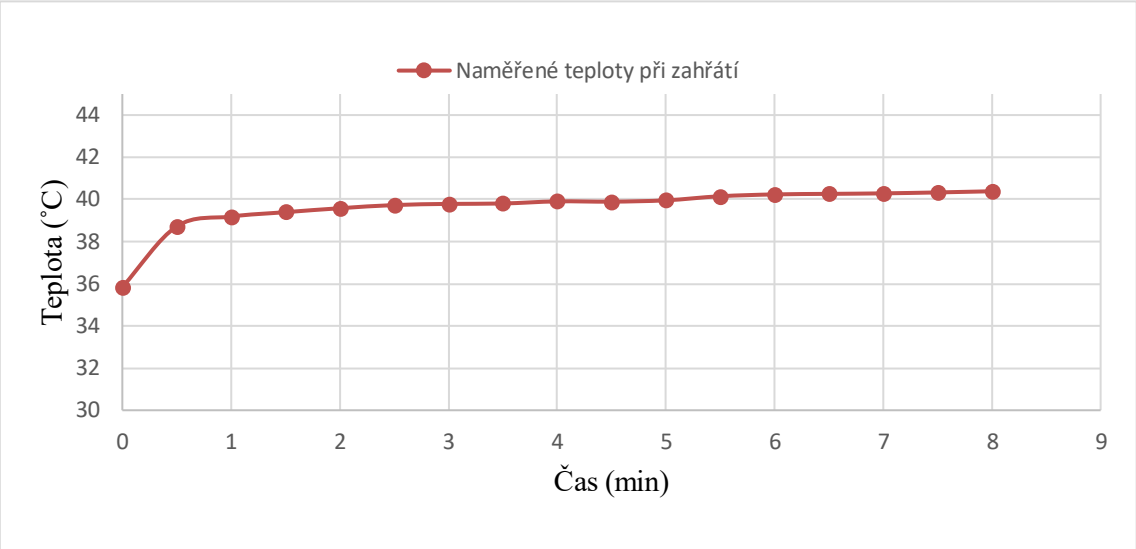
V následující tabulce jsou uvedené zaznamenané hodnoty teplot, které byly načteny během aplikace senzoru na předloktí dobrovolníků. Senzor u těchto měření měl nastavenou teplotu 43 ℃. Teplota u času 0 min je teplota kůže dobrovolníka před aplikací senzoru.

Tabulka 5.4: Tabulka naměřených hodnot zahřátí kůže na levém a pravém předloktí dobrovolníků při teplotě transkutánního senzoru 43 ℃.

ID probanda	Čas (min)	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	5,5	6	6,5	7	7,5	8
	Záznam měření	Teplota (℃)																
TCOM#P	A	37,0	39,6	40,3	40,3	40,6	40,9	40,7	40,7	41,0	40,7	40,8	41,2	41,2	41,1	41,3	41,4	41,2
	B	36,6	38,8	39,2	39,5	39,7	40,0	39,8	39,7	39,9	39,8	39,7	40,3	40,4	40,5	40,4	40,4	40,5
TCOM#Z	C	34,7	37,3	38,1	38,1	38,4	38,5	38,8	38,7	38,7	38,9	39,1	38,9	38,8	38,7	38,8	39,1	39,1
	D	34,6	37,0	37,2	37,4	37,7	37,6	37,7	37,9	37,9	37,9	37,9	39,0	39,1	39,0	39,0	38,9	39,1
TCOM#G	E	34,4	37,8	37,8	37,8	38,1	38,1	38,4	38,4	38,5	38,4	38,6	38,6	39,7	39,6	39,5	39,6	40,4
	F	35,6	37,4	38,8	38,6	38,8	39,2	39,2	39,2	39,6	39,6	39,8	39,7	39,8	39,9	39,7	39,9	40,1
TCOM#M1	G	35,8	39,0	39,3	39,3	39,3	39,5	39,0	39,4	39,7	40,0	40,1	40,3	40,4	40,2	40,2	40,2	40,3
	H	35,0	37,8	38,5	39,4	39,1	38,9	39,3	39,1	39,6	39,6	39,4	39,8	39,6	39,7	39,9	39,9	39,9
TCOM#M2	I	35,3	38,8	39,2	39,6	40,3	40,5	40,5	40,4	40,0	40,1	40,6	40,5	40,7	40,8	40,8	40,6	40,7
	J	35,5	39,0	39,3	39,4	39,3	39,9	39,9	39,8	39,7	39,4	39,7	39,9	40,1	40,3	40,2	40,3	40,2
TCOM#W	K	36,0	38,7	39,1	39,4	40,2	40,2	40,3	40,5	40,3	40,3	40,2	40,3	40,2	40,3	40,9	41,0	40,8
	L	36,4	39,7	39,9	40,2	40,2	40,4	40,5	40,7	40,6	40,7	40,7	40,7	40,6	40,5	40,4	40,3	40,2
TCOM#E	M	35,7	39,5	39,9	39,9	39,9	40,1	40,3	40,4	41,0	40,9	40,9	41,0	40,8	40,9	40,9	40,9	40,9
	N	37,0	39,7	39,9	40,2	40,3	40,4	40,4	40,5	40,2	40,4	40,3	40,6	40,8	40,9	40,8	40,9	40,8
TCOM#M3	O	36,6	39,9	40,4	40,6	40,8	40,7	40,8	40,8	41,0	40,7	40,7	40,8	40,7	40,9	41,0	41,1	41,1
	P	37,3	39,5	40,1	40,6	40,6	40,8	41,0	40,7	40,8	40,9	40,8	40,8	40,9	40,9	40,8	40,8	40,9



Obr. 5.5: Závislost průměrných teplot na průběhu času při teplotě senzoru 40 °C.



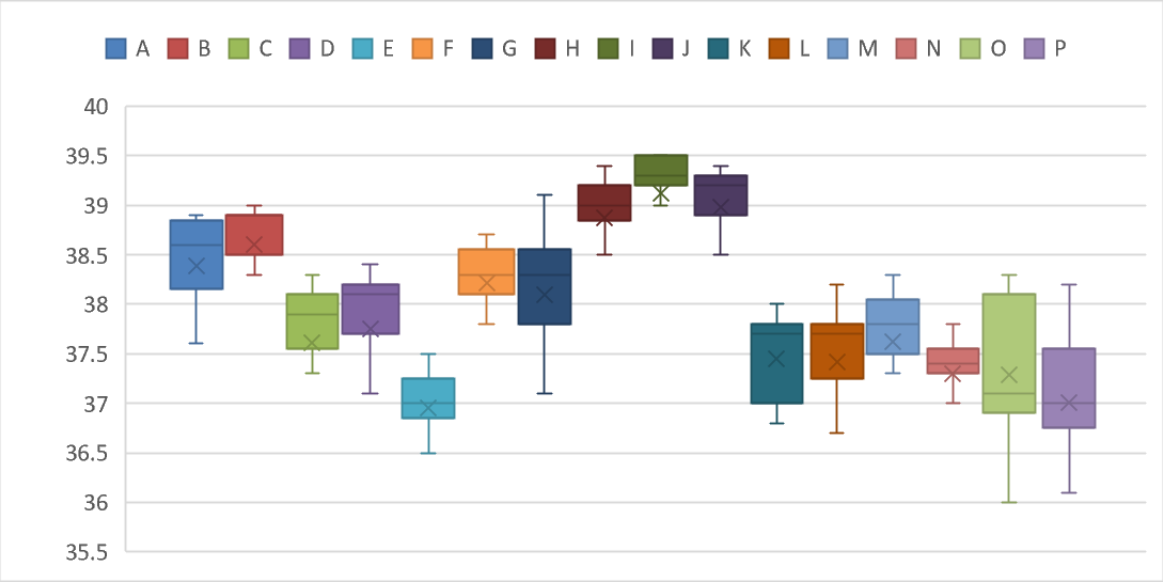
Obr. 5.6: Závislost průměrných teplot na průběhu času při teplotě senzoru 43 °C.

Na výše uvedených grafech zobrazena křivka průměru naměřených teplot snímaných IR kamerou. Teploty se zaznamenaly z předloktí dobrovolníků každých 30 sekund po celkovou dobu 8 minut. Na grafu 5.3 byla data snímána pro teplotu senzoru 40 °C a na grafu 5.6 pro teplotu senzoru 43 °C.

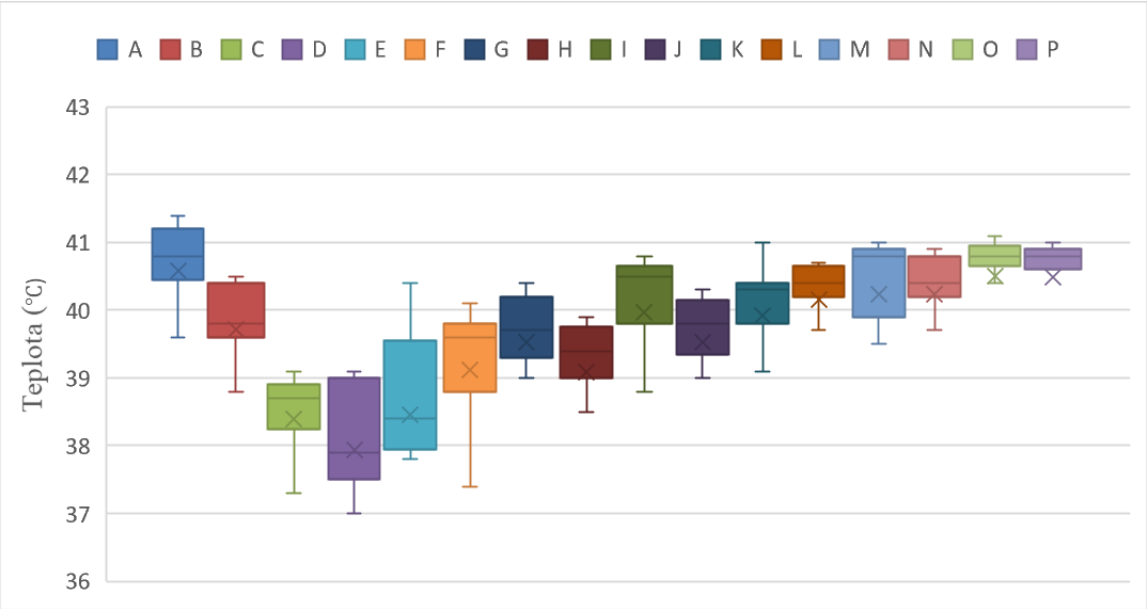
Časová konstanta byla spočítána pomocí následujícího vzorce:

$$T(t) = T_f + (T_0 - T_f).e^{(\frac{-t}{\tau})}, \tag{5}$$

kde $T(t)$ je teoretická teplota (°C), T_f je výsledná teplota (°C), T_0 je počáteční teplota (°C), t je čas (min) a τ je teplotní časová konstanta [45].



Obr. 5.7: Krabicový diagram popisující rozložení teplot pro každé seznam měření při teplotě sondy 40 ℃ při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián, barevný box kvartilové rozpětí a svislé čary představuej minimální a maximální teploty.

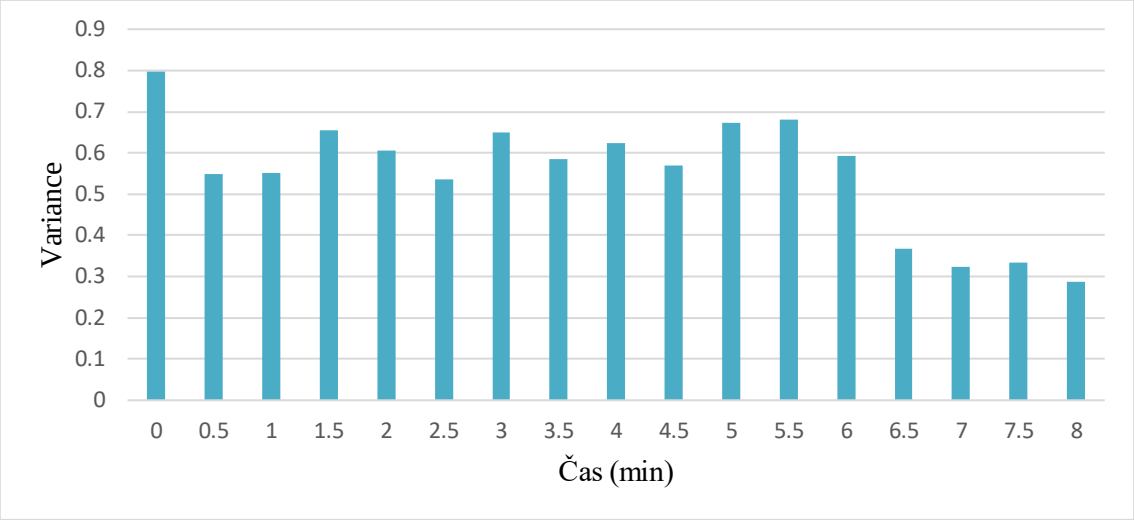


Obr. 5.8: Krabicový diagram popisující rozložení teplot pro každé seznam měření při teplotě sondy 43 ℃ při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián, barevný box kvartilové rozpětí a svislé čary představuej minimální a maximální teploty.

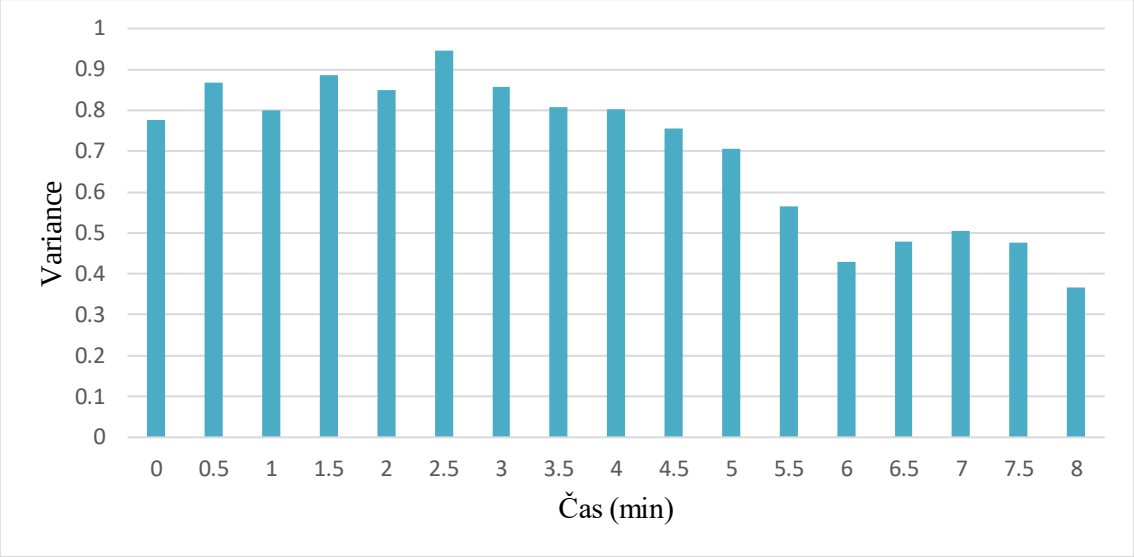
Při porovnání výsledky na obrázku 5.7 je vidět, že záznamy měření jsou od sebe odlišné a variabilita teplot okolo jejich střední hodnotě každého záznamu se liší oproti ostatním.

Čím vyšší bude medián v grafu tím rychleji stoupá u probanda teplota.

Čím větší bude ten obdélník, tím více se u něj v průběhu mereni měnila teplota



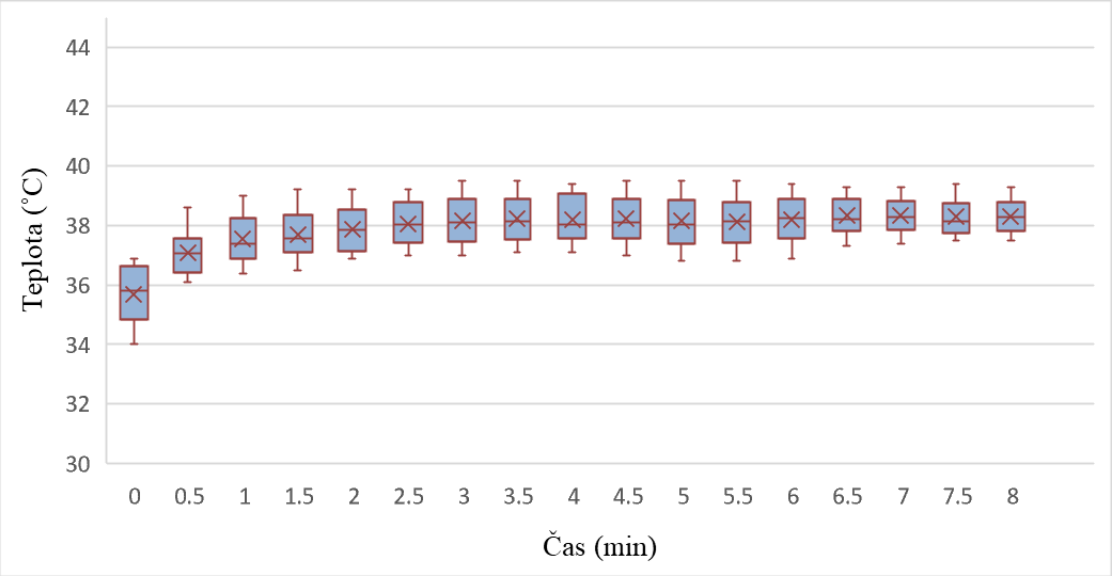
Obr. 5.9: Barový graf variability teplot okolo jejich středních hodnot pro jednotlivé časy při teplotě senzoru 40 °C.



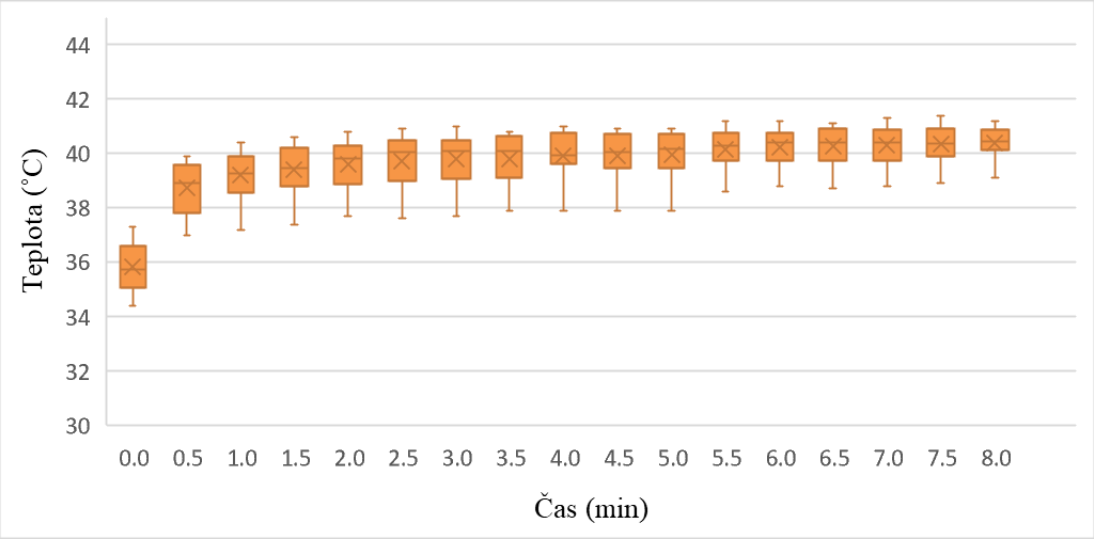
Obr. 5.10: Barový graf variability teplota okolo jejich středních hodnot pro jednotlivé časy při teplotě senzoru 43 °C.

Na snímcích 5.9 a 5.10 jsou zobrazené barovými grafy variability teplot pro každý čas při měření s teplotou senzoru 40 a 43°C. Variabilita naměřených hodnot u obou teplot

senzoru se klesá po šesté minutě, což znamená, že v tomto času u probandů byla dosažená teplota, která se tolik už nezvýší a může být považována za maximální.



Obr. 5.11: Krabicový diagram jednotlivých časů u teploty senzoru 40 °C při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián a barevný box kvartilové rozpětí.



Obr. 5.12: Krabicový diagram jednotlivých časů u teploty senzoru 43 °C při rozdělení do kvadrantů. Střední hodnota je prezentována křížkem, vodorovná čára představuje medián a barevný box kvartilové rozpětí.

Ukázka rozložení středních hodnot teploty pro jednotlivé časy při zahřátí kůže při rozdělení do kvadrantů krabicovým grafem ze softwaru Excel se nachází na snímku 5.11 a 5.12. Ze zobrazených dat na těchto obrázcích pozorujeme, že variabilita naměřených teplot v každém času jsou blízké ke středním hodnotám hlavně u časech po šesté minutě.

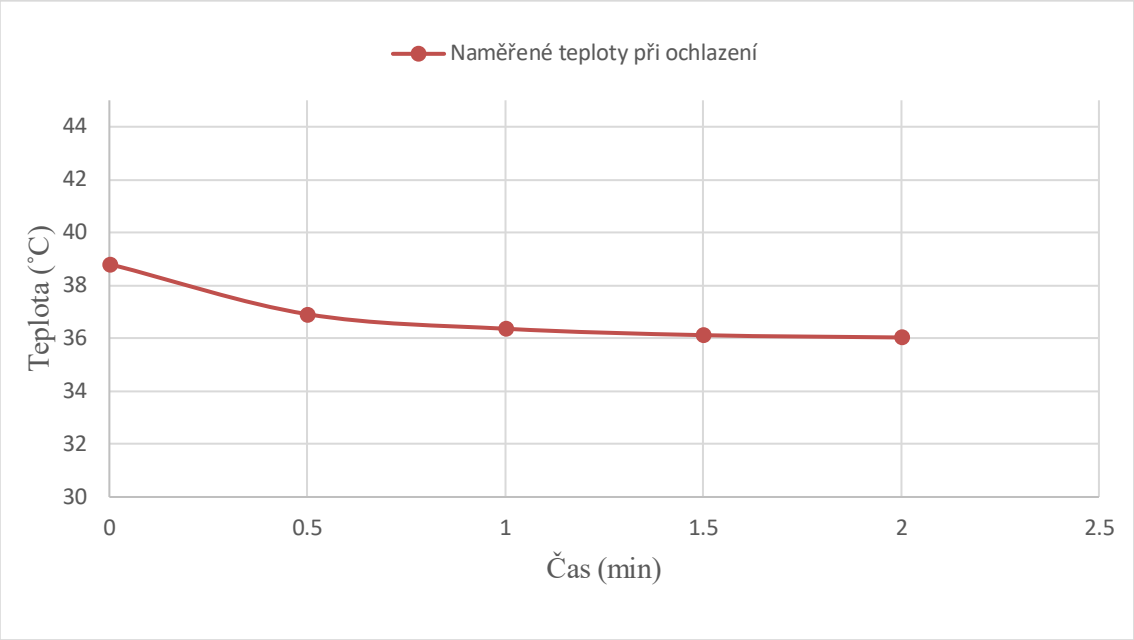
V následujících tabulkách jsou zaznamenány hodnoty teploty po dobu 2 minut po odstranění senzoru, ve kterém byla nastavena zahřívací teplota na teplotu 40 ℃ v první tabulce 5.5 a 43 ℃ v tabulce 5.6.

Tabulka 5.5: Naměřené teploty po odstranění transkutánního senzoru s teplotou 40℃.

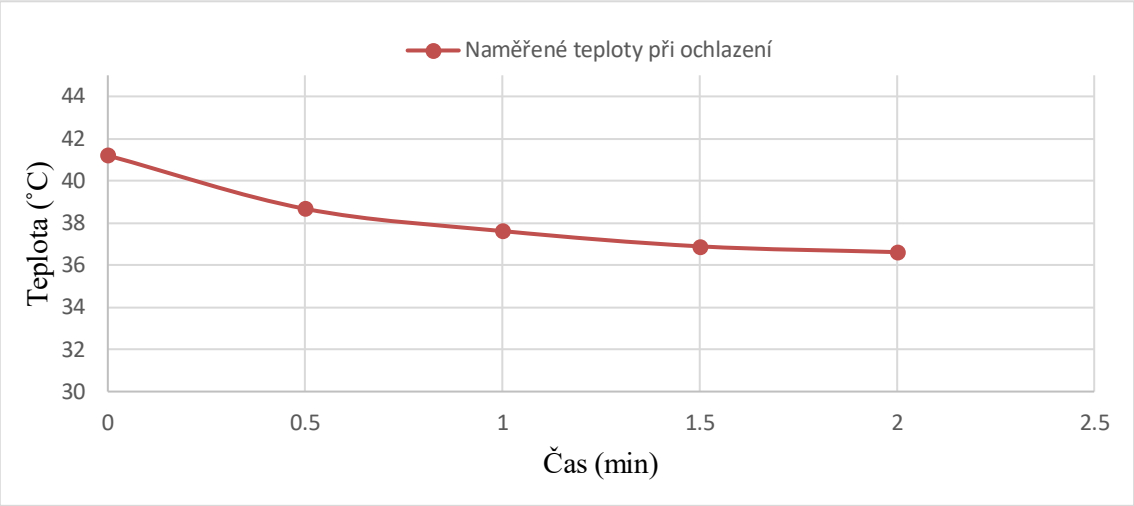
ID probanda	Čas (min)	0	0,5	1	1,5	2
	Záznam měření	Teplota (℃)				
TCOM#P	A	38,8	36,9	36,4	35,7	35,7
	B	40,0	37,4	36,6	36,6	36,6
TCOM#Z	C	38	36,6	35,9	35,6	35,3
	D	38,6	36,5	35,6	35,0	34,9
TCOM#G	E	37,6	36,2	36,0	35,5	35,5
	F	38,5	35,6	35,5	35,5	35,4
TCOM#M1	G	37,2	37,2	36,9	36,9	36,6
	H	38,9	38,1	37,9	37,6	37,1
TCOM#M2	I	40,5	38,6	37,9	37,6	37,5
	J	40,1	37,9	37,5	37,5	37,3
TCOM#W	K	37,5	35,4	35,2	34,9	34,9
	L	38,7	36,7	36,4	35,7	35,5
TCOM#E	M	39,1	36,0	36,0	36,5	36,2
	N	39,0	37,2	36,4	36,0	36,9
TCOM#M3	O	39,4	36,9	35,7	35,6	35,6
	P	39,0	37,4	35,9	35,7	35,5

Tabulka 5.6: Naměřené teploty po odstranění transkutánního senzoru s teplotou 43℃**.**

ID probanda	Čas (min)	0	0,5	1	1,5	2
	Záznam měření	Teplota (℃)				
TCOM#P	A	38,8	36,9	36,4	35,7	35,7
	B	40,0	37,4	36,6	36,6	36,6
TCOM#Z	C	38	36,6	35,9	35,6	35,3
	D	38,6	36,5	35,6	35,0	34,9
TCOM#G	E	37,6	36,2	36,0	35,5	35,5
	F	38,5	35,6	35,5	35,5	35,4
TCOM#M1	G	37,2	37,2	36,9	36,9	36,6
	H	38,9	38,1	37,9	37,6	37,1
TCOM#M2	I	40,5	38,6	37,9	37,6	37,5
	J	40,1	37,9	37,5	37,5	37,3
TCOM#W	K	37,5	35,4	35,2	34,9	34,9
	L	38,7	36,7	36,4	35,7	35,5
TCOM#E	M	39,1	36,0	36,0	36,5	36,2
	N	39,0	37,2	36,4	36,0	36,9
TCOM#M3	O	39,4	36,9	35,7	35,6	35,6
	P	39,0	37,4	35,9	35,7	35,5



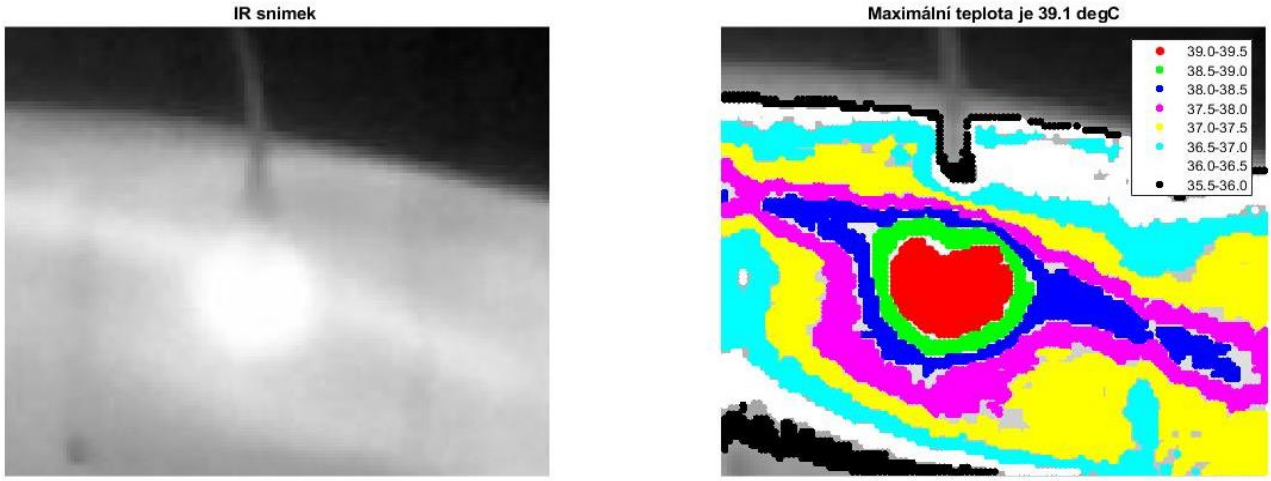
Obr. 5.13: Průběh teploty v čase po odpojení transkutánního senzoru, který měl teplotu 40 °C.



Obr. 5.14: Průběh teploty v čase po odpojení transkutánního senzoru, který měl teplotu 43 °C.

Ve výše uvedeném obrázku 5.13 a 5.14 je čára popisující ochlazení tkáně postupně po 30 sekundách na dobu 2 minut od doby, kdy byl senzor odpojen při měření na teplotu senzoru 40 a 43 °C.

.



Obr. 5.15: Ukázka barevné rozložení teplot okolo umístěného senzoru

Na obrázku 5.15 jsou zobrazené IR snímek vlevo a barevná mapa rozložení teplot vpravo. Obrázek byl vytvořen v programu Matlab Multiphysics

Na obrázku maximální snímaná teplota je 39,1 ℃. Rozsahy teplot na obrázku podle barev:

- Červená barva: 39,0 až 39,5 ℃
- Zelená barva: 38,5 až 39,0 ℃
- Tmavomodrá barva: 38,0 až 38,5 ℃
- Fialová barva: 37,5 až 38,0 ℃
- Žlutá barva: 37,0 až 37,5 ℃
- Světle modrá barva: 36,5 až 37,0 ℃
- Bílá barva: 36,0 až 36,5 ℃
- Černá barva: 35,5 až 36,0 ℃
- Oblasti snímku, které nejsou barvené mají teplotu menší než 35,5 ℃

6 Diskuze

6.1 Diskuze simulací

V prvním experimentu byly provedeny 3 simulace, při nichž byla dosažena cílová teplota 43 °C. Rozdíl mezi výše zmíněnými simulacemi byla rychlost proudění krve v kapiláře, která má poloměr 1,3 mm. Po porovnání mezi nimi bylo zjištěno, že se tkáň zahřeje mnohokrát rychleji, když je větší proudění krve v kapiláře. Při první simulaci s prouděním 0,5 mm/s bylo dosaženo cílové teploty za 8,4 min zahřívaní a v druhé simulaci bylo dosaženo stejné teploty již za 15 *s* a teplota překročila cílovou hodnotu o půl stupně. Při poslední simulaci, tj. u kapiláry s prouděním 1,5 mm/s dosáhla cílové teploty za 10 s a maximální naměřená teplota okolo senzoru překročila cílovou teplotu a dosáhla 43,9 °C. Z porovnání lze říci, že se zvětšující se rychlostí proudění krve v kapilárách dojde k rychlejšímu zahřívání tkáně při působení senzoru. Rychlost proudění je závislá na průsvitu cév, tj. čím má větší průsvit, tím je rychlost proudění menší. Může být také ovlivněná vysokým krevním tlakem.

V dalším experimentu byly porovnány další simulace s různou teplotou místnosti. Okolní teplota byla nastavená na 20 °C v první simulaci a 25 °C v druhé. Na výsledcích dvou simulací se výrazně projevilo, že při vyšší teplotě místnosti se zahřeje tkán rychleji při stejném nastavení výkonu senzoru. Dosažená teplota při stejném výkonu překročila požadovanou o 0,8 °C . Z toho lze usoudit, že teplota okolního prostředí má velký vliv na proces měření, proto se musí měření provádět v místě o stabilní okolní teplotě. V případě potřeby ohřevu tkáně na 45 °C v prostředí se zvětšující se teplotou, může dojít ke zvýšení teploty nad nastavenou a tím dojde k popálení tkáně v místě působení.

V prostředí Comsol Multiphysics se prováděla série simulací zahřívající tkán o teplotě 38 °C až 45 °C vzestupně. Teplota se na povrchu kůže okolo senzoru šířila o 1 mm do dálky a do hloubky se exponenciálně snížila od nastavené hodnoty až 36 °C. Čím vyšší byla nastavená teplota senzoru, tím se teplo šířilo dál od místa aplikace senzoru.

V jiném experimentu byly porovnány další tři simulace odlišující se od sebe v hloubce kapiláry při nastavení teploty sondy. K nejhlubší kapiláře, která byla 1,4 mm pod po umístěným senzorem dosáhlo málo tepla, a to by ovlivnilo

přesnost načtených hodnot. U kapiláry o hloubce 1,0 mm byla dosažená vyšší teplota, tj. kolem 38,2°C. Nejlepší vazodilatace by se konala u kapiláry s nejmenší hloubkou 0,5 mm díky většímu dosaženému množství tepla.

U všech simulací bylo pozorované, že teplota se šíří od senzoru do tkáni na povrchu a do hloubky exponenciálně.

6.2 Diskuze měření

Před zahájením samotného měření na dobrovolnících bylo nutno provést pilotní měření za účelem určení postupu a eliminace faktorů, které mohou ovlivnit přesnost měření. V prvním pilotním pokusu bylo zjištěno několik chyb, které by zbytečně prodloužily čas měření a nežádoucím způsobem ovlivnily přesnost získaných dat jako např. určení rozměrů kůže okolo senzoru, nezjištění pravidelného intervalu zaznamenávání času pořízení jednotlivých snímků IR kamerou, okolní podmínky místnosti, ve které proběhlo měření nebyly sjednoceny mezi jednotlivými měřeními, a dokonce nebyla určena výška, ze které bude snímat IR kamera. V druhém pilotním měření byly odstraněny chyby v postupu měření. Postup měření byl detailně připraven, popsán tak, aby nám zajistil co nejpřesnější měření a ušetřil čas.

Data byla získána při měření na dobrovolnících, kde se na každého probanda naměřily 4 záznamy, dva z nich při teplotě senzoru 40 °C a další dva při teplotě 43 °C. Zvolené místo k měření bylo předloktí pro své charakteristiky, tj, jedná se o snadno dostupné místo a nevyžaduje komplikovanou přípravu pro umístění senzoru a samotné snímání IR kamerou. Po zpracování získaných dat při měření s teplotou senzoru 40 °C, bylo pozorováno, že od začátku měření do konce páté minuty se naměřené teploty daleko odchýlily od jejich středních hodnot a postupně se zvýšily. Avšak po šesté minutě až do osmé minuty se naměřené hodnoty už nezvýšily a kmitaly okolo středních hodnot ve srovnání s předchozími měřeními, tj. od začátku měření až do 6 minuty.

Při měření s nastavenou teplotou senzoru 43 °C ze začátku měření od nulté minuty do konce šesté minuty se naměřené teploty pohybovaly daleko od středních hodnot, tj. s maximální dosaženou směrodatnou odchylkou 0,97. Dále po šesté minutě se začaly načtené hodnoty přibližovat ke střední hodnotě. Změny variability po šesté minutě jsou hodně malé ve srovnání s variancí u předchozích měření. Z porovnání mezi variabilitami

teplot všech seznamů měření bylo zjištěno, že každý proband má odlišnou variabilitu teplot proti ostatním probandům.

V programovacím prostředí Matlab verze 2020a od společnosti Mathworks a pomocí speciálního vytvořeného kodu proběhlo načtení výfocených snímků. Dále se konalo oříznutí logo a škály teplot. Nasledně byla hledána maximální načtená teplota. Aby se lépe pracovavalo se snímkem, byla vytvořena barevná mapa, která popisuje oblasti šíření teplot v určeném rozmezí po půl stupni celsia, jak je ukázano v legendě na obrázku 5.11.

Vzhledem k nutné existencí lepicího kroužku okolo umistěného senzoru, bylo vidět ze získaných IR snímků, že pod ním došlo k blokaci teploty tkáně. Tím byla ovlivněna možnost přesného měření rozsahu šíření teplot. Pro přesnější měření bych doporučoval, aby došlo k fixaci senzoru na tkáň jiným způsobem, čímž bude získán přesnější obraz šíření tepla tkání. Maximální zaznamené teploty byli u dvou dobrovolníkům, kteří měli nížší BMI proti ostatním. Vzhledem k malému počtu vzorků to není jasný výsledek, ale zdá se, že jde o základní údaj, že u méně obézních lidí není teplo absorbováno do tukových buněk, a tím vede k většímu šíření tepla.

Při porovnání mezi získanými výsledky z provedených simulací a experimentálně naměřenými teplotami je vidět, že u navržených simulací teplota na začátku měření nastoupila průměrně rychleji než teplota získaná z měření na probandech. Tento rozdíl může být způsoben existencí lepícího kroužků okolo místa aplikace senzoru, protože kroužek pokryl tkán a je možné, že došlo k nesprávnému načtení teplot IR kamerou, a to až ve chvíli, kdy lepící kroužek už byl zahřátý. Z tohoto důvodu se výsledky mezi sebou málo odlišují. Lepící kroužek bylo nutno používat, protože nebyl jiný další způsob, jak zafixovat senzor na povrchových vrstvách kůže.

Mezi možnosti, jak efektivně navázat na tuto práci, a zároveň jako limitaci této práce vidím navržení vhodných postupů měření, která by přinesla přesnější data o způsobu šíření tepla bez přítomnosti lepícího kroužku. Dalším způsobem, kterým by bylo možno navázat na tuto práci je věnovat se měření na větším počet dobrovolníků, kteří budou mít různé parametry kůže. Těmi mohou být např. dobrovolníci, které mají tmavší kůži, světlejší anebo u obézních a hubených dobrovolníků. Tato měření na větším vzorku probandů by vedla k eliminaci odchýlených záznamů a k přesnějším výsledkům o limitaci této metody.

7 Závěr

Při měření parciálních tlaků krevních plynů metodou transkutánní oxymetrie se nejčastěji používají teploty v rozmezí 40-43 ℃. Při těchto teplotách byla provedena měření na zdravých probandech a zároveň byla vytvořena simulace v Comsolu Multiphysics za účelem ověření, jaké a jak výrazné vlivy má zahřátí senzoru na lidskou tkáň.

V rámci diplomové práce na základě získaných dat a provedených simulacích, lze uvést, že šíření tepla okolo senzoru je ovlivněno různými faktory. Senzor rychleji zahřeje tkáň při větší rychlosti průtoku krve v kapiláře a při větším průměru cév. Dalším faktorem je teplota okolního prostředí, kde je tkáň rychleji zahřátá při vyšší teplotě v místnosti. Hodnoty teplot od začátku měření až do šesté minuty kmitaly okolo jejich středních hodnot s větší směrodatnou odchylkou. Lze usoudit ze statistiky, že teplota transkutánního senzoru se pomalu stabilizuje po šesté minutě jeho aplikace a už se nezvyšuje. Po osmé minutě při měření u senzoru s teplotou 40 ℃ byla průměrná hodnota maximální dosažené teploty 38,31∓0,53 ℃. Časová konstanta zahřátí u této teploty sondy byla $\tau = 0{,}8\ min$ a to je čas, kdy došlo k 63,2 % ustáleného stavu během těchto měření. K ochlazení povrchových vrstvách kůže po odstranění sondy bylo potřeba přibližně 2 minut. Dále u teploty senzoru 43 ℃ v osmé minutě byla průměrná hodnota 40,38 ∓0,68 ℃. Časová konstanta zahřátí u této teploty sondy byla $\tau = 1{,}5\ min$ a to je čas, kdy došlo k 63,2 % ustáleného stavu během těchto měření. Byly provedeny teoretické simulace distribuce tepla za pomocí softwaru Comsol Multiphysics. Výsledky jsou porovnány s experimentálními nálezy za účelem vytvoření komplexnější studie.

Prošel jsem papíry, webové stránky, články a knihy související s tímto tématem a shromáždil jsem všechny informace týkající se tohoto tématu a byl provedeny přehled o současném stavu, historii, vývoji, principech měření této metody a existující přístroje na českém trhu.

Seznam použitých literatur

[1] GLASS, Hannah C., COSTARINO, Andrew T., STAYER, Stephen A., BRETT, Claire M., CLADIS, Franklyn and DAVIS, Peter J. Outcomes for extremely premature infants. Survey of Anesthesiology. 2015. Vol. 59, no. 6p. 272–273. DOI 10.1097/01.sa.0000471763.32127.3c.

[2] HOWSON, Christopher P, KINNEY, Mary V, MCDOUGALL, Lori and LAWN, Joy E. Born too soon: Preterm birth matters. Reproductive Health. 2013. Vol. 10, no. S1. DOI 10.1186/1742-4755-10-s1-s1.

[3] COLIN, A. A., MCEVOY, C. and CASTILE, R. G. Respiratory morbidity and lung function in preterm infants of 32 to 36 Weeks' gestational age. PEDIATRICS. 2010. Vol. 126, no. 1p. 115–128. DOI 10.1542/peds.2009-1381.

[4] Lamberská T., Smíšek J. Základní statistika a výsledky péče o nezralé novorozence v České republice. October 2020. Dostupné z: https://www.nedoklubko.cz/2020/10/29/zakladni-statistika-a-vysledky-pece-o-nezrale-novorozence-v-ceske-republice/

[5] MCVICAR, J and EAGER, R. Validation study of a transcutaneous carbon dioxide monitor in patients in the emergency department. Emergency Medicine Journal. 2009. Vol. 26, no. 5p. 344–346. DOI 10.1136/emj.2007.055715.

[6] JANAILLAC, Marie, BEAUSOLEIL, Thierry P., BARRINGTON, Keith J., RABOISSON, Marie-Josée, KARAM, Oliver, DEHAES, Mathieu and LAPOINTE, Anie. Correlations between near-infrared SPECTROSCOPY, PERFUSION index, and Cardiac outputs in extremely PRETERM infants in the first 72 h of life. European Journal of Pediatrics [online]. 27 January 2018. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00431-018-3096-z

[7] DIIULIO R. The right stuff. Rtmagazine.com; April 2010: s 20, 22, 24

[8] SØRENSEN, Line C., BRAGE-ANDERSEN, Lene and GREISEN, Gorm. Effects of the transcutaneous electrode temperature on the accuracy of transcutaneous carbon dioxide tension. Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation. 2011. Vol. 71, no. 7p. 548–552. DOI 10.3109/00365513.2011.590601.

[9] LIN, Hsin-Ju, HUANG, Ching-Tzu, HSIAO, Hsiu-Feng, CHIANG, Ming-Chou and JENG, Mei-Jy. End-tidal carbon dioxide measurement in preterm infants with low birth weight. PLOS ONE. 2017. Vol. 12, no. 10. DOI 10.1371/journal.pone.0186408.

[10] [Hani Y, Mandy A, Sandeep. Anatomy, Skin (Integument), Epidermis. National Center for Biotechnology Information. July 2020. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470464

[11] MARTÍNEK, Jindřich a Zdeněk VACEK. Histologický atlas. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2393-8.

[12] DEL ROSSO, James Q and LEVIN, Jacqueline. The clinical relevance of maintaining the functional integrity of the stratum corneum in both healthy and disease-affected skin. The Journal of clinical and aesthetic dermatology [online]. September 2011. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3175800/

[13] HOFFMAN, Matthew. The skin (human anatomy): Picture, definition, function, and skin conditions. WebMD [online]. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://www.webmd.com/skin-problems-and-treatments/picture-of-the-skin

[14] MONTAGNA, William and JOHN, Ebling F. Human skin. Encyclopædia Britannica [online]. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://www.britannica.com/science/human-skin

[15] WEBSTER, John G. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. New York : Wiley, 1988.

[16] MISLOV, Dino, CIFREK, Mario, KROIS, Igor and DZAPO, Hrvoje. Measurement of dissolved hydrogen concentration with clark electrode. 2015 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS). 2015. DOI 10.1109/sas.2015.7133656.

[17] SRINIVASAN, Vakula S. and TARCY, Gary P. Adaptation of CLARK oxygen Electrode for monitoring hydrogen gas. Analytical Chemistry. 1981. Vol. 53, no. 6p. 928–929. DOI 10.1021/ac00229a051.

[18] ROUBÍK, Karel. Fyzikální chemie pro biomedicínské inženýrství. Praha: ČVUT, 2007. 145 s. ISBN 978-80-01-03788-1.

[19] SEVERINGHAUS, John W. First electrodes for Blood Po2 and Pco2 determination. Journal of Applied Physiology. 2004. Vol. 97, no. 5p. 1599–1600. DOI 10.1152/classicessays.00021.2004.

[20] SEVERINGHAUS, John W. and ASTRUP, Poul B. History of blood GAS analysis. Iii. carbon dioxide tension. Journal of Clinical Monitoring. 1986. Vol. 2, no. 1p. 60–73. DOI 10.1007/bf01619178.

[21] Ian Bromley. Transcutaneous monitoring understanding the principles. Blood Gas Monitoring. 2008.

[22] LÜBBERS, DIETRICH W. History of transcutaneous po2 measurement. Critical Care Medicine. 1981. Vol. 9, no. 10p. 693. DOI 10.1097/00003246-198110000-00003.

[23] WIEDEMANN, H. P., ORENS, D. K., R.R.T. and SIVAK, E. D. Transcutaneous oxygen monitoring. Cleveland Clinic Journal of Medicine. 1985. Vol. 52, no. 4p. 483–488. DOI 10.3949/ccjm.52.4.483.

[24] Transcutaneous oxygen monitoring. Transcutaneous Oxygen Monitoring - an overview | ScienceDirect Topics [online]. Available from: https://www.sciencedirect.com/topics/nursing-and-health-professions/transcutaneous-oxygen-monitoring

[25] SELECTSCIENCE. Tcm5 flex transcutaneous monitor from radiometer. SelectScience [online]. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://www.selectscience.net/products/tcm5-flex-transcutaneous-monitor/?prodID=220932

[26] RADIOMETER. Product line for transcutaneous monitoring. [online]. Available from: http://mss.co.th/pdf/ProductLine_Brochure_en_low.pdf

[27] FANG, Wan, LIU, Wei, QIAN, Jie, TANG, Houjun and YE, Pengsheng. Modeling and simulation of a transcutaneous energy transmission system used in artificial organ implants. Artificial Organs. 2009. Vol. 33, no. 12p. 1069–1074. DOI 10.1111/j.1525-1594.2009.00820.x.

[28] JANAILLAC, Marie, LABARINAS, Sonia, PFISTER, Riccardo E. and KARAM, Oliver. Accuracy of transcutaneous carbon dioxide measurement in premature infants. Critical Care Research and Practice. 2016. Vol. 2016, p. 1–5. DOI 10.1155/2016/8041967.

[29] Sørensen LC, Brage-Andersen L, Greisen G. Effects of the transcutaneous electrode temperature on the accuracy of transcutaneous carbon dioxide tension. Scand J Clin Lab Investig. 2011;71:548–52. doi: 10.3109/00365513.2011.590601.

[30] ALIWALAS, Lucia Liz, NOBLE, Laura, NESBITT, Karin, FALLAH, Shafagh, SHAH, Vibhuti and SHAH, Prakesh S. Agreement of carbon dioxide levels measured by arterial, transcutaneous and end tidal methods in preterm infants ≤28 weeks gestation. Journal of Perinatology. 2004. Vol. 25, no. 1p. 26–29. DOI 10.1038/sj.jp.7211202.

[31] Digital Transcutaneous Blood Gas Monitoring, SenTec Digital Monitoring System: Illuminate Ventilation and Oxygenationin Neonatology. Sentec [online]. Switzerland: SenTec, 2019.Dostupné z: https://www.sentec.com/fileadmin/documents/Neonatology_Brochure____EN___RF-007710-c_.pdf

[32] Distrelec.de [online]. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://www.distrelec.de/en/thermal-imaging-camera-20-550-9hz-ip54-flir-flir-e6-xt-wifi/p/30135120

[33] User's manual FLIR Ex series. [online]. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://pim-resources.coleparmer.com/instruction-manual/39753-30-32-ex-series-user-manual.pdf

[34] FRŇKA, Tomáš, Václav FRŇKA, Petr MANGEL a Tomáš FIŠER. Bezdotykové měření emisivity. Zobrazování v IR spektru [online]. Dostupné z: http://www.infrazareni.wz.cz/92_bezdotykove/emivity.htm

[35] Monchau, JP., Marchetti, M., Ibos, L. et al. Infrared Emissivity Measurements of Building and Civil Engineering Materials: A New Device for Measuring Emissivity. Int J Thermophys 35, 1817–1831 (2014). https://doi.org/10.1007/s10765-013-1442-y

[36] Fusek M, Halama R. MKP a MHP – interaktivní studijní materiál. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava Západočeská univerzita v Plzni. 2012. Dostupné z: http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/mkpamhp_obr.pdf

[37] COMSOL Multiphysics. Introduction to COMSOL Multiphysics V 4.2a. October 2011. Part No. CM010004. Dostupné z: http://fab.cba.mit.edu/classes/S62.12/docs/COMSOL_Multiphysics.pdf

[38] MERRILL, E W and PELLETIER, G A. Viscosity of human blood: Transition from Newtonian TO NON-NEWTONIAN. Journal of Applied Physiology. 1967. Vol. 23, no. 2p. 178–182. DOI 10.1152/jappl.1967.23.2.178.

[39] Comsol multiphysic. Introduction to process heat transfer. Kern's Process Heat Transfer. 2019. P. 1–41. DOI 10.1002/9781119364825.ch1. Dostupné z:

https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.heat/IntroductionToHeatTransferModule.pd

[40] Comsol multiphysics. Heat Transfer with Surface-to-Surface Radiation. Heat transfer with surface-to-surface radiation [online]. [Accessed 11 August 2021]. Available from: https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.heat/heat_ug_multiphysics_features.12.15.html

[41] IVANOV, K.P., KALININA, M.K. and LEVKOVICH, Yu.I. Blood flow velocity in capillaries of brain and muscles and its physiological significance. Microvascular Research. 1981. Vol. 22, no. 2p. 143–155. DOI 10.1016/0026-2862(81)90084-4. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0026286281900844

[42] The Morgan KAUFMANN series in computer graphics and geometric modeling. Geometric Tools for Computer Graphics. 2003. P. ii. DOI 10.1016/b978-1-55860-594-7.50023-0.

[43] ZHANG, Ze-Wei, WANG, Hui and QIN, Qing-Hua. Meshless method with Operator splitting technique for Transient NONLINEAR Bioheat transfer in two-dimensional SKIN TISSUES. International Journal of Molecular Sciences. 2015. Vol. 16, no. 1p. 2001–2019. DOI 10.3390/ijms16012001.

[44] STRAŇÁK, Zbyněk. Resuscitace a post-resuscitační péče o novorozence pro lékaře i nelékařské profese. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, 2015. ISBN 978-80-87023-36-5.

[45] DRANE, C.R. and YERBURY, M.J. Measuring thermal time constants of reptiles under conditions of linearly-varying ambient temperatures. Journal of Theoretical Biology. 1982. Vol. 95, no. 3p. 531–542. DOI 10.1016/0022-5193(82)90033-9.

Příloha A: Dokumenty k schválení experimentu od etické komise

Sylabus výzkumného projektu

A: Základní údaje o výzkumném projektu:	
Název projektu: Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů	
Typ studie: intervenční	
Půjde o práci: s osobami	
Cíl projektu, testovaná hypotéza: Cílem této práce je ověřit, jaký vliv má nastavená teplota senzoru na distribuci tepla do okolních tkání, což bude dále porovnáno se simulacemi, které jsou vytvořené v prostředí Comsol Multiphysics.	
Přínos projektu v technické, diagnostické, léčebné oblasti, pro lékařské poznání nebo individuální subjekt hodnocení: V klinické praxi jsou senzory obvykle umisťovány na břicho a hrudník. Po dlouhé době monitorování může dojít k tepelnému zatížení kůže pacienta a po odpojení senzoru mohou být viditelná tepelně exponovaná místa. Záměrem studie je tedy zjistit, jaká je distribuce tepla ve tkáni v okolí elektrody, při transkutánním měření plynů pro různé teploty elektrody a různý provozní režim v závislosti na různých typech pacientů, za účelem určení limitu použití této metody u různých pacientů. Hodnoceny a navzájem porovnávány budou naměřené hodnoty teploty infračervenou kamerou a různé simulace vytvořené v prostředí Comsol Multiphysics.	
B: Charakteristika souboru subjektů (osob) klinického hodnocení:	
Počet: 5 - 12	Věková struktura: 20–40
Pohlaví: muži i ženy	Způsob jejich náboru: náhodný
Odměna za účast: žádná	Jiné:
Doba trvání celého projektu (datum od-do): Srpen 2020–Srpen 2022	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení: 30 minut
Liší se projekt od standardního postupu v denní praxi: NE	

V případě, že ano, popište rozdíly:
Možná rizika, nesnáze a obtíže pro subjekt hodnocení (včetně etických): Měření parciálních tlaků krevních plynů transkutánním oxymetrem je zcela bezpečné. Obtíže mohou být způsobeny dobrovolníkovi spálením v malém místě na povrchu kůže. V případě spálení bude místo spálení ochlazeno 20 min pod tekoucí studenou vodou. Další možné vedlejší účinky a rizika jsou minimalizovány vylučujícími kritériemi.
Jak je zajištěna bezpečnost testovaného subjektu: Všechny použité přístroje mají platnou BTK, pro měření je používán jednorázový spotřební materiál. Každý dobrovolník podstoupí vstupní vyšetření a vyplní dotazník o jeho zdravotním stavu. Po celou dobu experimentu bude přítomen supervisor (doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.), který bude hlídat celý průběh měření a reagovat v případě potíží.
Kdo ponese náklady na odškodnění v případě poškození subjektu hodnocení: FBMI ČVUT, nicméně riziko je minimalizováno použitím nových zdravotnických přístrojů s platnou BTK podle zákona 268/2014, které budou navíc provozovány v galvanicky izolované soustavě ZIS. Současně je riziko poškození subjektu hodnocení sníženo vstupní kontrolou a přítomností lékaře po celou dobu experimentu.
C: Charakteristika souboru laboratorních zvířat:

Druh laboratorních zvířat:	Počet:
Doba trvání celého projektu (datum od-do):	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení:
Jak bude zajištěna péče o zvířata v průběhu experimentu:	

D: Doplňující informace k výzkumnému projektu:

V Kladně dne 07.05.2021

podpis hlavního řešitele

Informovaný souhlas

a informace pro subjekt hodnocení

Název projektu: Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

Hlavní řešitel: Bc. Abdalla Massad

Spoluřešitel: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Pracoviště: Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze

Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů je výzkumný projekt, prováděný na Fakultě biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze.

Transkutánní oxymetrie je neinvazivní, klinicky schválená metoda pro získání informací o aktuálních hodnotách parciálního tlaku kyslíku a oxidu uhličitého ve vrchních vrstvách tkáně. Metoda je kvantitativní a měří dodávku kyslíku do pokožky z hlouběji uložených tkání. Používá se ke sledování vývoje parciálních tlaků krevních plynů ve vrchních vrstvách tkáně, zejména u předčasně narozených dětí, ale také u dospělých. Protože je však difúze krevních plynů kůží obvykle velmi nízká, je do pouzdra tohoto senzoru zabudována miniaturní ohřívací cívka, která zahříváním kůže na teplotu přibližně 38-45 °C způsobuje jemnou vazodilataci kapilár v kůži, čímž se měřené hodnoty přibližují hodnotám parciálních tlaků v arteriální krvi. V klinické praxi jsou senzory obvykle umisťovány na břicho a hrudník. Po dlouhé době monitorování může dojít k tepelnému zatížení kůže pacienta a po odpojení senzoru mohou být viditelná tepelně exponovaná místa.

Cílem této práce je ověřit, jaký vliv má nastavená teplota senzoru na distribuci tepla do okolních tkání, což bude dále porovnáno se simulacemi, které jsou vytvořené v prostředí Comsol Multiphysics.

Hodnoceny a navzájem porovnávány budou naměřené hodnoty teploty infračervenou kamerou a výsledky simulací vytvořené v prostředí Comsol Multiphysics.

Experiment bude prováděn na náhodně vybraných dobrovolnících mužského i ženského pohlaví. Každý dobrovolník se před příchodem do laboratoře prokáže negativním testem na COVID-19, dále bude podroben vstupnímu vyšetření, při kterém budou zjišťovány následující údaje: výška, váha a věk. Budou zjištěny informace o aktuálním zdravotním stavu dobrovolníka, zda má prokázané nějaké respirační onemocnění. Experiment se skládá jenom z jedné fáze, kdy se senzory transkutánního oxymetru budou aplikovat na kůži dobrovolníků 20 až 30 min a budou monitorovány hodnoty parciálních tlaků krevních plynů při různých teplotách pohybujících se mezi 38 – 45 °C, během toho se bude infračervenou kamerou natáčet distribuce tepla okolo senzoru i v místě působení.

Použité systémy budou provozovány POUZE v laboratoři vybavené galvanicky oddělenou elektrorozvodnou sítí ZIS (zdravotnická izolovaná soustava) a zařízení nezbytné pro záznam dat (notebook) budou napájeny VÝHRADNĚ z bateriového napájecího zdroje. Všechna zařízení mají platnou bezpečnostně-technickou kontrolu.

Transkutánní měření parciálních tlaků krevních plynů by nemělo být používáno na místech popálenin na kůži. Přístroj transkutánní oxymetr se nesmí používat u dobrovolníků, jejichž pokožka je v oblasti umístění senzoru jakkoliv poškozená, nebo překrytá obvazovým materiálem. V případě pocitu tepla je měření kdykoli ukončeno. Dobrovolník svým podpisem tohoto informovaného souhlasu stvrzuje, že těmto vylučujícím kritériím porozuměl a že tyto vylučující kritéria nenaplňuje.

Měření parciálních tlaků krevních plynů transkutánním oxymetrem je zcela bezpečné. Obtíže mohou být způsobeny dobrovolníkovi spálením v malém místě na povrchu kůže. V případě spálení bude místo spálení ochlazeno 20 min pod tekoucí studenou vodou. Po celou

dobu experimentu bude přítomen supervisor (doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.), který bude hlídat celý průběh měření a reagovat v případě potíží. Další možné vedlejší účinky a rizika jsou minimalizovány vylučujícími kritériemi.

Náklady na odškodnění v případě poškození dobrovolníka ponese ČVUT FBMI. Nicméně riziko je minimalizováno použitím zdravotnických přístrojů s platnou BTK podle zákona 268/2014, které budou navíc provozovány v galvanicky izolované soustavě ZIS. **Účast na experimentu je zcela dobrovolná a bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje dobrovolníka.**

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie nebo údajů, aniž by došlo k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v rámci povolených právních předpisů.

Záznamy, které podle nichž lze identifikovat dobrovolníka, budou uschovány jako důvěrné a nebudou v míře zaručené právními předpisy veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost dobrovolníka nebude zveřejněna.

Diskomfortem je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu. Kromě uvedených vylučujících kritérií je metoda transkutánní oxymetrie zcela bezpečná a nejsou známé žádné vedlejší účinky ani rizika.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na vaše rozhodnutí, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, budete o této skutečnosti včas informován.

Získané osobní údaje budou uchované a po dokončení této práce budou skartovány.

Další informace týkající se této studie a práv dobrovolníků lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Z účasti na experimentu může být dobrovolník vyloučen z důvodu: poranění v oblasti hrudníku a břicha i v případě zjevných kožních onemocnění či poranění kožního krytu.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho dobrovolníka je 20 až 30 minut.

Studie se zúčastní přibližně 5 - 12 dobrovolníků.

Prohlášení:

Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil a porozuměl všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že nesplňuji žádné kritérium výše uvedené, které by neumožňovalo moji účast ve studii.

Jméno dobrovolníka:
Datum narození:
Dobrovolník byl do studie zařazen pod číslem:
Odpovědný řešitel:
Podpis dobrovolníka: Podpis odpovědného řešitele:
Datum: Datum:

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

Název projektu: Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

Name of the project: Influence of electrode excitation on tissue heating in transcutaneous gas measurement

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail): Bc. Abdalla Massad, student FBMI ČVUT, massaabd@fbmi.cvut.cz, KBT

Stručný popis projektu (do 100 slov):

Cílem této práce je, ověřit jaký vliv má nastavená teplota senzoru na distribuci tepla do okolních tkání, což bude dále porovnáno se simulací, které jsou vytvořené v prostředí Comsol Multiphysics. Jedná se o intervenční prospektivní studii, která proběhne na Fakultě biomedicínského inženýrství. Experiment se skládá jenom z jedné fáze, kdy se senzory transkutánního oxymetru budou aplikovat na vrchní vrstvy tkáně dobrovolníků 20 až 30 min a budou monitorovány hodnoty parciálních tlaků krevních plynů při různých teplotách pohybujících se mezi 38 – 45 °C, během toho se bude infračervenou kamerou natáčet distribuce tepla okolo senzoru i v místě působení.

Charakter projektu:

☐ Kvalifikační práce (specifikace): Diplomová práce

Seznam přikládaných dokumentů:

- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení

V Kladně dne 07.05.2021

podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 1.6.2021 **platný do:** 8/2022
pod číslem: C11/2021

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., Ing. Petr Kudrna, PhD., MUDr. Radek Matlach, a Ing. Lucie Šedzmáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

V Kladně dne 1.6.2021

razítko etické komise FBMI ČVUT

podpis předsedy etické komise

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú. 27-7380010287/0100

Příloha B: Dokumenty k měření

Výzkumný projekt:

Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

ID probanda:

Datum:
Čas:
Místo:
Protokol vyplnil:

Technické zajištění:

Přístroj	**Název**	**Výrobní číslo**	**Připraven**
TCOM			
Infračervena kamera			

1. Příprava k měření

- Příprava a zapnutí měřících přístrojů
- Seznámení probanda s měřením, zapsání ID do protokolu a karty probanda
- Kalibrace oxymetru po nastavení teploty senzoru
- Kontrola funkčnosti systému.
- Nastavení měření nového probanda na TCOM
- Příprava senzoru.
- Kalibrace emisivity okolního prostředí

Poznámky k přípravě měření:

2. Měření s nastavením různých zahřívacích teplot:

- Připojení senzoru k TCOM přístroji.
- Umístění probanda do polohy v leže.
- Umístění senzoru na označené místo probanda.
- Vyfotografování umístění senzoru na probanda, zaznamenání č. fotografie.
- Opakované měření pomocí TCOM přístroje po provedení kalibrace pro jednotlivé teploty 40 a 43 ℃ (podle nastaveného rozmezí přístroje) a vyfocení pomocí infračervené kamery.

3. Ukončení měření:

- Odpojení senzory a jejich očištění.
- Zálohování naměřených dat a nafocených snímků

Poznámky k závěru:

Karta probanda

Výzkumný projekt:

Vliv elektrodového buzení na ohřev tkáně u transkutánního měření plynů

ID probanda:

Základní údaje:

Jméno: **Příjmení:**

Pohlaví: **Věk:**

Místo bydliště: **Kontakt:**

Naměřené údaje:

Výška (cm):

Hmotnost (kg):

BMI (kg/m^2):

☐ **podváha** ☐ **optimum** ☐ **nadváha** ☐ **obezita**

Doplňující informace:

Proband sportuje: ☐ **ano** ☐ **ne**

Kožní abnormality: ☐ **ano** ☐ **ne**

Zdravotní stav: ☐ **zdravý** ☐ **nemocný**

Poznámky:

Proband podepsal informovaný souhlas: ☐ **ano** ☐ **ne**

Zaznamenal: **dne:**

Příloha C: Soubor infračervených snímků

Příloha D: Kod pro určení maximální teploty a rozsah šíření tepla v Matlab

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% Autor: Bc. Abdalla Massad
%%% Název: Zpracování infracerveného obrazu 43
%%% Datum: 08.07.2021
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clc;
clear all;
close all;

% Na?tení obrazu
I = imread('Název_obrazku');
gray = rgb2gray(I);

% vstupni hranicni hodnoty teplot IR snimku
MaxIR=input('Maximalni teplota IR snimku  MaxIR: ');
MinIR=input('Minimalni teplota IR snimku MinIR: ');

% Vybrat ?ást obrazu bez škály teplot a loga FLIR
% R = imcrop(gray, [30.5 30.5 265 182]);
R = imcrop(gray, [93.5 69.5 140 119]);

% OrigCrop = imcrop (Original, [41.5 30.5 254 175]);

% Hledat maximální jasovou hodnotu
maxJas = max (R(:));

% P?etypování do datového typu s desetinnou cárkou
doubleR= double (R);

% P?evod na teplotní matici
temp=(doubleR/255)*(MaxIR-MinIR)+MinIR;

%  Hledat mxilmální tepelnou hodnotu
maxTemp = max (temp(:));

% Alokace rozmezi teplot


[row1, colm1] = find(temp < 41.5 & temp >= 41); %41.5-41

[row2, colm2] = find(temp < 40.9 & temp >= 40.5); %%41-40.5

[row3, colm3] = find(temp < 40.4 & temp >= 40);%40.5-40

[row4, colm4] = find(temp < 39.9 & temp >= 39.5);%40-39.5

[row5, colm5] = find(temp < 39.4 & temp >= 39);%39.5-39

[row6, colm6] = find(temp < 38.9 & temp >= 38.5);%39-38.5

[row7, colm7] = find(temp < 38.4 & temp >= 38);%38.5-38
```

```
[row8, colm8] = find(temp < 37.9 & temp >= 37.5);%38-37.5

[row9, colm9] = find(temp < 37.3);%<37.5

% Plot obraz po ?ezu s maximální zjišt?nou teplotu
subplot(1,2,1)
imshow(R)
title("IR snimek ");

subplot(1,2,2)
L2=imshow(temp)
title("Maximální teplota je " +maxTemp+  " degC");
axis on
hold on;
imshow(R)
hold on

% Ozna?ení max. teploty kurzorem
plot(colm1, row1 , 'r.', 'MarkerSize', 20);
hold on

plot(colm2, row2 , 'g.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm3, row3 , 'b.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm4, row4 , 'm.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm5, row5 , 'y.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm6, row6 , 'c.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm7, row7 , 'w.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm8, row8 , 'k.', 'MarkerSize', 15);
hold on

 impixelinfo(L2);
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% Autor: Bc. Abdalla Massad
%%% Název: Zpracování infracerveného obrazu 40
%%% Datum: 08.07.2021
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%


clc;
clear all;
close all;

% Na?tení obrazu
I = imread('Nazev_obrazku');
gray = rgb2gray(I);

% vstupni hranicni hodnoty teplot IR snimku
MaxIR=input('Maximalni teplota IR snimku  MaxIR: ');
MinIR=input('Minimalni teplota IR snimku MinIR: ');

% Vybrat ?ást obrazu bez škály teplot a loga FLIR
% R = imcrop(gray, [30.5 30.5 265 182]);
R = imcrop(gray, [93.5 69.5 140 119]);

% OrigCrop = imcrop (Original, [41.5 30.5 254 175]);

% Hledat maximální jasovou hodnotu
maxJas = max (R(:));

% P?etypování do datového typu s desetinnou ?árkou
doubleR= double (R);

% P?evod na teplotní matici
temp=(doubleR/255)*(MaxIR-MinIR)+MinIR;

%  Hledat mxilmální tepelnou hodnotu
maxTemp = max (temp(:));

% Alokace rozmezi teplot

[row1, colm1] = find(temp == maxTemp);

[row2, colm2] = find(temp < 38.9 & temp >= 38.5); %%39-38.5

[row3, colm3] = find(temp < 38.4 & temp >= 38);%38.5-38

[row4, colm4] = find(temp < 37.9 & temp >= 37.5);%38-37.5

[row5, colm5] = find(temp < 37.4 & temp >= 37);%37.5-37

[row6, colm6] = find(temp < 36.9 & temp >= 36.5);%37-36.5

[row7, colm7] = find(temp < 36.4 & temp >= 36);%36.5-36

[row8, colm8] = find(temp < 35.9 & temp >= 35.5);%36-35.5

[row9, colm9] = find(temp < 35.3);%<35.5
```

```
% Plot obraz po ?ezu s maximální zjišt?nou teplotu
subplot(1,2,1)
imshow(R)
title("IR snimek ");

subplot(1,2,2)
L2=imshow(temp)
title("Maximální teplota je " +maxTemp+  " degC");
axis on
hold on;
imshow(R)
hold on

% Ozna?ení max. teploty kurzorem

plot(colm1, row1 , 'r.', 'MarkerSize', 20);
hold on

plot(colm2, row2 , 'g.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm3, row3 , 'b.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm4, row4 , 'm.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm5, row5 , 'y.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm6, row6 , 'c.', 'MarkerSize', 15);
hold on


plot(colm7, row7 , 'w.', 'MarkerSize', 15);
hold on

plot(colm8, row8 , 'k.', 'MarkerSize', 15);
hold on


impixelinfo(L2);
```

Příloha E: Provedené simulace v Comsol Multiphysics

Příloha F: Elektroické přilohy – obsah

1. Dokumenty k schválení experimentu od etické komise
2. Dokumenty k měření
3. Soubor infračervených snímků
4. Kód pro určení maximální teploty a rozsah šíření tepla v Matlab
5. Provedené simulace v Comsol Multiphysics