



# Hodnocení působení externích vlivů na průběh a výstup měření saturace hemoglobinu pulzním oxymetrem

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Josef Erben**  
*Vedoucí práce:* Ing. Ivana Veverková





# Evaluating the effect of external influences on the process measurement and output measurement of hemoglobin saturation by pulse oximeter

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology

*Author:* **Josef Erben**  
*Supervisor:* Ing. Ivana Veverková



## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Josef Erben**  
Osobní číslo: **D15000153**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Hodnocení působení externích vlivů na průběh a výstup měření saturace hemoglobinu pulzním oxymetrem**  
Zadávací katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Blíže se seznámit s principem pulzní oxymetrie a s nejčastějšími příčinami artefaktů při pulzní oxymetrii.

Experimentálně naměřit hodnoty saturace za přítomnosti vnějších vlivů.

Vyhodnotit naměřená data.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Neinvasivní měření saturace hemoglobinu kyslíkem v arteriální části krevního řečiště pulzním oxymetrem může být komplikováno přítomností vnějších vlivů, které mohou mít různě velký dopad na námi naměřené hodnoty.

Výzkumné předpoklady:

Z klinické praxe je známo, že stanovení hodnoty saturace může ovlivnit několik vnějších vlivů, například pohyb čidla nebo špatné prokrvení v místě měření.

Je možné experimentálně zjistit rozsah těchto vlivů na hodnoty naměřené pulzním oxymetrem.

Různé druhy pulzních oxymetrů se budou lišit v naměřených hodnotách.

Metoda:

Kvalitativní, kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Aplikovaný výzkum a zhodnocení naměřených dat.

Místo a čas realizace výzkumu:

Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií.

Vzorek:

Vlastní osoba, více přístrojů.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

DYLEVSKÝ, Ivan. Funkční anatomie. Praha: Grada, 2009, ISBN 978-80-247-3240-4

BARASH, Paul G, Bruce F CULLEN a Robert K STOELTING. Klinická anesteziologie. Praha: Grada, 2014, ISBN 978-80-247-4053-9

BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015, ISBN 978-80-247-4712-5

ROSINA, Jozef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013, ISBN 978-80-247-4237-3

ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006, ISBN 80-200-1308-3

MOUREK, Jindřich. Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. Praha: Grada, 2012, ISBN 978-80-247-3918-2

KITTNAR, Otomar. Lékařská fyziologie. Praha: Grada, 2011, ISBN 978-80-247-3068-4

VOKURKA, Martin. Patofyziologie pro nelékařské směry. Praha: Karolinum, 2012, ISBN 978-80-246-2032-9

ROKYTA, Richard. Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi. Praha: Grada, 2015, ISBN 978-80-247-4867-2

ŠEBLOVÁ, Jana a Jiří KNOR. Urgentní medicína v klinické praxi lékaře. Praha: Grada, 2013, ISBN 978-80-247-4434-6

MAGEE, Patrick a Mark TOOLEY. The physics, clinical measurement, and equipment of anaesthetic practice for the FRCA. 2nd ed. New York: Oxford University Press, c2011. ISBN 978-0-19-959515-0

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Ivana Veverková

Ústav zdravotnických studií

Konzultant bakalářské práce: Ing. Iveta Danilová

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 1. srpna 2016

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2017



Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením fakulty

V Liberci dne 30. listopadu 2016

## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 2.5.2017

Podpis: 

**Podkování:**

Děkuji Ing. Ivaně Veverkové za cenné rady, nápady a připomínky při vedení mé bakalářské práce.

## Abstrakt

<b>Autor</b>	Josef Erben
<b>Instituce</b>	FZS – Biomedicínská technika
<b>Název práce</b>	Hodnocení působení externích vlivů na průběh a výstup měření saturace hemoglobinu pulzním oxymetrem
<b>Vedoucí práce</b>	Ing. Ivana Veverková
<b>Počet stran</b>	50
<b>Počet příloh</b>	2
<b>Rok obhajoby</b>	2017
<b>Souhrn</b>	<p>Tato bakalářská práce se zabývá zkoumáním negativních vlivů na měření saturace hemoglobinu v arteriální části krevního řečiště. V první části práce jsou formou rešerše shrnuty základní poznatky o dané problematice. Je zde například popsán princip funkce pulzního oxymetru. Jsou zde také shrnuty okolnosti, které mohou mít negativní dopad na naměřené hodnoty saturace. Ve druhé části je popsán průběh experimentálního měření saturace za přítomnosti negativních vnějších vlivů. Tato data jsou zde také vyhodnocena. V závěru je práce shrnuta a jsou rozebrány její výsledky.</p>
<b>Clíčová slova</b>	artefakt, hemoglobin, oxymetrické měřidlo, pulzní oxymetr, saturace kyslíkem

# Abstract

<b>Author</b>	Josef Erben
<b>Institute</b>	FZS – Biomedicínská technika
<b>Thesis title</b>	Evaluating the effect of external influences on the process measurement and output measurement of hemoglobin saturation by pulse oximeter
<b>Supervisor</b>	Ing. Ivana Veverková
<b>Number of pages</b>	50
<b>Number of appendices</b>	2
<b>Year</b>	2017
<b>Summary</b>	<p>This bachelor thesis deals with the evaluating of negative influences on the measurement of hemoglobin saturation in the arterial part of the blood stream. In the first part of the thesis the basic knowledge about the given issue is summarized in the form of the research. Here is described for example the principle of pulse oximetry. There are also summarized circumstances that may have a negative impact on measured values. The second part of this thesis describes step by step how all the measured values were gathered. At the end this thesis summarizes all the results. Those results are also analyzed.</p>
<b>Key Words</b>	artifact, hemoglobin oximetry sensor, pulse oximeter, oxygen saturation



## Obsah

Seznam uvedených zkratk.....	10
1 Úvod.....	11
2 Hemoglobin .....	13
2.1 Saturace hemoglobinu.....	13
3 Pulzní oxymetrie .....	16
3.1 Umístění idla .....	16
3.2 Princip oxymetrie.....	17
3.2.1 Lambert-Beer v zákon .....	18
3.2.2 Absorbance .....	18
3.2.3 Stanovení saturace .....	19
3.2.4 Princip zaznamenání pulsových vln .....	21
3.3 Komplikace měření.....	22
3.3.1 Intoxikace CO a methemoglobinémie .....	22
3.3.2 Pohybové artefakty a vliv externích světelných zdroj .....	22
3.3.3 Poruchy krvevorbny a prokrvení .....	23
3.3.4 Další negativní vlivy .....	23
4 Konstrukční řešení .....	25
4.1 Sondy používané v pulzní oxymetrii .....	26
4.1.1 Sondy transmisní.....	26
4.1.2 Sondy reflexní.....	27
5 Přístroje využívané k měření .....	28
5.1 Prstový pulzní oxymetr PC-60C .....	28
5.2 Pacientský monitor Compact 5 .....	29
5.3 Pacientský monitor MEC-1200 .....	30
6 Přílohy .....	32

6.1 Pohyb idla .....	33
6.2 Vliv Tepla .....	33
6.3 Vliv podchlazení .....	34
7 Výsledky měření .....	35
7.1 Pohyb idla .....	35
7.2 Vliv Tepla .....	36
7.3 Vliv podchlazení .....	36
8 Diskuze .....	38
9 Závěr .....	40
Seznam použité literatury .....	42
Seznam příloh .....	44

## Seznam uvedených zkratek

Zkratka	Význam
COHb	karboxylhemoglobin
HbO <sub>2</sub>	oxyhemoglobin
Hb	hemoglobin
MetHb	methemoglobin
SaO <sub>2</sub>	saturace kyslíkem

# 1 Úvod

Pro správnou funkci organismu a obecně pro život každého z nás je důležitý kyslík. Například mozek, který je pro každého z nás velmi důležitý, a to nejen z hlediska přežití, vydrží bez zásobení kyslíkem pouhých pár minut. Poté již dochází k jeho poškození, což je pro nás samozřejmě nežádoucí. Kyslík našemu tělu zajišťuje dýchací soustava společně s krevním oběhem. Nedílnou součástí tohoto oběhu je, který tkáním zajišťuje jejich pravidelný přísun kyslíku, je červené krevní barvivo hemoglobin. Ten na sebe v plicích naváže molekuly kyslíku a následně je krevním oběhem dopraven až do tkání, kde kyslík opět uvolní. Tkáně jsou tak zásobeny a mohou i nadále vykonávat svou funkci. Z tkání poté hemoglobin zpět do plic odvádí jimi vyprodukovaný oxid uhličitý. To se pak přebytku oxidu uhličitého tělu snadno zbaví prostým vydechnutím.

Stanovení saturace kyslíkem je důležitou diagnostickou hodnotou a jako takovou je dobré ji znát. K určení právě této hodnoty nám slouží neinvazivní metoda zvaná pulzní oxymetrie. První neinvazivní měření saturace hemoglobinu kyslíkem je již z roku 1975 a od tohoto roku se i nadále tato metoda vyvíjí. Od roku 1981 se oxymetrie vyrábí také v přenosné formě a roku 1986 se tato metoda stala standardem v monitorování. Oxymetrie společně s kapnografií dokázaly snížit počet anesteziologických nehod spojených se skrytou hypoventilací a hypoxií až o neuvěřitelných 93%. Pulzní oxymetrie využívá dvou technologií a to plethysmografie a spektrofotometrie.

Téma práce jsem si vybral z vlastního zájmu o danou problematiku. Pulzní oxymetrie přesto, že je metodou neinvazivní, nám přináší poměrně cenné informace. Tyto informace pak dále mohou být využity ke stanovení správné diagnózy. Také se díky nim dá předjít množství komplikací spojených s právě již zmínovanou skrytou hypoventilací a hypoxií. Další rozvoj v tomto odvětví by pak mohl vést k zlepšení výsledků měření a snížení chybovosti. Součástí práce je nejprve teoretická práce zabývající se principem funkce a konstrukčním řešením pulzních oxymetrů. V teoretické práci je též popsáno červené krevní barvivo hemoglobin a jeho jednotlivé deriváty se zaměřením na informace důležité právě pro pulzní oxymetrii.

Dále je v práci popsán průběh jednotlivých měření. Ta byla zaměřena na vnější vlivy, které mají možnost ovlivňovat průběh a výsledky měření pulzního oxymetru. V praktické části jsou uvedeny experimentální naměřené hodnoty a jsou zde shrnuty výsledky práce.

## 2 Hemoglobin

Kyslík je ve tkáních přítomen ve dvou variantách. Jedná se o kyslík rozpustný v krevní plazmě, toho je v organismu v porovnání s druhou variantou velmi málo. Proto je potřeba pro zajištění dostatku kyslíku pro celkovou spotřebu tkání také kyslík vázaný na hemoglobin. Hemoglobin je červené krevní barvivo přítomné v erythrocytech. Dokáže navázat kyslík v plicích a přenášet ho dále krevním řečištěm až do tkání, kde je kyslík uvolněn. V tkáni se na místo kyslíku pak na hemoglobin naváže oxid uhličitý, který je naopak odveden do plic a následně vydechnut. (1,2)

Plně nasycený hemoglobin dokáže nést až čtyři molekuly kyslíku. Hemoglobin s navázanými molekulami kyslíku se nazývá oxyhemoglobin a běžně pro něj používáme značku  $\text{HbO}_2$ . Naproti tomu pokud nenesou žádné molekuly kyslíku, a tedy pokud již všechny molekuly kyslíku odložil, nazýváme ho deoxyhemoglobin se značkou Hb. Deoxyhemoglobin je posléze schopen opět přijmout nové molekuly kyslíku. Tyto dvě formy hemoglobinu nazýváme právě pro jejich schopnost přenášet kyslík hemoglobinovými funkcemi. V praxi pak dále známe i další formy hemoglobinu. Takové označíme jako disfunkční a vyznačí se tím, že je na nich navázána jiná molekula. Navázáním molekuly oxidu uhelnatého vzniká karboxylhemoglobin  $\text{COHb}$  a oxidací železa vzniká methemoglobin  $\text{MetHb}$ . (1,2,3)

### 2.1 Saturace hemoglobinu

Funkční hemoglobiny, tedy oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin, se běžně vyskytují v krvi ve velkém množství. Naopak disfunkční hemoglobiny se až na výjimku, kterou jsou patologické stavy, vyskytují jen ve velmi malých množstvích. Saturaci kyslíkem lze definovat následujícím vzorcem:

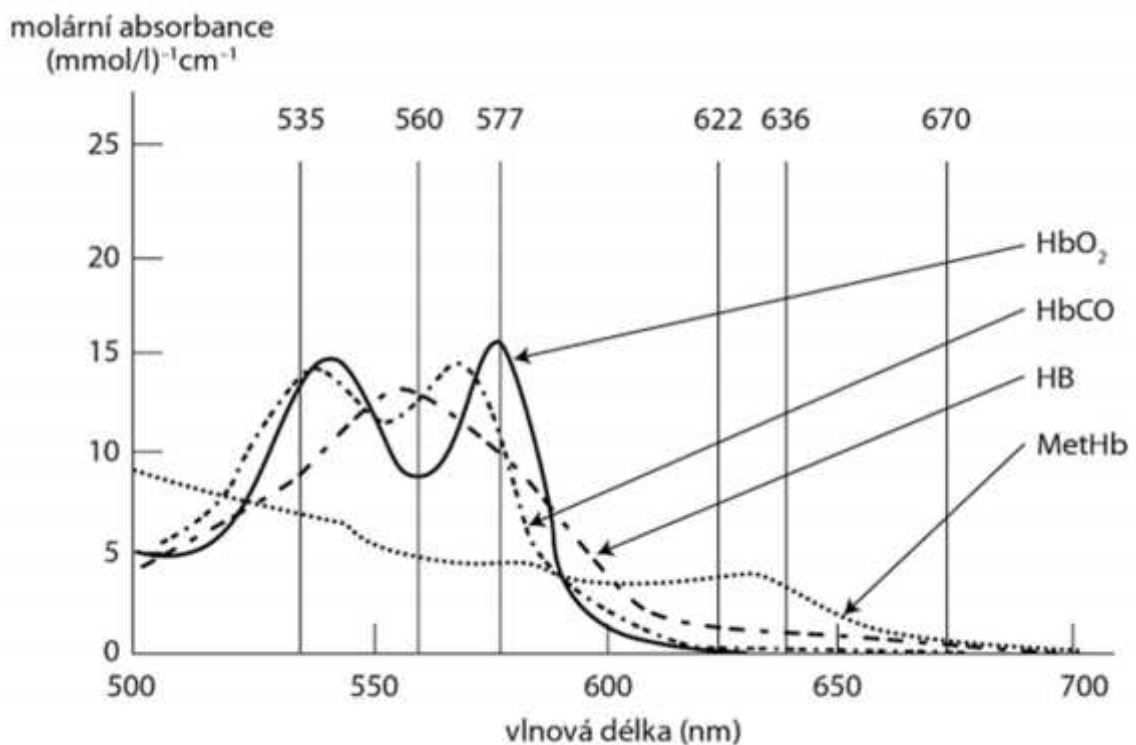
$$S_{O_2} = \frac{H_{O_2}}{H + H_{O_2}} \times 100\% \quad (1)$$

Takový vzorec poté však popisuje pouze takzvanou funkční saturaci, tedy takovou, na které se nepodílejí karboxylhemoglobin a methemoglobin. (4,17)

V praxi ale absorpční koeficienty Karboxylhemoglobinu a methemoglobinu nulové nejsou, a proto se s jejich různou koncentrací bude měnit i celková absorpce. Zavádíme proto další vzorec takzvané frakční saturace, která již uvažuje oxyhemoglobin v poměru k celkovému hemoglobinu:

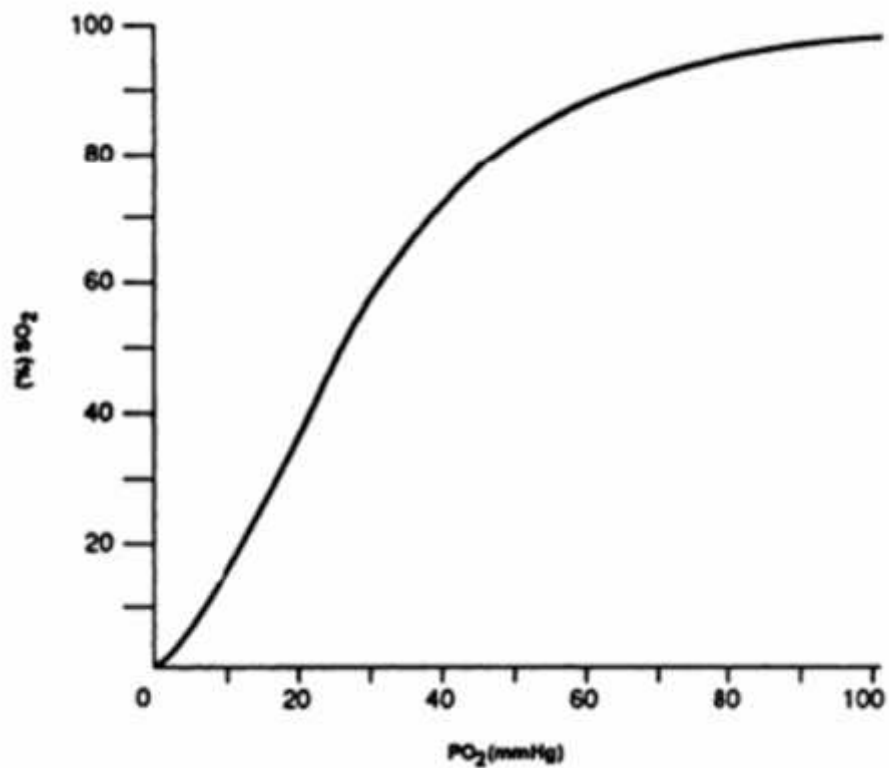
$$S_{O_2} = \frac{H_{O_2}}{H + H_{O_2} + M + C} \times 100\% \quad (2)$$

Jednotlivé absorpance hemoglobinu jsou vidět na obrázku (viz Obr. 1) a jsou pro nás velmi důležité pro princip funkce oxymetru. (4,17)



**Obr. 1: spektrální charakteristiky derivát hemoglobinu (5)**

Množství kyslíku, které se naváže na hemoglobin, úzce souvisí s parciálním tlakem kyslíku. Tato vzájemná souvislost je patrná z obrázku (viz. Obr. 2). Z esovitého průběhu křivky je patrné že v oblastech nízkých a vysokých hodnot, tedy v hodnotách saturace pod 70% a nad 98%, již není možné s jistotou říci jaký je parciální tlak kyslíku. Jako normální hodnota saturace u zdravého člověka je považováno rozmezí saturace 95%-99%. (3,6,7)



Obr. 2: disociační křivka hemoglobinu (8)



### 3 Pulzní oxymetrie

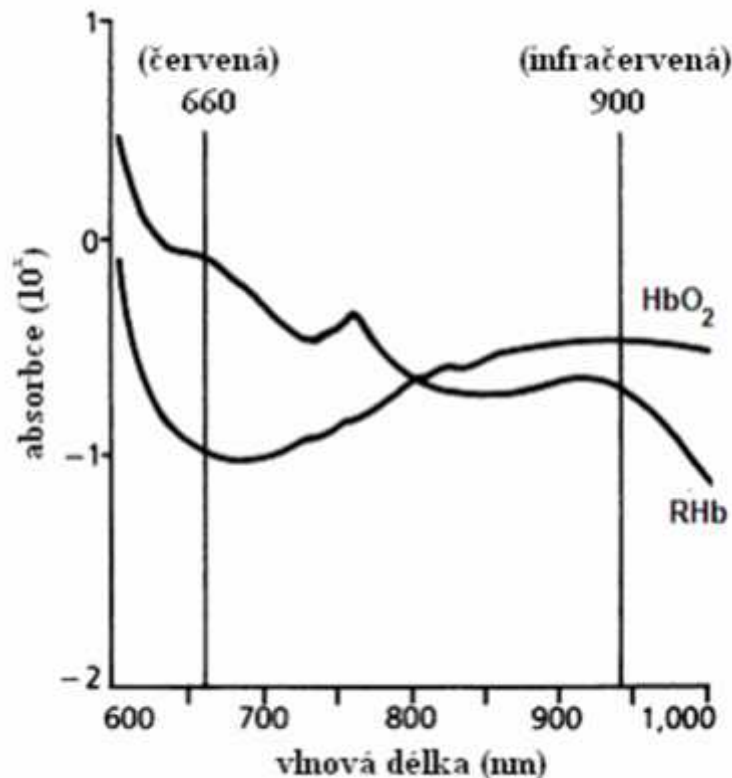
Pulzní oxymetrie je neinvazivní metoda, pomocí které je možné intermitentně nebo kontinuálně zjišťovat saturaci hemoglobinu kyslíkem v kapilární části krevního řečiště. Dále je také pomocí této metody možné stanovit tepovou frekvenci. Pro svou funkci využívá pulzní oxymetr dvou základních principů. Prvním z těchto principů je kolísání objemu krve v arteriích v průběhu pulzové vlny a s tím související kolísání absorpce elektromagnetického záření. Druhým využívaným principem je změna absorpce záření v derivátech hemoglobinu. Pulsní oxymetry tedy na základě těchto dvou principů využívají dvou s nimi souvisejících technologií, a to pletysmografie a spektrofotometrie, k dosažení kýžených výsledků. Za pomoci spektrofotometrie je zjišťováno množství kyslíkem nasyceného hemoglobinu a pomocí pletysmografie určujeme pulsní změny objemu arteriální krve. (5,18)

#### 3.1 Umístěníidla

Pro správné monitorování a pro vyhnutí se možným chybám měření je třeba vhodně zvolit umístění oxymetrickéhoidla. Běžně se tedy v praxi volí dobře prokrvené části lidského těla, kam zároveň lze bez větších problémů idlo připevnit. Takovými místy obvykle jsou prsty horní a dolní končetiny nebo ušní lalůček. Dále je třeba zmínit, že dlouhodobé umístění idla může způsobovat komplikace pro zdravotní stav pacienta. Konkrétně jde o komplikace způsobované konstantním tlakem idla na tkáň. Je tedy třeba polohu idla v průběhu monitorování měnit právě proto, aby se nepřecházelo výše zmíněným komplikacím. (9,10)

### 3.2 Princip oxymetrie

Při oxymetrii se provádí spektrální analýza světla, které necháme procházet skrz prokrvenou tkáň nasycenou kyslíkem. Konkrétně se jedná o světlo dvou vlnových délek a to 660 nm, což odpovídá červenému světlu, a 940 nm, to odpovídá infračervenému světlu. Oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin obě světla absorbují rozdílně, jak je vidět z obrázku (viz Obr. 3). Na obrázku si můžeme všimnout, že oxyhemoglobin absorbuje lépe světlo vlnové délky 940 nm, kdežto deoxyhemoglobin naopak absorbuje lépe světlo vlnové délky 660 nm. V závislosti na rozdíle absorpce pak tedy vyvozujeme závěry o nasycení kyslíkem. Při vyhodnocování spektrofotometrie vycházíme ze znalosti Lambert-Beerova zákona. (5)



Obr. 3: absorpční spektrum oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu (8)

### 3.2.1 Lambert-Beer v zákon

Lambert-Beer v zákon stanovuje absorbanci. To je veličina, jež charakterizuje míru absorpce elektromagnetického záření v dané látce. Absorbance je závislá na souiniteli zeslabení (absorpce) a na tloušťce vrstvy  $l$  dané látky, ve které dochází k zeslabení právě tohoto záření.

$$A = \epsilon \cdot l \quad (3)$$

Do tohoto vzorce dosazujeme dále Beer v zákon, který hovoří o závislosti absorpčního koeficientu na koncentraci dané látky (11,16)

$$A = \epsilon \cdot c \cdot l \quad (4)$$

kde:

$A$	je absorbance
$\epsilon$	je molární absorpční koeficient
$c$	je koncentrace absorbujících molekul
$l$	je tloušťka vrstvy podílející se na absorpci

### 3.2.2 Absorbance

Jak již bylo výše zmíněno, absorbance je veličinou popisující jak mnoho vstupujícího záření bude v roztoku o dané koncentraci pohlceno. Můžeme ji také vyjádřit jako záporný dekadický logaritmus podílu dvou hodnot, a to intenzity záření do roztoku vstupujícího a intenzity záření z roztoku vystupujícího. Jedná se o bezrozměrnou veličinu.(11,16)

(5)

$$A = -\log \frac{I_0}{I_t}$$

V tomto vzorci:

$A$  je absorbance

$I_t$  je intenzita sv tla z roztoku vystupující

$I_0$  je intenzita sv tla do roztoku vstupující

### 3.2.3 Stanovení saturace

V závislosti na tepové frekvenci se mění objem arteriální krve a s tím je dále také spojena změna míry absorpce prochozího záření. Aby mohl pulzní oxymetr zaznamenávat pouze absorpci světla v arteriální krvi, je třeba odfiltrovat vliv absorpce tkání, kostí a žilní krve. Stejně jako složka pulzující arteriální krve přitom představuje pouhé 1% z celkového signálu ze všech výše zmíněných složek. Vliv jednotlivých složek na celkovou absorpci je patrný z obrázku (viz. Obr. 4). Díky tomu, že se jedná o dosti pravidelný stejnorodý signál, není velký problém tuto složku odfiltrovat. Poté vypočteme stejnorodou hodnotu této složky, která dále bude hrát roli při výpočtu saturace. Základem pro výpočet saturace je pak vzájemný poměr pulzující a nepulzující složky signálu. To je vidět z následujícího vzorce (12)

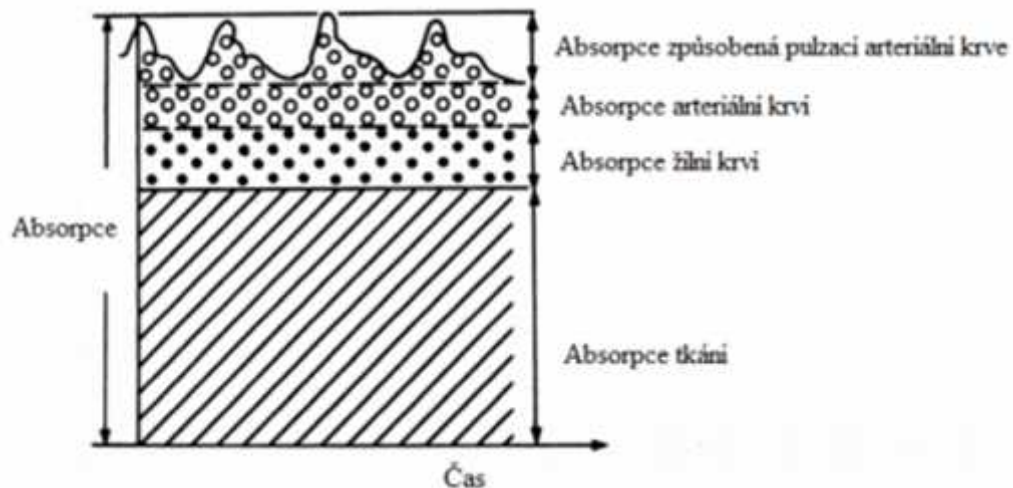
$$R = \frac{\frac{AC_{660}}{D_{660}}}{\frac{A_{980}}{D_{980}}} \quad (6)$$

kde:

$R$  je výsledný koeficient

$AC_{660}$  je stejnorodá hodnota stejnorodé složky signálu z červené diody

- $DC_{660}$  je hodnota stejnosměrné složky signálu z červené diody
- $AC_{940}$  je střední hodnota střední složky signálu z infračervené diody
- $DC_{940}$  je hodnota stejnosměrné složky signálu z infračervené diody

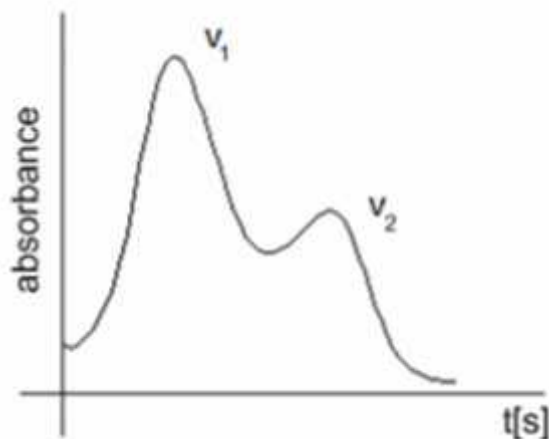


**Obr. 4: Vliv jednotlivých složek na celkovou absorpci (4)**

Koeficient  $R$  není ještě samotným hledaným výsledkem. Z jeho hodnoty se podle algoritmu daného výrobcem stanovuje samotná saturace kyslíkem. Koeficient  $R$  se porovnává se standardní kalibrační křivkou. Ta je experimentálně určena za pomoci zdravých dobrovolníků, u kterých je měřena arteriální saturace kyslíkem. Ze sesbíraných výsledků je pak vyhotovena právě kalibrační křivka. Proto je také možné, že u téhož pacienta naměříme různé hodnoty saturace při využití přístrojů od různých výrobců. Kalibrační křivky těchto výrobců se totiž mohou lišit v závislosti na lišících se měřených dobrovolnících.(4)

### 3.2.4 Princip zaznamenání pulsových vln

Pletysmografie v souvislosti s pulzním oxymetrem těží z myšlenky, že k absorpci světla dochází kromě kapilární krve též v bezkrevných částech. Sem patří kost, kůže a tkáň. Absorpce výše zmíněných se však v průběhu měření v zásadě nikterak nemění. Co se mění, je absorpce v kapilární krvi, která roste a klesá v závislosti na množství kapilární krve přítomné mezi emitorem a detektorem. Toto dá se říci pravidelné kolísání je samozřejmě závislé na tepové frekvenci. To je také důvodem, pro při umístění senzoru volíme místa bohatá na síť kapilár, aby byla změna absorpce dobře zaznamatelná. Taková místa jsou například především prsty a ušní lalůčky, která jsou kromě dobré perfuze též snadno přístupná. Při srdečním stahu je vypuzeno velké množství krve. To se pak šíří krevním řečištěm v podobě tlakové vlny až do arteriol. Zde se odrazí a putuje zpět opačným směrem. Signál z detektoru má kvůli tomu tvar, který je vidět na obrázku (viz Obr. 5). Druhý vrchol na křivce z obrázku představuje právě vlnu odraženou. Z této křivky již můžeme snadno odečíst tepovou frekvenci.(5)



Obr. 5: Pulzní křivka [8]

### 3.3 Komplikace měření

Stejně jako jakékoliv jiné přístroje jsou oxymetry zatíženy řadou v tších i menších omezení. Tato omezení pak mohou vést k nepřesnosti měření. Je tedy nutné tato omezení znát a v rámci možností jim předcházet nebo s nimi alespoň počítat. Taková nepřesnost by totiž mohla vést ke špatné diagnóze a k dalším k tomu spojeným komplikacím. Prvním omezením je již samotná přesnost přístroje, která klesá s mírou saturace  $\text{SaO}_2$ . Při hodnotách saturace vyšších než 90% se přesnost přístroje udává do okolo 2%. Pokud však máme saturaci pod 90%, klesá již přesnost měření do rozmezí 5-10%. Nejnižší měřenou hodnotou, pod kterou již přesnost klesá velmi markantně, se považuje hodnota 70%. (13)

#### 3.3.1 Intoxikace CO a methemoglobinémie

Při otravě po intoxikaci oxidem uhelnatým bývá hodnota saturace nesprávně vysoká. To je způsobeno vznikem karboxylhemoglobinu v těle, který absorbuje světlo o vlnové délce 660 nm obdobně jako oxyhemoglobin. Obdobně při methemoglobinémii, kdy je v krvi přítomno abnormálně množství methemoglobinu je měřená hodnota také nesprávná. Methemoglobin má totiž stejný absorpční koeficient pro světlo o vlnových délkách 660 nm a 940 nm, tedy pro infračervené a červené světlo. Detekované hodnoty saturace se tak obvykle pohybují okolo hodnoty 85%. (14)

#### 3.3.2 Pohybové artefakty a vliv externích světelných zdrojů

Naměřené hodnoty se též budou od správné hodnoty lišit při pohybu pacientem v průběhu měření. To může být způsobeno například třesením ruky pacienta. Pohyb

sondy má pak za následek, že není zcela možné odlišit artefakty způsobené právě pohybem od arteriální pulsace. Tomuto druhu problémů se dá předjet pomocí nalepovacích snímateľů. Ty jsou pak fixovány na snímané místo a nejsou tak pohybem toľik ovlivňovány. Chyby měření mohou být také způsobeny působením externích zdrojů světla v okolí snímateľe. Tomuto se dá předcházet krytím snímateľe materiálem neprostupným pro světlo a samozřejmě též odstraněním zodpovědného zdroje světla. Žádoucí je zejména, aby na detektor nedopadalo vnější světlo, které by mohlo změřit detektor působit.(15)

### **3.3.3 Poruchy krevetvorby a prokrvení**

Negativní vliv na měření má také anémie a polyglobulinémie. Při anémii je totiž nízký počet erytrocytů, a proto musí být vysoce saturovány kyslíkem. Výsledné naměřené hodnoty pak jsou nesprávně vysoké. Obdobně je tomu u polyglobulinémie s tím rozdílem, že je situace opačná. Dále zvýšená hladina bilirubinu v krvi má obvykle negativní dopad na měření v podobě falešného snížení naměřených hodnot. Nízké prokrvení v místě snímání opět negativně ovlivňuje naměřené hodnoty. To bývá obvykle způsobeno vazokonstrikcí, nízkým krevním tlakem nebo podchlazením. Nízké prokrvení má pak za následek to, že signál dopadající na detektor je příliš slabý na to, aby ho mohl přístroj spolehlivě vyhodnotit. Při malém prokrvení jsou navíc pulzní oxymetry citlivější na pohybové artefakty. Stejně tak prokrvení nemá kladný vliv na naměřené hodnoty. Při prokrvení totiž dochází k pulzaci toku žilní krve, ta se pak podílí na zvýšené absorpci záření a přístroj ukazuje nesprávné hodnoty. (13)

### **3.3.4 Další negativní vlivy**

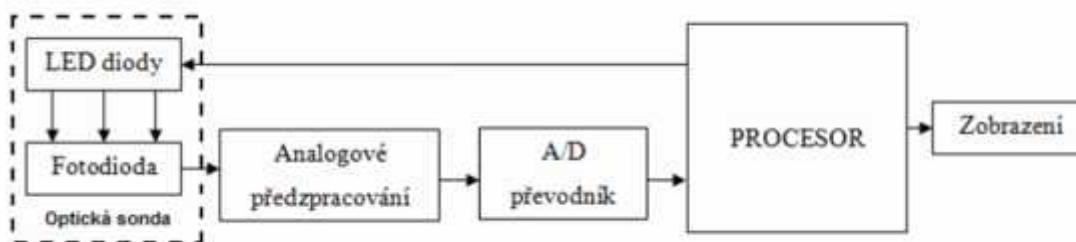
Ovlivňovat měření může také provádění elektrokauterizace v blízkostiidla. Je na to tedy třeba u podobných zákroků pamatovat. Přístroj po takovém rušení



za ne znovu správně měřit až zhruba za 30-40 vteřin. Při nedostatečné ventilaci nebo při úplném přerušení ventilace neukazuje pulzní oxymetr změny saturace okamžitě, ale až za několik minut. Pacient tak může být ohrožen neváženou odhalenou hypoxií. Dostí banální, ale i tak možnou příčinou špatného měření může také být nesprávná lokalizace senzoru. Světlo ze zdroje pak může dopadat na fotodetektor bez průchodu tkání a naměřené hodnoty pochopitelně nebudou shodné s realitou. Řešením je zde nezbytná úprava polohy senzoru. Také v případě některých laků na nehty může být naměřená hodnota nepřesná. Konkrétně se tento problém týká laků na nehty modré, zelené nebo černé barvy. Další v literatuře uváděnou možností je nadměrná pigmentace ušních lalůk, která opět může komplikovat měření. Tomu se však dá předejít umístěnímidla na jiné místo, jako například na prsty horní nebo dolní končetiny. Na které kontrastní látky nebo intravaskulární tukové emulze znovu mohou mít za následek nesprávné naměřené hodnoty. Je na to tedy při monitoraci třeba dát pozor. (10,14)

## 4 Konstrukční řešení

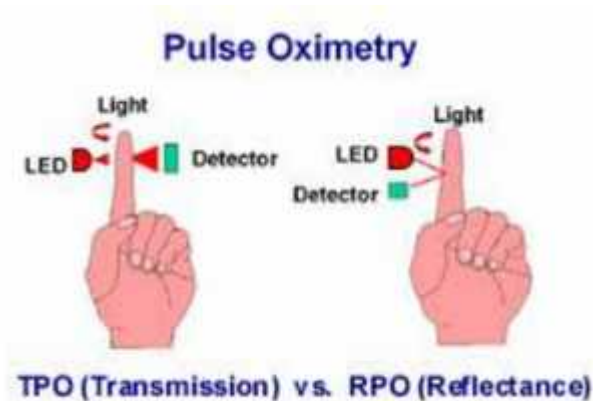
Pulzní oxymetry mají nejčastěji podobu dobře transportovatelných přístrojů. Často též bývají integrovány do patientských monitorů. Skládají se povětšinou z několika základních částí, které se ve své podstatě u různých přístrojů liší jen svým provedením, nikoliv funkcí. Jak lze vidět na obrázku (viz. Obr. 6) tyto společnými funkčními bloky jsou optická sonda skládající se ze dvou LED diod. Jedné vyzařující červené světlo a druhé vyzařující infračervené světlo. Společně s oběma LED diodami je součástí optické sondy také detektor. Sondy samotné mají obvykle tvar kolíčku, aby bylo možné snadno přichytit na prst. Výstup ze sondy je pak dále přiveden na blok analogového předzpracování. Zde se signál zesílí pomocí operačních zesilovačů s co nejvyšším zesílením a co nejmenším šumem. Z analogového předzpracování zesílený signál dále putuje do Analogově digitálního převodníku. Tam je signál pochopitelně převeden na digitální a putuje dále do procesoru, kde se za pomoci různých algoritmů vypočte hodnota saturace. Tato hodnota je pak zobrazena na displeji. (8,20)



Obr. 6: blokové schéma (8)

## 4.1 Sondy používané v pulzní oxymetrii

V pulzní oxymetrii používáme v zásadě dvou druhů sond. Jednak to jsou více používané sondy transmisní a dále méně rozšířené sondy reflexní. Rozdíl mezi nimi je ve vzájemné pozici zářivky a detektoru.



Obr. 7: transmisní a reflexní sondy (8)

### 4.1.1 Sondy transmisní

Transmisní sondy mají zářivku a detektor umístěné naproti sobě. Světlo tak částitě prochází na protilehlý detektor a dopadá na něj kolmo čímž je zajištěno, že urazí co nejkratší možnou vzdálenost. Jak již bylo zmíněno výše, transmisní sondy jsou hojněji využívány. Jejich charakter je především k umístění především na prsty a ušní lalůček.(8)

#### 4.1.2 Sondy reflexní

Reflexní sondy nejsou na rozdíl od sond transmisních nijak limitovány šířkou monitorované tkáně. Jejich emitor i detektor jsou umístěny na stejné straně vedle sebe. Záření vycházející z emitoru se odráží od tkáně a v krevním řečišti od pohybujících se erytrocytů. Následně se vrací zpět a dopadá na detektor kde je zachyceno. Výhodou tohoto typu sond je možnost takřka libovolného umístění na lidském těle. V praxi se však dbá na to, aby byla tkáň pod sondou řádně prokrvena. Tudíž bývá sonda umístěna právě na taková místa, jako například na hrudní kost nebo čelo.(8)

## 5 Pístroje využité k měření

V dnešní době je již na trhu dostupné velké množství různých pístrojů. My jsme ale při výběru vhodného pístroje pro experimentální měření byli značně limitováni finanční dostupností. Proto jsme výběr pístrojů zvolili především z hlediska právě takové dostupnosti. Také jsme však chtěli zastoupení různých druhů pulzních oxymetrů, což jsme zajistili i ústí prstového oxymetru bez patientského monitoru. Pro experimentální měření hodnot jsme využili tři pístroje, které byly pro tento účel zapůjčeny Fakultou zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci. Konkrétně se jednalo o tři pístroje a to patientský monitor Compact 5, patientský monitor MEC-1200 a prstový pulzní oxymetr PC-60C. Velmi nás při výběru pístrojů zajímalo, jak obstojí prstový pulzní oxymetr oproti patientským monitorům. Ty totiž bývají využívány například na operačních sálech a na jednotkách intenzivní péče a jako takové musí být velmi spolehlivé.

### 5.1 Prstový pulzní oxymetr PC-60C

Jde o profesionální prstový pulzní oxymetr pro využití v terénu. Pro odečtení naměřených hodnot slouží barevný displej. Ten také dokáže mít svou orientaci do všech čtyř stran pro snadnější odečet. I přes malý displej vykresluje poměrně přehledně pletysmografickou křivku. Velkou výhodou je oproti ostatním dvěma pístrojům nízká pořizovací cena.



**Obr. 8: Prstový pulzní oxymetr PC-60C (foto autor)**

## **5.2 Pacientský monitor Compact 5**

Pacientský monitor Compact 5 je přístroj běžně používaný na jednotkách intenzivní péče k monitoraci pacientů často v kritickém stavu. Přístroj disponuje 7 palců širokým barevným displejem. Samozřejmostí je baterie umožňující kontinuální monitoraci i při transportu pacienta. Pro usnadnění archivace záznamů slouží vestavná tiskárna. Umožňuje monitorování EKG, NIBP, respirace, teploty a v neposlední řadě i pro nás tak důležitě saturace. Z široké nabídky jazyků nabízí i komunikaci v češtině.



**Obr. 9: Pacientský monitor Compact 5 (foto autor)**

### **5.3 Pacientský monitor MEC-1200**

Stejně jako předchozí přístroj bývá i tento používán na jednotkách intenzivní péče. Umožňuje stejnou škálu monitorací, to znamená monitoraci EKG, NIBP, respirace, teploty a saturace. Opět nabízí komunikaci v češtině, vestavěnou tiskárnu a baterii s dlouhou životností. Drobným rozdílem je v těži 8,4 palců široký monitor. Oba pacientské monitory též disponují nastavitelným rozmezím akustických a vizuálních alarmů.



**Obr. 10: Pacientský monitor MEC-1200 (foto autor)**



## 6 Průběh měření

Veškeré experimentální měření probíhalo na půdě Technické univerzity v Liberci v budově F v suterénní laboratoři. Veškerá měření pak byla prováděna na vlastní osobu. Nejprve bylo třeba zamyslet se nad tím, co vlastně budeme měřit. Po práci na teoretické rešerši, jsme již znaly velké množství negativních vlivů, které mohou mít neblahý dopad na námi naměřené hodnoty. Nyní již bylo třeba stanovit si, které z těchto vlivů jsou pro nás dobře simulovatelné v laboratorních podmínkách. Po úvaze jsme se rozhodli pro simulaci pohybu idla, která se nám zdála jako velmi lehce uskutečnitelná. Dalšími námi vybranými vnějšími vlivy, které se nám opět zdály být snadno simulovatelnými, byl vliv podchlazení a naopak vliv nadměrného tepla na průběh měření. Po rozhodnutí jaké vlivy se budeme pokoušet simulovat, následovalo zamyšlení, jak budeme jednotlivé zmíněné vlivy simulovat.

Jako nejsnadnější simulovatelné se nám zdálo být měření při pohybu idla. Zde stačilo pouze hýbat s prstem, na kterém bylo zrovna nasazeno idlo. Pro simulování podchlazení jsme se rozhodli připravit si nádobu se studenou vodou, do které jsme postupně přidávali led. Pro simulaci nadměrného tepla jsme si připravily nádobu s velmi teplou vodou. Do obou nádob jsme následně plánovali naměřit ruku, abychom tak snížili či zvýšili její teplotu. Aktuální teplotu ruky jsme snímali z povrchu kůže teplotním měřidlem jednoho z patientských monitorů. Přitom jsme dbali na to, abychom teplotu ruky snímali ze stále stejného místa a pracovali tak se stále stejnou teplotou ruky. Také jsme před jednotlivými měřeními naměřili ruku na dostatečně dlouhou dobu, aby byla výsledná teplota ruky co možná nejstabilnější. Pro výsledné srovnání bylo třeba naměřit hodnoty nezatížené nežádoucími vlivy. Měření jsme prováděli v dvouminutových intervalech. Naměřené referenční hodnoty pro jednotlivé přístroje jsou v tabulce v příloze této práce (viz. Tab. 1)

## 6.1 Pohyb idla

Měření jsme prováděli v dvouminutových intervalech, aby přístroj po každém měření optimalizoval reálné hodnoty saturace. Po každých dvou minutách jsme pak simulovaly dvacetivteřinovou epizodu pohybu prstu s idlem. Pohyb idla jsme prováděli s přibližnou frekvencí tří až čtyř kmitů za vteřinu. Výslednou hodnotu saturace jsme vždy odečetli až na konci dvacetivteřinové epizody kmitání. Jeden z přístrojů vždy rozeznal, že se jedná o artefakt a přestal po dobu trvání artefaktu saturaci měřit. Ostatní dva přístroje nicméně přítomnost artefaktu nerozeznali, a tak bylo možné odečíst jimi měřené hodnoty. Naměřené hodnoty jsou vidět v tabulce (viz. Tab. 2).

## 6.2 Vliv Tepla

Při měření saturace za různé teploty ruky jsme si určili několik teplot a pro každou z nich jsme provedli sérii měření. Referenční hodnoty jsme měřili při fyziologické teplotě ruky, která u nás byla 30,7 °C. Pro naše měření jsme si stanovili hodnoty 34 °C, 36 °C a 38 °C. O moc vyšších teplot se nám nedařilo dosáhnout, nebo již bylo značně nepříjemné ruku ve velmi teplé vodě držet. Před každým měřením jsme ohřáli ruku v teplé vodě na teplotu o něco vyšší, než byla požadovaná hodnota a nechali jsme ji s nasazenou optickou sondou ochlazovat vlivem okolní teploty až na námi požadovanou hodnotu. Poté jsme odpovídající hodnotu saturace odečetli a zaznamenali. Naměřené hodnoty jsou k nahlédnutí v tabulkách (viz. Tab 3, 4 a 5).

### 6.3 Vliv podchlazení

Obdobn jako u p edchozího m ení jsme si stanovili n kolik teplot a pro každou z nich jsme provedli sérii m ení. Nými stanovené hodnoty byly 20 °C, 18 °C a 16 °C. Nižších hodnot se nám op t již neda ilo dosáhnout. P i samotném m ení jsme postupovali obdobn jako u p edchozího m ení. Rozdíl byl v tom, že jsme ruku nechali ochladit na teplotu nepatr n nižší, než byla zkoumaná teplota a op t vlivem okolní teploty jsme ruku s idlem nechali postupn oh ívat až na námi zkoumanou hodnotu. Op t jsme pak hodnotu ode etli a zaznamenali. Nam ené hodnoty jsou k nahlédnutí v tabulkách v P íloze této práce (viz. Tab. 6, 7 a 8).



**Obr. 11: Laborato v suterénu budovy F TUL (foto autor)**

## 7 Výsledky měření

Při zpracovávání naměřených hodnot jsme využili z možnosti srovnání s referenčními hodnotami. U vlivu jednotlivých teplot jsme použili aritmetický průměr všech hodnot pro každou teplotu zvlášť. Použití aritmetického průměru jsme si mohli dovést z důvodu, že jednotlivé hodnoty se v rámci dané teploty lišily jen o málo a v celém souboru se nenacházely žádné extrémní výkyvy hodnot. Výpočet aritmetického průměru jsme pak porovnali s průměry hodnot referenčních. Dále je třeba zmínit, že hodnoty saturace jednotlivých přístrojů se lišily již u referenčních hodnot. To nás ale nezaskočilo, neboť již z teoretické části této práce (viz. kapitola 3.2.3) víme, že tomu tak je a víme, že naměřené hodnoty saturace se u jednoho pacienta mohou při měření přístroji od různých výrobců lišit. Tyto referenční hodnoty nám vyšly 97,13 % pro prstový PC60-C pulzní oxymetr, 97,8% pro patientský monitor Compact 5 a nakonec 97,6 % pro patientský monitor MEC-1200.

### 7.1 Pohyb idla

Vyhodnocování naměřených dat v této kategorii se účastnili pouze dva přístroje, protože z nich, konkrétně patientský monitor Compact 5, sám správně při měření vyhodnotil, že jde o artefakt a dále hodnoty neměnil, dokud neustal pohyb idla. Při měření hodnot za účasti tohoto vlivu jsme byli příjemně překvapeni prstovým pulzním oxymetrem PC60-C, který se oproti svému protějšku patientskému monitoru MEC-1200 alespoň trochu blížil referenční hodnotě. Pro srovnání při pohybu idla jsme právě u tohoto oxymetru naměřili hodnotu 96,53%. Tato hodnota je sice o 0,6 % nižší než naměřená referenční hodnota ale stále není nikterak markantní. Domníváme se, že toto je způsobeno malou velikostí a nízkou vahou přístroje, která ho tak dle vhodnějším pro využití v terénu. V terénu se pak musí očekávat, že idlo může být zatřesené právě pohybovými artefakty s čímž pravděpodobně souhlasí i výrobce. Co se

týká patientského monitoru MEC-1200 hodnoty jím naměřené nemůžeme brát nikterak vážně. Celkově jsou naměřené hodnoty od referenčních značně sníženy a zároveň se zdá, jako by mezi nimi neexistovala žádná spojitost. Navíc jsou v naměřených hodnotách patrné velké výchyly. Domníváme se, že u tohoto přístroje se po itá hlavně s využitím uvnitř budov a tudíž není připraven vzdorovat velkým pohybovým artefaktům.

## 7.2 Vliv Tepla

U měření za vlivu tepla se hodnoty saturace poměrně výrazně snižovaly. Nevznikaly však v naměřených souborech žádné velké odchylky. Nejlépe se v takových podmínkách osvědčil přístroj Compact 5, u kterého se naměřené hodnoty u nejvyšší teploty 38 °C odchytili od referenčních hodnot o 1,47%. Tento přístroj naměřil následující hodnoty. Při teplotě 34 °C 96,93%, při teplotě 36 °C 96,67% a při teplotě 38 °C naměřil 96,33%. Tomu odpovídají odchylky od referenčních hodnot 0,87%, 1,33% a 1,47%. Druhým nejlepším byl paradoxní optický prstový pulzní oxymetr PC60-C. S ním jsme naměřili hodnoty pro jednotlivé teploty 95,87%, 95,67% a 95,4%. Opticky uvedeme odchylky od referenčních hodnot, neboť na nich je dobře vidět jak moc se naměřené hodnoty liší 1,27%, 1,47% a 1,73%. Posledním přístrojem byl patientský monitor MEC-1200. S ním jsme naměřili hodnoty 95,67%, 95,4%, 94,93% a jim odpovídající odchylky 1,93%, 2,2% a 2,67%.

## 7.3 Vliv podchlazení

Podchlazení nemělo na měřené hodnoty tak velký vliv jako předcházející tepelný vliv. Stále však bylo možné pozorovat odchylku od referenčních hodnot.

Nejlépe si op t vedl p ístroj Compact 5. Ten nam il p i teplot 20 °C hodnotu 98,13%, u teploty 18 °C nam il 98,27% °C a nakonec u teploty 16 °C byla hodnota 98,4%. P íslušné odchylky pro 20 °C, 18 °C a 16 °C inily 0,33%, 0,47% a 0,6%. Již žádným p ekvapením nebylo, že p ístroj PC-60C nam il druhé nejp esn jší hodnoty. Ty v odpovídajícím po adí od nejvyšší teploty k nejnižší inily 97,53%, 97,67%, 97,8% a jim odpovídající odchylky od referen ních hodnot 0,4%, 0,53% a 0,67%. Pulzní oxymetr MEC-1200 nam il hodnoty saturace 98,13%, 98,27%, 98,47% a jim odpovídající odchylky inily 0,53%, 0,67% a 0,87%. U tohoto m ení je t eba zmínit, že n které z hodnot p ekro ili hranici 98% saturace, a jak je nám již známo (viz. kapitola 2.1) v této oblasti již hodnoty zna n ztrácí na p esnosti. Proto také nejspíše výsledná diference nebyla tolik patrná jako u vlivu tepla.

## 8 Diskuze

Prvním cílem této práce bylo seznámit se s principem funkce pulzních oxymetrů a s nejast jšími příčinami vzniku artefaktů a nepřesnostmi měření právě u pulzní oxymetrie. Zde jsme zjistili, že pulzní oxymetrie využívá dvou základních principů a s tím souvisejících technologií. Prvním využívaným principem je, že elektromagnetické záření určitých vlnových délek se v derivátech hemoglobinu absorbuje různě. Pro nás jsou pak nejdležitější zejména znalosti spektrální charakteristiky oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu. Díky těmto znalostem a za pomoci spektrofotometrie pak dokážeme stanovit saturaci hemoglobinu kyslíkem. Druhým využívaným principem je kolísání objemu arteriální krve v průběhu pulzové vlny a s tím související pravidelné kolísání absorpce elektromagnetického záření. Pomocí technologie pletysmografie pak dokážeme z kolísající absorpce určit tepovou frekvenci. Dále jsme se v nově konstruovaném řešení pulzních oxymetrů. V neposlední řadě jsme se teoreticky zabývali jednotlivými vnějšími vlivy, které mohou ovlivňovat přesnost měření. Zde jsme se mimo jiné seznámili s negativním vlivem chladu, tepla a pohybu těla, které jsme pak následně zkoumali v praktické části této práce.

Druhým cílem bylo experimentálně naměřit hodnoty saturace za přítomnosti vnějších vlivů. Zde jsme vybrali několik pro nás dobře simulovatelných vnějších vlivů. Konkrétně šlo o již zmíněný pohyb těla, vliv tepla a vliv chladu na měření. Nejprve jsme naměřili experimentální hodnoty saturace bez zatížení vnějšími vlivy. Chtěli jsme totiž, aby bylo možné dále naměřené hodnoty saturace přímo srovnat právě s těmito hodnotami referenčními. Poté jsme změřili hodnoty saturace přímo pohybu těla. To se ukázalo u jednoho z přístrojů jako nemožné, nebo přístroj sám odhalil, že jde o artefakt a přestal měřit. U druhých dvou přístrojů však již měření bylo možné. Dalšími zkoumanými vlivy byly teplo a chlad. Zde je možné konstatovat, že u vlivu tepla na měření je rozdíl s referenčními hodnotami mnohem více patrný, nežli je tomu u vlivu chladu.

Posledním stanoveným cílem bylo vyhodnocení naměřených dat. Po naměřením jsme všechna data vyhodnotili a došli jsme k následujícím závěrům. Při pohybu těla

jeden z přístrojů sám správně vyhodnotil přítomnost pohybového artefaktu. Další dva přístroje udávaly velký rozptyl hodnot, které byly nižší než naměřené referenční hodnoty. Méně se pak tato odchylka projevila u prstového pulzního oxymetru PC-60C. U vlivu tepla na měření jsme zaznamenali pokles naměřených hodnot saturace v souvislosti s rostoucí teplotou. Naopak u vlivu chladu jsme zjistili méně patrný nárůst hodnot saturace.



## 9 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývá zkoumáním a hodnocením externích vlivů na průběh a výstup měření saturace hemoglobinu pulzním oxymetrem. V první části práce je teoretická rešerše shrnující základní znalosti k dané problematice. Ta umožní snadnější orientaci v práci. Nalezneme v ní základní znalosti o derivátech červeného krevního barviva hemoglobinu, a to zejména ve vztahu k jejich různé spektrální charakteristice. Dále pak je v této části shrnuto, jaká různá omezení mohou měření pulzního oxymetru provázet. Je zde také popsán princip funkce pulzního oxymetru a jsou zde též popsány fyzikální zákony týkající se dané problematiky. Co se týká pulzního oxymetru, je zde i popsáno běžné konstrukční řešení přístroje. V další části práce je popsán postup experimentálního měření hodnot saturace a to nejprve bez přítomnosti nežádoucích vlivů a následně též s uměle simulovanými rušivými vnějšími vlivy. V poslední části práce jsou experimentálně naměřené hodnoty vyhodnoceny a jsou zde též rozebírány.

Práce celkově splnila všechny jí zadané cíle. Seznámili jsme se v ní s principem pulzní oxymetrie a s nejzávažnějšími nežádoucími vlivy, které mohou mít negativní dopad na námi naměřené hodnoty saturace hemoglobinu kyslíkem. Naměřili jsme experimentální hodnoty saturace za přítomnosti některých námi zvolených vnějších vlivů, které jsme pro naše měření simulovali. Tyto vlivy byly vybírány především s ohledem na jejich možnou uskutečnitelnost. Následně jsme naměřená data vyhodnotili. Výsledky jsou součástí praktické části této práce.

Díky této práci jsem jednak rozšířil své znalosti v oboru, který studuji, a také jsem si zopakoval informace pro mě již známé. Například jsem získal nové v domostech týkající se nežádoucích okolností a vlivů na měření saturace pulzním oxymetrem. Též jsem si zopakoval a utřídil znalosti ohledně principu pulzní oxymetrie související zejména s Lambert-Beerovým zákonem a absorpcí elektromagnetického záření v látkách. Na tuto práci by bylo možné dále navázat diplomovou prací, ve které by bylo možné dále zkoumat souvislost mezi teplotou a naměřenou hodnotou saturace. Také by bylo možné prozkoumat vliv tepla a chladu na měření u více subjektů, abychom zjistili,

zda tyto vlivy p sobí u každého jedince stejnou m rou. P ípadn by bylo také možné pokusit se simulovat další nežádoucí vlivy a následn je experimentáln nam ít

## Seznam použité literatury

- (1) VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2032-9.
- (2) MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: uebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
- (3) KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- (4) ŠYŠMA, Martin. *Analýza dýchacích plynů: metody a přístroje*. Olomouc, 2013. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta lesné kultury, Katedra půrodních věd v kinantropologii. Dostupné také z: [https://theses.cz/id/8krkrf/ima\\_BP\\_FTK\\_T10609.pdf](https://theses.cz/id/8krkrf/ima_BP_FTK_T10609.pdf)
- (5) JABOR, Antonín. *Vnitřní prostředí*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1221-5.
- (6) BARASH, Paul G., Bruce F. CULLEN a Robert K. STOELTING. *Klinická anesteziologie*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4053-9.
- (7) ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- (8) SYNEK, Josef. *Pulsní oxymetr v LABVIEW*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Dostupné také z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=30333](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=30333)
- (9) Kol. autor. *Kardiologie pro sestry: obrazový průvodce*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4083-6.
- (10) Kol. autor. *Sestra a urgentní stavy*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2548-2.
- (11) BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- (12) SÜSSENBEKOVÁ, Petra. *Zdravotnická technika v práci zdravotnického záchranáře*. Plzeň, 2013. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta zdravotnických studií, Katedra záchranářství a teoretických oborů. Dostupné také z: <https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/11025/9085/1/Zdravotnicka%20technika%20v%20praci%20zdravotnickeho%20zachranare%20%282%29.pdf>
- (13) ŠEBLOVÁ, Jana a Jiří KNOR. *Urgentní medicína v klinické praxi lékařů*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4434-6.

- (14) DOBIÁŠ, Viliam. *Klinická propedeutika v urgentní medicíně*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4571-8.
- (15) VYTEJ KOVÁ, Renata. *Ošetřovatelské postupy v péči o nemocné II: speciální část*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-3420-0.
- (16) ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7.
- (17) SLAVÍKOVÁ, Jana a Jitka ŠVÍGLEROVÁ. *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2065-7.
- (18) KRŠKA, Zdeněk. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3815-4.
- (19) MAGEE, Patrick a Mark TOOLEY. *The physics, clinical measurement, and equipment of anaesthetic practice for the FRCA*. 2nd ed. New York: Oxford University Press, c2011. ISBN 978-0-19-959515-0.
- (20) WEBSTER, John G. *Design of pulse oximeters*. Philadelphia: Institute of Physics Publishing, c1997. ISBN 978-7503-0467-7.

## **Seznam příloh**

Příloha A	Tabulky s naměřenými hodnotami
Příloha B	CD s elektronickou podobou práce

## Příloha A

**Tab. 1: Referenční hodnoty saturace**

íslo m ění	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	97	98	98
2	97	98	98
3	97	98	98
4	98	98	97
5	98	97	97
6	97	98	98
7	96	98	98
8	98	97	98
9	97	98	98
10	97	98	97
11	96	98	98
12	97	97	98
13	97	98	97
14	98	98	97
15	97	98	97

**Tab. 2: Hodnoty nam ěné při pohybu ídla**

íslo m ění	PC-60C	MEC-1200
1	97	89
2	96	87
3	97	94
4	97	90
5	96	92
6	97	89

7	97	88
8	96	88
9	97	90
10	97	93
11	95	86
12	97	89
13	96	91
14	96	92
15	97	87

**Tab. 3: Hodnoty naměné p i 34 °C**

íslo m ení	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	95	97	96
2	96	97	96
3	96	97	95
4	95	98	95
5	96	98	96
6	96	97	95
7	96	97	96
8	96	97	96
9	97	96	96
10	96	97	96
11	96	97	95
12	96	97	95
13	95	96	96
14	96	97	96
15	96	96	96

**Tab. 4: Hodnoty naměné p i 36 °C**

íslo m ení	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	95	97	95
2	96	96	95
3	95	97	95
4	96	97	96
5	96	97	96
6	95	97	96
7	96	96	95
8	96	97	95
9	96	97	96
10	96	97	95
11	95	96	95
12	96	96	95
13	96	97	96
14	95	97	95
15	96	96	96

**Tab. 5: Hodnoty naměné p i 38 °C**

íslo m ení	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	95	97	95
2	96	97	95
3	95	96	94
4	95	96	95
5	95	96	94
6	96	97	95
7	96	96	96
8	95	96	96
9	96	97	95
10	95	96	95



11	96	96	94
12	95	96	94
13	95	97	95
14	96	96	95
15	95	96	96

**Tab. 6: Hodnoty naměřené při 20 °C**

íslo měření	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	97	98	98
2	98	98	98
3	97	99	97
4	97	98	98
5	98	99	99
6	97	98	99
7	98	98	98
8	97	98	98
9	98	98	98
10	98	98	98
11	97	98	98
12	98	99	99
13	97	98	97
14	98	97	98
15	98	98	99

**Tab. 7: Hodnoty naměné p i 18 °C**

íslo m ení	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	98	98	98
2	97	98	99
3	97	99	99
4	98	98	99
5	98	98	98
6	97	98	98
7	98	99	97
8	98	98	99
9	98	99	98
10	98	98	98
11	98	98	98
12	98	98	98
13	98	98	99
14	97	98	98
15	97	99	98

**Tab. 8: Hodnoty naměné p i 16 °C**

íslo m ení	PC-60C	Compact 5	MEC-1200
1	98	99	99
2	97	99	98
3	98	98	99
4	97	98	98
5	98	98	98
6	98	98	99
7	98	98	98
8	98	98	99
9	98	98	98
10	97	99	98

11	98	98	99
12	98	99	99
13	98	98	98
14	98	99	99
15	98	99	98