



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Vliv artefaktů na přesnost měření pulzních
oxymetrů**

**The influence of artefacts on the accuracy of
pulse oximeters**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor diplomové práce: Adam Antoš

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Adam Antoš**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Vliv artefaktů na přesnost měření pulzních oxymetrů**
Téma anglicky: The influence of artefacts on the accuracy of pulse oximeters

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

Navrhňte a realizujte sadu experimentů pro porovnání přesnosti měření pulzních oxymetrů v závislosti na různých artefaktech. Pro experiment použijte pulzní oxymetry dostupné na FBMI. Jako artefakty uvažujte v praxi často se vyskytující komplikace měření. Výsledky porovnejte a při hodnocení uvažujte i požadavky relevantních technických norem.

Seznam odborné literatury:

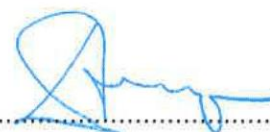
- [1] John G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Webster, J.G., *Design of Pulse Oximeters*, ed. 1, CRC Press, 1997, 260 s., ISBN 9780750304672
- [3] Kramme, R., Hoffmann, K.-P., Pozos, R.S., *Springer Handbook of Medical Technology*, Springer, 2011, ISBN 978-3540746577

Zadání platné do: 11.09.2018

Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.



vedoucí katedry / pracoviště



děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Vliv artefaktů na přesnost měření pulzních oxymetrů“ 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).

V Kladně

.....

Adam Antoš

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu práce Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D za bezchybné vedení v průběhu práce a za vždy ochotnou a pohotovou pomoc. Dále bych rád poděkoval Ing. Václavu Ortovi za častou a ochotnou pomoc s měřením v laboratoři.

ABSTRAKT

Vliv artefaktů na přesnost měření pulzních oxymetrů

Pulzní oxymetrie je optická, neinvazivní, diagnostická metoda považovaná za jednu z nejzákladnějších monitorovacích technologií. Cílem práce bylo pomocí praktických experimentů vyhodnotit nejčastější artefakty (pohybový artefakt, nízká perfuze periferních tkání a nalakované nehty různými barvami) vyskytující se při pulzní oxymetrii, vzhledem k přesnosti měření. V testu byly použity přístroje Radical 7 (Masimo, Irwine, CA), Libra (Nellcor, Minneapolis, MN), M50 (Edan instruments, Inc., Šhen-čen, ČLR), Datex Ohmeda S/5 (Datex-Ohmeda, Inc, Healthcare, Madison, USA).

Měření prokázalo vysokou stabilitu měření a odolnost vůči artefaktům u přístroje Radical 7, naopak u přístroje Libra se objevily výpadky měření ve 2 ze 3 částí experimentu. U zbylých přístrojů se výpadky v měření objevily v 1 ze 3 částí.

Klíčová slova

Pulzní oxymetrie, artefakty, pohybový artefakt, nízká perfuze, lakované nehty

ABSTRACT

The influence of artefacts on the accuracy of pulse oximeters

Pulse Oximetry is an optical, non-invasive, diagnostic method considered to be one of the most basic monitoring technologies. The aim of this work was to evaluate the most frequent artifacts (movement artifact, low perfusion of peripheral tissues and polished nails with different colors) occurring in pulse oximetry according to the accuracy of measurements. In the experiment were used these devices: Radical 7 (Masimo, Irvine, CA), Libra (Nellcor, Minneapolis, MN), M50 (Edan instruments, Inc., Šhen-čen, ČLR), Datex Ohmeda S / 5 (Datex-Ohmeda, Inc, Madison, USA).

The measurements showed high measurement stability and artifact resistance of the Radical 7 device. On the contrary, the Libra device showed measurement outages in 2 out of 3 parts of the experiment. For the remaining devices, the outages in the measurements appeared in 1 of 3 parts.

Keywords

Pulse oximetry, artifacts, movement artifact, low perfusion, polished nails

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	14
1 Úvod	15
2 Teoretický úvod k pulzní oxymetrii	16
2.1 Hemoglobin.....	16
2.2 Saturace krve kyslíkem	17
2.3 Disociační křivka oxyhemoglobinu	18
2.4 Princip pulzní oxymetrie	18
2.4.1 Fyzikální princip absorpce	19
2.4.2 Absorpce záření ve tkáni	20
2.4.3 Kalibrační křivka pulzního oxymetru.....	21
2.4.4 Pletysmografická křivka.....	22
2.4.5 Určení tepové frekvence.....	23
2.5 Sondy v pulzní oxymetrii	23
2.5.1 Transmisní sondy.....	23
2.5.2 Reflexní sondy.....	23
2.6 Druhy artefaktů v pulzní oxymetrii.....	24
2.6.1 Pohybový artefakt.....	25
2.6.2 Nízká perfuze periferních tkání	26
2.6.3 Umělé a lakované nehty	26
2.7 Požadovaná přesnost pulzních oxymetrů podle norem	26
2.8 Cíle práce.....	27
3 Metody a materiál.....	28
3.1 Pohybový artefakt	28
3.2 Nízká perfuze periferních tkání.....	30
3.3 Lakované nehty	31
3.4 Použité přístroje.....	33

3.4.1	Radical 7 (Masimo Corporation, Irwine, CA).....	33
3.4.2	Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN)	35
3.4.3	M50 (Edan instruments, Inc., Šhen-čen, ČLR)	36
3.4.4	Datex Ohmeda S/5 (Datex-Ohmeda, Inc, Madison, USA)	37
3.4.5	Carescape B650 (GE Healthcare, Helsinky, Finsko)	38
4	Výsledky.....	39
4.1	Výsledky experimentu – pohybový artefakt	39
4.1.1	Třes ruky.....	39
4.1.2	Nárazový pohyb s větší výchylkou.....	44
4.1.3	Artefakt způsobený nárazy do senzoru.....	49
4.2	Výsledky experimentu – nízká perfuze	54
4.3	Výsledky experimentu – vliv lakovaných nehtů	58
5	Diskuse	61
6	Závěr	65
	Seznam použité literatury	66

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
A	-	Absorbance
bpm	-/min	Vyjadřuje tepovou frekvenci a může být použit jako její jednotka
I_{in}	V	Proud úměrný záření z diody
I_{out}	V	Proud úměrný záření na detektoru
λ	nm	Vlnová délka
M_{rel}	%	Relativní intenzita záření
PaO_2	mmHg	Parciální tlak kyslíku v arteriální krvi
PI	%	Perfuzní
R	-	Poměrový, kalibrační koeficient
SaO_2	%	Saturace arteriální krve kyslíkem
$SpCO$	%	Podíl karboxyhemoglobinu v krvi
$SpMET$	%	Podíl methemoglobinu v krvi
SpO_2	%	Saturace arteriální krve periferní tkáně kyslíkem

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
COHb	Karboxyhemoglobin
EKG	Elektrokardiografie
HbO ₂	Oxyhemoglobin
HR	Tepová frekvence (<i>heart rate</i>)
LED	Světlo vyzařující dioda (<i>light emitting diode</i>)
MetHb	Methemoglobin
PA	Amplituda pulzu (<i>peak amplitude</i>)
PR	Tepová frekvence (<i>pulse rate</i>)
RHb	Redukovaný hemoglobin

1 Úvod

Pulzní oxymetrie je optická, neinvazivní, diagnostická metoda považovaná za jednu z nejzákladnějších monitorovacích technologií, hlavně při procedurách vyžadujících anestezii a při monitorování pacientů na jednotce intenzivní péče. Tato metoda je určena pro měření saturace kyslíku v krvi, neboli hodnoty SpO_2 . Princip je založen na absorpci záření při průchodu periferní tkáně. Vývoj technologie je založen na stovkách let experimentálních a inženýrských výzkumů. První náznaky základu této technologie sahají až do roku 1864, kdy byl poprvé objeven barevný komponent krve přenášející kyslík, dnes známý jako hemoglobin. Po zmíněném dlouhém vývoji jsou dnes dostupné moderní přístroje využívající LED diody pro potřebné záření, procesory pro zpracování dat a barevné obrazovky s velkým rozlišením signálu. Stále ještě však existují limitace této metody projevující se na přesnosti. Tyto limitace se dají rozdělit na kalibrační, optické interference a artefakty signálu. [1]

Tato práce se věnuje právě artefaktům SpO_2 signálu, které mohou mít dopad na přesnost měření. Před těmito vlivy varují i sami výrobci v návodech. Pokud vybereme nejzásadnější a nejvíce opakované vlivy, budou to: lakované a umělé nehty, pohyb senzoru nebo pacienta a nízká perfuze periferních tkání. V oblasti umělých a lakovaných nehtů některé články uvádějí zanedbatelný vliv a některé uvádějí značné zkreslení měření u různých typů a barev nehtů, rozdílnost těchto zjištění může být v použitých barvách a v ploše jejich aplikace. [2, 3, 4] Pohyb pacienta v místě senzoru (v naprosté většině případů prsty na ruce) změní poměr mezi proměnnou a statickou složkou absorpce a tím může zavinit špatné určení saturace krve přes poměrový koeficient. [2, 8, 9] Nízká perfuze periferních tkání nastává například při jejich prochlazení, kdy se proměnná složka signálu sníží do té míry, že přístroj nedokáže určit správné hodnoty. [2, 7, 12] V mnohých návodech pulzních oxymetrů je uvedena tmavá barva kůže, jako možná překážka ve správném měření, ale studie dokazují opak. [2, 10] Výše zmíněné artefakty svým mohou svým vlivem zkreslit důležitá data při sledování stavu pacienta (např. pohybový artefakt při převozu) a je tedy důležité se jejich vlivem zabývat.

Cílem práce je tedy navrhnout experiment pro testování vlivu artefaktů na přesnost měření a zjistit vliv vybraných artefaktů na přístroje od různých výrobců.

2 Teoretický úvod k pulzní oxymetrii

Správná hodnota nasycení krve kyslíkem je nepostradatelná pro správné fungování lidského těla. Pulzní oxymetrie je bezpečná a jednoduchá metoda určená pro měření právě tohoto důležitého parametru. Impulzem pro vznik této technologie bylo zjišťování hypoxemických událostí u pacientů v anestezii. Metoda se později rozšířila ve svém použití na další oddělení, jako je pooperační oddělení, jednotka intenzivní péče atd.

Kyslík je po těle transportován v krvi dvěma způsoby. Malé množství je rozpuštěno v arteriální plazmě a odpovídá přibližně 1 – 2 % celkového obsahu kyslíku v krvi a je udávána jako parciální tlak kyslíku v arteriální krvi jako hodnota PaO_2 . Zbytek kyslíku, což znamená 98 % – 99 %, je navázán na molekuly hemoglobinu obsažené v červených krvinkách (erythrocytech), které tvoří 95 % pevných krevních elementů. [13]

2.1 Hemoglobin

Množství kyslíku rozpuštěného v krevní plazmě by z daleka nestačilo na spotřebu těla, a proto je kyslík přenášen z většiny chemicky navázán na červené krvinky pomocí bílkovinného barviva hemoglobin. Na hemoglobin se v plicích váže kyslík z nadechaného vzduchu a je přenášen do tkání, kde se spotřebuje. Hemoglobin je schopen navázat najednou čtyři molekuly kyslíku. Ve tkáních dojde na hemoglobinu výměna kyslíku za oxid uhličitý, který je dopraven do plic a při výdechu vyloučen z těla.

Hemoglobin se tedy v těle vyskytuje v několika stavech. Jde o hemoglobin s navázaným kyslíkem, neboli oxyhemoglobin (HbO_2). Při normálním stavu je v arteriální krvi 98 % až 99 % oxyhemoglobinu. Hemoglobin bez navázané látky neboli deoxyhemoglobin nebo také redukovaný hemoglobin (RHb). Hemoglobin s navázaným oxidem uhelnatým neboli karboxyhemoglobin (COHb). Karboxyhemoglobin vzniká například při vdechování zplodin při hoření, které obsahují oxid uhelnatý, a takto „znečištěný“ hemoglobin se z krve odbourává. Posledním druhem hemoglobinu je metabolizovaný hemoglobin neboli methemoglobin (MetHb), který ztrácí chemickou proměnou svou schopnost reverzibilně vázat kyslík. Každý tento druh má díky svému chemickému složení jinou barvu. [5, 6, 7]

2.2 Saturace krve kyslíkem

Pro diagnostické účely je podstatná hlavně saturace arteriální krve. Vyskytují se dva typy saturace arteriální krve a těmi jsou SaO_2 a SpO_2 . SaO_2 je saturace měřená invazivně přímo v arteriální krvi velkých tepen. SpO_2 je saturace měřená neinvazivně (nepřímo) v arteriální krvi v periferních tkáních právě při oxymetrii. Normální rozpětí hodnot SaO_2 a SpO_2 je 95 % až 99 %.

Saturace kyslíkem v arteriální krvi je definována jako podíl, vyjádřený v procentech, koncentrace oxyhemoglobinu a celkové koncentrace hemoglobinu (součet všech typů). Místo koncentrace je možné použít množství. Takto specificky je definována takzvaná „frakční saturace“ a je vyjádřena vztahem (2.1).

$$SaO_{2\text{frakční}} = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2 + RHb + COHb + MetHb]} \cdot 100 \% \quad (2.1)$$

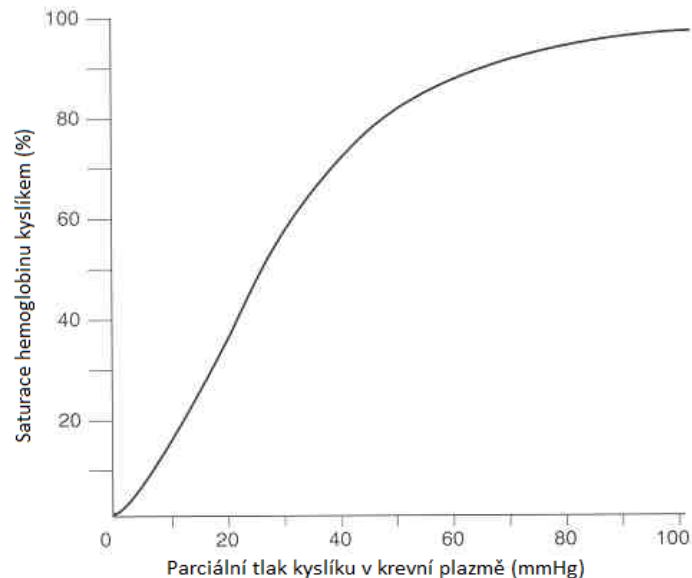
Pro zjednodušení se také používá „funkční saturace“. Využívá se zde toho, že při normálním stavu je koncentrace COHb a MetHb, díky své malé hodnotě, zanedbatelná. Normální množství u zdravého dospělého člověka COHb je 0,4 % až 0,7 % a normální množství MetHb u zdravého dospělého člověka je 1 % až 3 %. V rovnici (2.2) tak zůstane pouze HbO₂ a RHb.

$$SaO_{2\text{funkční}} = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2 + RHb]} \cdot 100 \% \quad (2.2)$$

Výpočet je tedy snazší a hlavně se zjednoduší zjištění potřebných hodnot. Největší problém nastává při nestandardním stavu, kdy se markantně zvýší úroveň COHb nebo MetHb a změní tak poměr, přičemž ve funkční saturaci se tato změna neprojeví.[1, 6, 5]

2.3 Disociační křivka oxyhemoglobinu

Disociační křivka oxyhemoglobinu vyjadřuje vztah mezi parciálním tlakem kyslíku v krevní plazmě (respektive vzduchu v plicích) a nasycením hemoglobinu v krvi.



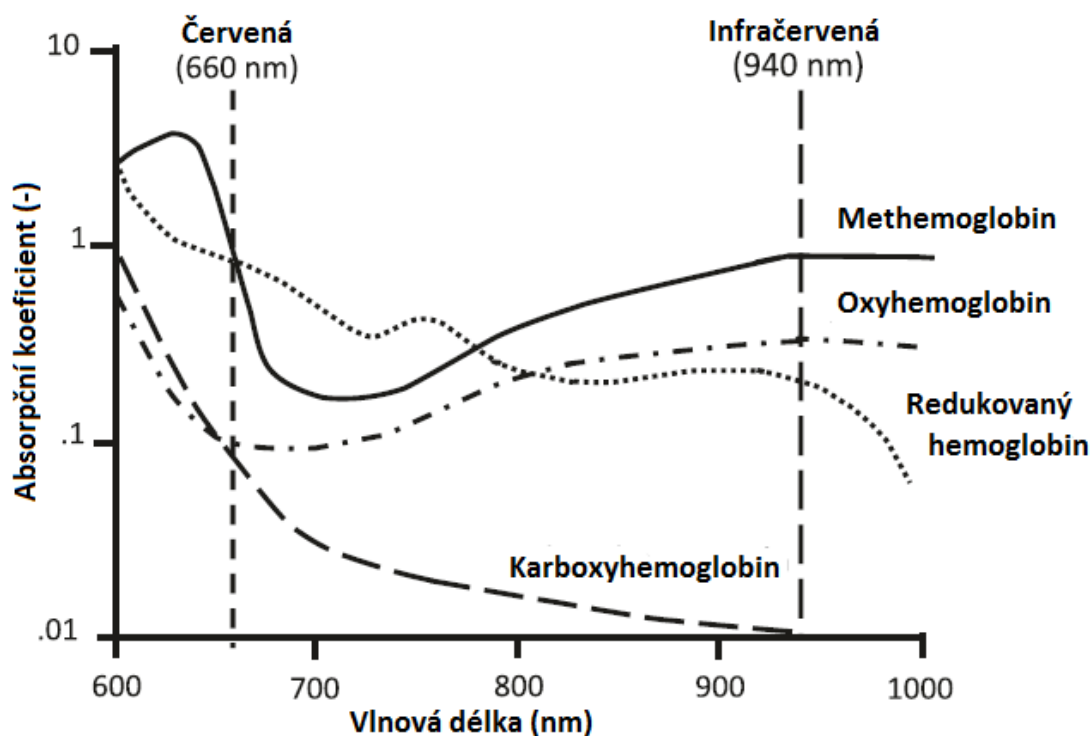
Obrázek 2.1: Disociační křivka oxyhemoglobinu [5]

Křivka na obrázku 2.1 je platná za normálních podmínek, což znamená pH krve je 7,4; parciální tlak oxidu uhličitého PaCO_2 je 40 mmHg a teplota je 37 °C. Z křivky je patrné, že při přítomnosti vyššího tlaku kyslíku je hemoglobin více nasycen, což způsobuje právě navázání kyslíku na hemoglobin v plicích. Naopak pokud parciální tlak kyslíku poklesne, začne se kyslík z hemoglobinu oddělovat. Tento proces probíhá ve tkáních, kde je parciální tlak kyslíku nízký.

2.4 Princip pulzní oxymetrie

Základní princip pulzní oxymetrie je založen na různé absorpci (nebo propustnosti) elektromagnetického záření skrz jednotlivé složky krve, hlavně nás zajímají jednotlivé druhy hemoglobinu. Každý druh hemoglobinu má pro určitou vlnovou délku záření jinou absorpci, což je způsobeno již zmiňovanou rozdílnou barvou hemoglobinů kvůli jejich

chemické stavbě. Závislost absorpce záření na jeho vlnové délce pro jednotlivé hemoglobiny je na obrázku 2.2.



Obrázek 2.2: Závislost absorpce záření na jeho vlnové délce pro jednotlivé druhy hemoglobinu [8]

Ze vztahu 2.2 je zřejmé, že nás v nejjednodušším případě zajímá množství dvou složek. Pro zjištění těchto složek potřebujeme sestavit dvě rovnice absorpce a tudíž měřit dvě vlnové délky. V praxi se k tomu využívá dvou LED diod, přičemž jedna emituje záření o vlnové délce červeného světla a druhá infračervené záření. Oba zdroje jsou vyznačeny v obrázku 2.2, kde nás hlavně zajímá absorpce pro oxyhemoglobin a redukovaný hemoglobin.

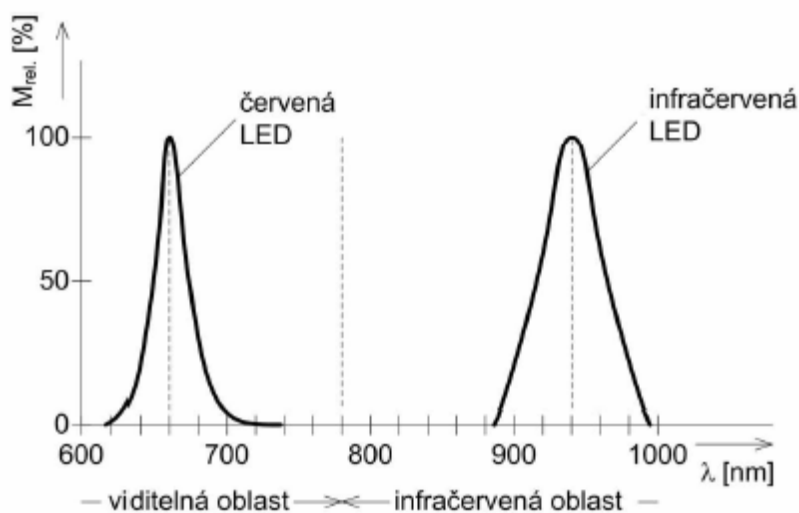
2.4.1 Fyzikální princip absorpce

Základem pro měření absorpce je Lambert-Beerův zákon, který charakterizuje míru absorpce v látce jako veličinu zvanou absorbance. V případě pulzní oxymetrie je absorbance bezrozměrná veličina počítaná z podílu vstupujícího a vystupujícího záření, který je vyjádřen jako dekadický logaritmus (2.3) a vztah je pouze matematicky upraveným Lambert-Beerovým zákonem.

$$A = -\log \frac{I_{out}}{I_{in}} \quad (2.3)$$

Kde A je absorpance záření, I_{in} je proud úměrný záření z diody do tkáně a I_{out} je proud úměrný záření dopadajícímu na fotodetektor po průchodu tkání.

Ve vztahu (2.3) se počítá pouze s monochromatickým zářením, což znamená, že používáme světlo o přesně dané vlnové délce a žádné další není přítomno. V praxi používané zdroje záření, LED diody, nikdy nevyzařují jen jednu vlnovou délku, pro kterou je vyrobena a má stanovenou intenzitu, ale i vlnové délky, které jsou té požadované blízké. Tomuto se říká spektrální charakteristika. Přibližné spektrální charakteristiky červené a infračervené diody jsou na obrázku 2.3. [6, 7]



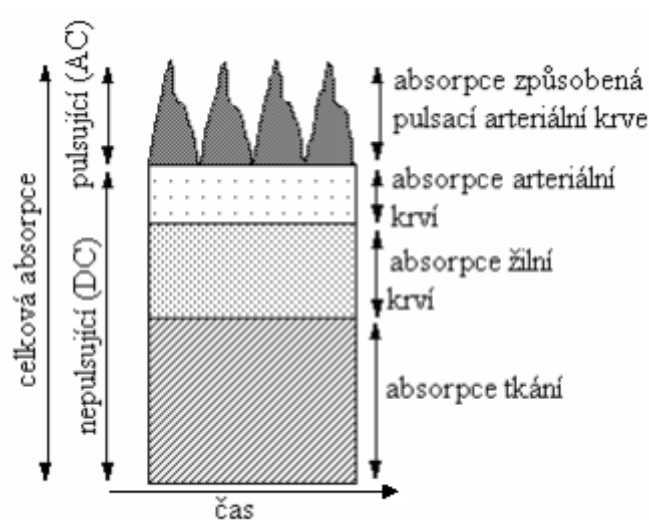
Obrázek 2.3: Spektrální charakteristika červené a infračervené diody [6]

Na obrázku 2.3 je relativní intenzita záření M_{rel} v závislosti na vlnové délce záření vydávané diodou. Vzhledem ke známému tvaru charakteristiky pro používané diody, které se dají předem zjistit. Tento problém se řeší integrováním vydávaného záření, čímž získáme plochu pod křivkou, která odpovídá celkovému vydanému záření.

2.4.2 Absorpce záření ve tkáni

Absorpce v pulzní oxymetrii je způsobena všemi přítomnými tkáněmi. Tyto tkáně se dělí na stálé a proměnné složky. Do stálých patří kůže, nehty, svaly, kost a další struktury pevně umístěné v prstu (nebo jiném místě umístění senzoru). Další složkou stálého vlivu na absorpci je žilní krev, která sice pod senzorem proudí, ale proudění je stálé a nepulzující. Proměnnou složku tvoří kapilární krev, která se už od srdce šíří v pulzech (vlnách) a tak periodicky mění svůj protékající objem a má tím proměnný vliv na absorpci. Schéma takto rozdělené absorpce je na obrázku 2.4. Na tomto obrázku je

část protékajícího objemu arteriální krve zařazena do stejnosměrné složky. Je to kvůli tomu, že po každém pulzu zůstane ve tkáni malé množství arteriální krve a dá se tak počítat do stálé (statické) absorpce. [1]



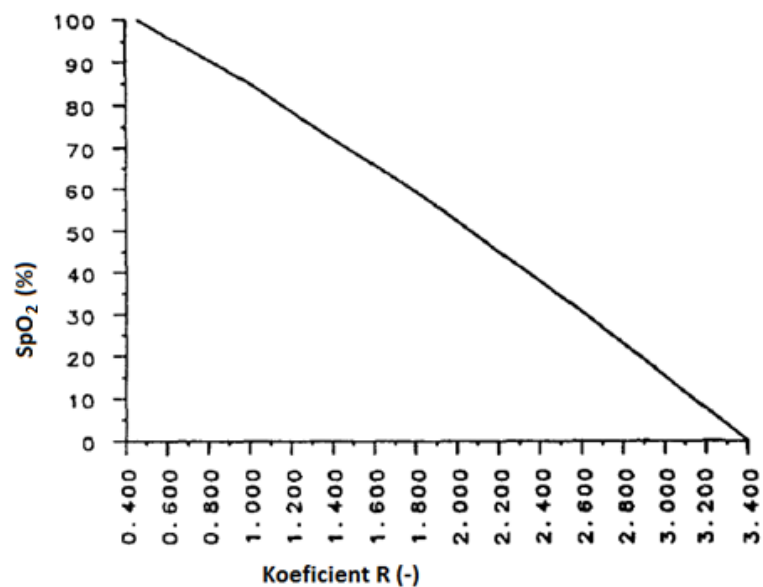
Obrázek 2.4: Schéma absorpce záření při průchodu tkání

2.4.3 Kalibrační křivka pulzního oxymetru

Z poměrů těchto složek pro obě vlnové délky záření se určuje koeficient R , podle kterého je následně ze známé závislosti určena saturace kyslíkem. Určení koeficientu se provádí podle vztahu:

$$R = \frac{\frac{AC-\text{červená}}{DC-\text{červená}}}{\frac{AC-\text{infračervená}}{DC-\text{infračervená}}} \quad (2.4)$$

Závislost SpO_2 na koeficientu R , zvaná jako kalibrační křivka oxymetru, je křivka sestavená pomocí měření na mnoha (několik tisíc) subjektech s různými vlastnostmi (věk, pohlaví atd.). Příklad této křivky je na obrázku 2.5. [6]

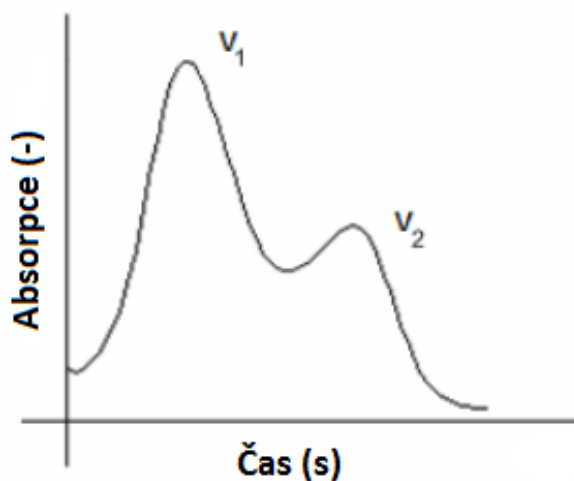


Obrázek 2.5: Kalibrační křivka oxymetrie pomocí poměrového koeficientu R [1]

Kalibrační křivka s koeficientem R nahradila používání Lambert-Beerova zákona, kvůli svým daleko přesnějším výsledkům a jednoduššímu principu. [1]

2.4.4 Pletysmografická křivka

Výsledkem měření absorpce je také její průběh v čase vyjádřený pletysmografickou křivkou. Název je odvozen z řeckého výrazu pro objem, čili křivka přímo závisí na přítomném objemu krve ve tkáni.



Obrázek 2.6: Pletysmografická křivka [6]

Na obrázku 2.6 je vykreslen přibližný vzhled pletysmografické křivky. Je vykreslen průběh v době jednoho srdečního cyklu a vyznačené vrcholy V_1 a V_2 souvisí se stahy srdce a znázorňují tlakové vlny v arteriálním krevním řečišti. Sedlo mezi zmiňovanými vrcholy se nazývá dikrotický zářez.

2.4.5 Určení tepové frekvence

Z vrcholu V_1 (viz obrázek 2.6), nebo lépe řečeno jeho detekcí, se určuje tepová frekvence s jednotkami bpm (beat per minute). Její fyziologická hodnota se pohybuje okolo 70 bpm.

2.5 Sondy v pulzní oxymetrii

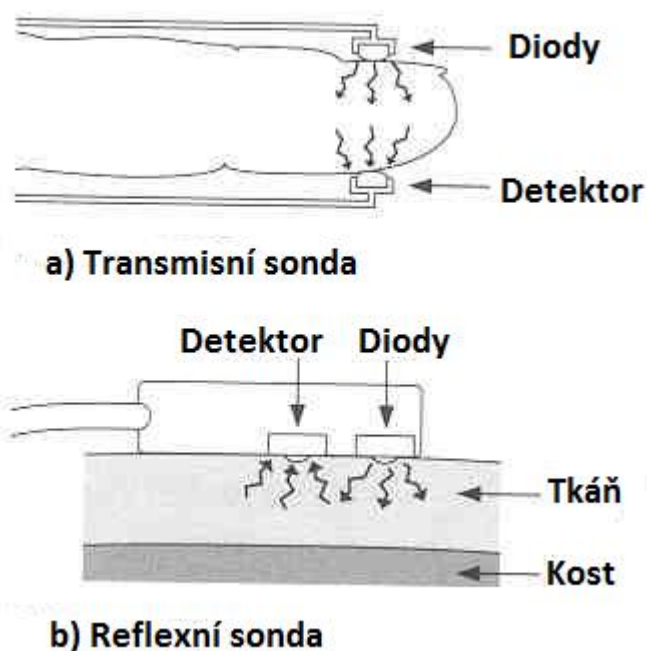
Sondy v pulzní oxymetrii jsou tvořeny v zásadě pouze dvěma prvky. Zdrojem záření, v naprosté většině jsou využívány již zmiňované dvě diody, a detektorem, který je tvořen buď fototranzistorem, nebo fotodiodou. Podle způsobu své konstrukce jsou sondy dále děleny na transmisní a reflexní. Dále jsou používány jednorázové sondy a sondy pro opakované použití. [6, 5]

2.5.1 Transmisní sondy

U transmisní sondy jsou zdroj záření a detektor umístěny naproti sobě a mezi ně se umísťuje měřená tkáň (viz obrázek 2.7 a). Tyto sondy se umísťují nejčastěji na prst nebo ušní lalůček. Pracují přesně podle principu popsaného v předešlém textu. [6]

2.5.2 Reflexní sondy

Tento typ sond je svou konstrukcí plošná a využívá se hlavně, když není vhodné nebo možné měřit na místech možné aplikace transmisní sondy. Plošná konstrukce znamená, že zdroj záření i detektor jsou umístěny v určité vzdálenosti vedle sebe (viz obrázek 2.7 b). Sonda je přilepena na plochu tkáně (např. čelo) a snímá šíření a odraz záření ve tkáni místo přímého průchodu a řídí se tedy podle jiných korekčních křivek. Tento typ je méně častý.[6]

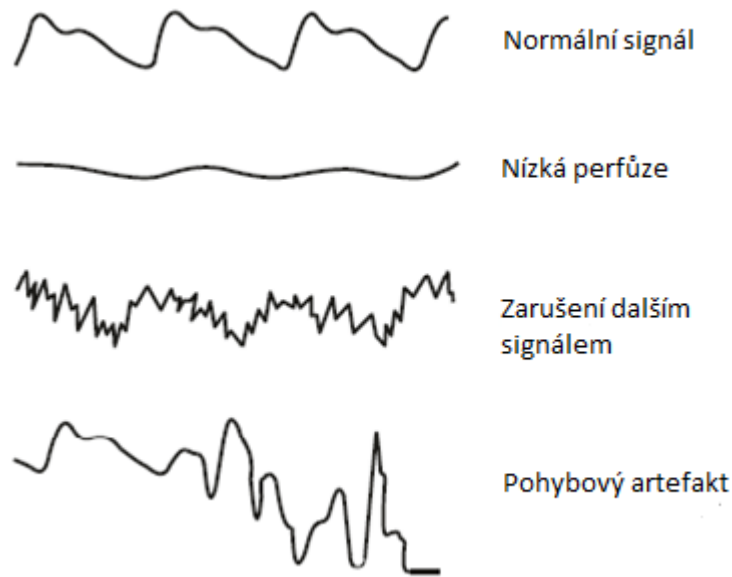


Obrázek 2.7: Schéma transmisní (a) a reflexní (b) sondy [5]

2.6 Druhy artefaktů v pulzní oxymetrii

Pulzní oxymetry jsou v praxi ovlivňovány mnoha vlivy. Tyto vlivy mohou vést k nepřesnostem při měření a je potřeba je znát a snažit se jejich dopad omezit nebo mu zcela zamezit.

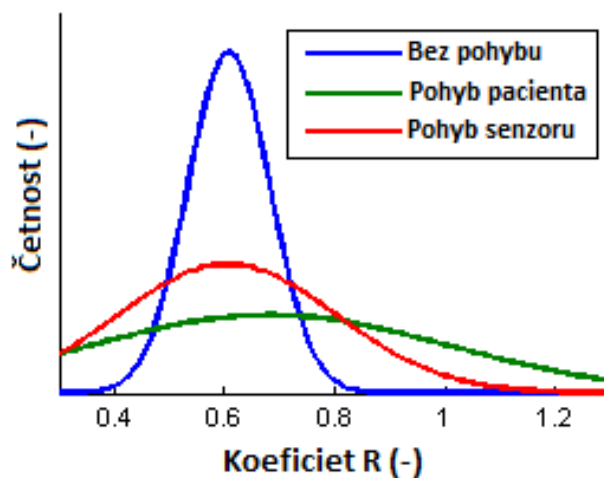
V mnohých návodech pulzních oxymetrů je uvedena tmavá barva kůže, jako možná překážka ve správném měření, ale studie dokazují opak. [2, 9] Dalším aspektem, který by mohl měření ovlivnit je pohyb pacienta v místě senzoru (v naprosté většině případů prsty na ruce). [2, 10, 11] Okolní osvětlení je další artefakt často uváděný ve spojitosti s pulzní oxymetrií. Předpoklad je, že při nedokonalém odstínění senzoru mění hodnoty procházejícího záření. Podle studií na toto téma je u senzoru způsobitelného k použití v klinické praxi tento vliv naprosto zanedbatelný.[13] Obtížné měření saturace krve je způsobováno i nízkou perfuzí periferních tkání.[2, 12, 14]. Posledním závažným artefaktem, udávaným i v některých návodech přístrojů pro pulzní oxymetrii, je vliv umělých a lakovaných nehtů, kdy některé články uvádějí vliv zanedbatelný a některé uvádějí značné zkreslení měření u různých typů a barev nehtů. [2, 3, 4] Na obrázku 2.8 je zobrazeno několik příkladů signálu se zmíněnými artefakty.



Obrázek 2.8: Ukázky různého zkreslení signálu různými exogenními vlivy [8]

2.6.1 Pohybový artefakt

Přítomný pohyb může změnit poměr mezi proměnnou a statickou složkou absorpce a tím zavinit špatné určení saturace krve přes poměrový koeficient, jenž se svou hodnotou v čase více mění (hodnoty mají větší rozptyl) vlivem pohybového artefaktu (viz. Obrázek 2.9). Pohyb tedy ovlivňuje pletysmografickou křivku, čímž ztěžuje i určení tepové frekvence, jelikož vytváří na křivce falešné vrcholy (viz obrázek 2.8). Frekvence přidané pohybem do signálu jsou zároveň velice blízké frekvencím původního signálu a je tedy obtížné je potlačit aniž bychom znehodnotili výsledky měření. [2, 10, 11, 14]



Obrázek 2.9: Rozložení četnosti hodnot koeficientu R za normálních podmínek a při vlivu pohybového artefaktu [10]

2.6.2 Nízká perfuze periferních tkání

Nízká perfuze znamená slabé prokrvení tkáně. Tento stav nastává při podchlazení tkání, kdy tělo v záměru uchování tepla pro důležité vnitřní orgány, vazokonstrikcí snižuje průchod krve do periferních tkání (hlavně končetiny). Další komplikací, která způsobuje nízkou perfuzi, je ztráta krve, kdy tělo opět stáhne zbylou krev do vnitřního oběhu k důležitým orgánům a periferní tkáně jsou prokrvovány jen minimálně. Obě zmíněné příčiny mají za následek zeslabení signálu v pletysmografické křivce (viz obrázek 2.8), čímž znesnadňuje detekci důležitých informací a může tak ovlivnit výsledná data právě v důležitých situacích při záchraně života.[2, 12, 14]

2.6.3 Umělé a lakované nehty

Princip vlivu umělých a lakovaných nehtů na přesnost měření je zcela logický. Spočívá v tom, že nehty jednou ze tkání v cestě záření při použití transmisní sondy a zatímco nehty v přirozeném stavu jsou v podstatě průhledné a ovlivňují tak průchod záření minimálně, nalepené umělé nehty a nehty nabarvené lakem přidávají další překážku pro procházející záření. Umělé nehty nemají podle studií žádný nebo zanedbatelný vliv na přesnost měření.[4, 15] Informace o lakovaných barevných nehtech se ve studiích liší a dají se shrnout tak, že velice záleží na typu a barvě laku. Naprostá většina má zanedbatelný vliv, ale některé barvy měření signifikantně ovlivňují. Jsou to hlavně modré barvy. [3, 4, 16]

2.7 Požadovaná přesnost pulzních oxymetrů podle norem

Přesnost SpO_2 přístroje pro pulzní oxymetrii, stanovená jako střední kvadratická odchylka musí být v rozsahu od 70 % do 100 % SaO_2 lepší nebo rovnající se 4,0 SpO_2 . Hodnota SpO_2 musí být indikována jako funkční saturace kyslíku a nesmí být indikována jako frakční oxyhemoglobin. Udávané rozsahy SpO_2 a přesnost SpO_2 v těchto rozsazích musí být uvedeny v návodu k použití. Přesnost musí být stanovena v rozsahu 70 % až 100 %. Jestliže výrobce prohlašuje, že přístroj je přesný za pohybu nebo za stavu nízké perfuze, musí být specifikace těchto přesností uvedeny v návodu k použití. [17]

Většina používaných přístrojů má určené základní přesnosti SpO_2 na hodnotu 1 % až 2 %. V práci budou tedy nejprve výsledky porovnávány s hodnotami poskytnutými výrobcem a v případě výraznější odchylky pak s hodnotou stanovenou v normách. [18, 19, 21, 22]

2.8 Cíle práce

Prvním cílem práce je vytvořit experiment pro testování vlivu artefaktů na funkci pulzních oxymetrů. Vybrány jsou artefakty, se kterými se v praxi často setkáme, a podle dostupných studií není jasné, zda mají, či nemají význam. [4, 10, 11, 12, 13, 15] Postup testování bude sestaven na základě informací z literatury a zároveň podle vlastního porozumění problematice.

Dalším cílem je vytvořený experiment provést. Testovány budou přístroje dostupné ve fakultních laboratořích.

Výstupem experimentu bude nejen vliv artefaktů na jednotlivé přístroje, ale rovněž jejich srovnání ve schopnosti si se simulovanými faktory poradit a také porovnání s údaji přesností udaných výrobcí. Zároveň bude prodiskutován dopad vlivu artefaktů v klinické praxi.

3 Metody a materiál

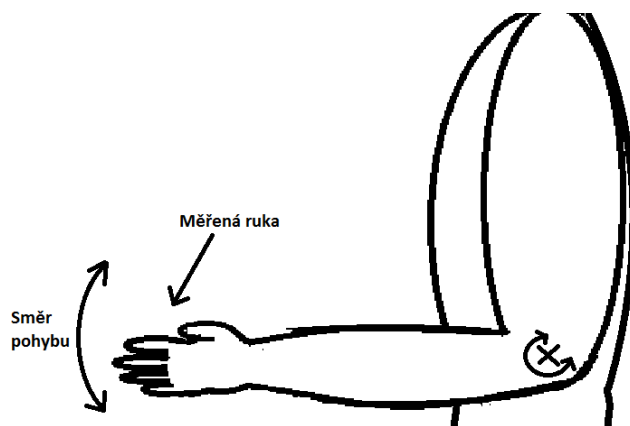
Experiment byl sestaven z měření tří vybraných artefaktů. Těmito vlivy jsou: pohybový artefakt, nalakované nehty a nízká perfuze periferních tkání.

U všech měření bude prováděno referenční měření saturace a tepové frekvence na referenčním přístroji. Zároveň budou všechna měření zaznamenána na kameru Hero 3+ (GoPro Inc., USA) a záznam bude použit jako jeden z prostředků pro vyhodnocení experimentu.

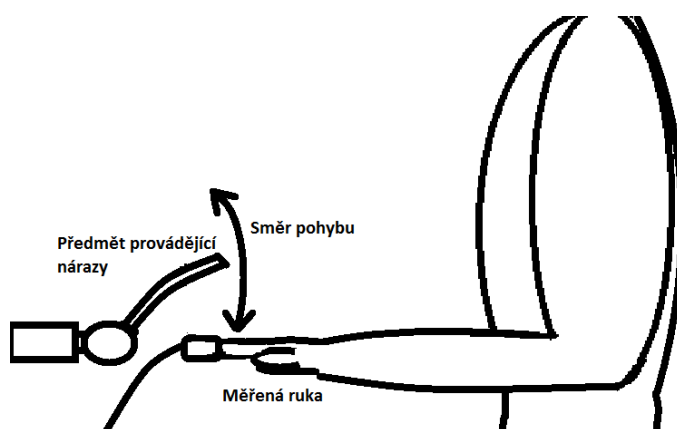
3.1 Pohybový artefakt

Simulace artefaktu bude probíhat ve třech krocích, kdy v každém kroku bude simulován jiný druh pohybu a každé měření bude probíhat 3 minuty. V prvním kroku bude simulován třes s přibližnou frekvencí 5 Hz a jen s minimální výchylkou ruky. V druhém kroku bude měřen pohyb s větším vychýlením ruky a s přibližnou frekvencí 2 Hz. Třetí krok bude realizován opačným postupem. Měřená ruka bude setrávat v jedné poloze a artefakt bude realizován lehkým narážením vhodným předmětem do aplikovaných senzorů s frekvencí opět přibližně 2 Hz. Za vhodný předmět lze považovat například gumová hadička, kvůli její pružnosti, která umožňuje zasáhnout všechny senzory naráz.

V prvních dvou krocích bude pohyb ruky z výchozí polohy, kdy bude ruka flexovaná v lokti na přibližně 90°, loket bude přitisknut k boku, zápěstí bude v extenzi s úhlem přibližně 180° a dlaň bude ve vertikální rovině. Pohyb bude prováděn pouze ve vertikální rovině s rozsahem maximálně $\pm 5^\circ$ u prvního kroku a $\pm 40^\circ$ u kroku druhého (obrázek 3.1). Ve třetí části bude rozdíl v pozici měřené ruky pouze u zápěstí, kdy dlaň bude obrácena směrem dolů v horizontální rovině (obrázek 3.2). Referenční ruka bude v klidu položena na stole a pořádně podepřena, aby se pohyb nepřenášel i na ni.



Obrázek 3.1: Nákres pohybu ruky při experimentu s pohybovým artefaktem v částech jedna a dvě (vlastní obrázek)



Obrázek 3.2: Nákres pohybu ruky při experimentu s pohybovým artefaktem v části tři (vlastní obrázek)

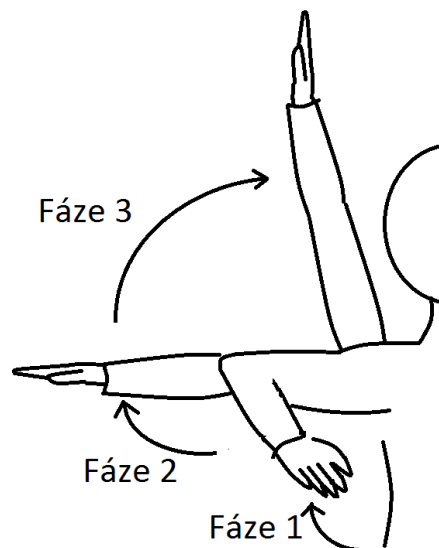
Vyhodnocení experimentu bude probíhat převážně vizuálně z pořízeného videozáznamu. Ze záznamu budou v ekvivalentních krocích vždy odečteny hodnoty SpO_2 , tepové frekvence a další zkoumané vlastnosti pletysmografické křivky kvůli sledování vývoje hodnot pod vlivem artefaktu. Další zkoumané vlastnosti budou: zda jsou patrné jednotlivé srdeční cykly a zda je patrný dikrotický zářez. Zde bude využito hodnocení ano/ne. Délka měření bude 2 minuty a zaznamenané okamžiky budou vždy po 5 sekundách (tzn. 25 údajů). Všechny zjištěné údaje budou vypsány do tabulky pro snadné porovnání. Pokud přístroj přestane měřit vlivem artefaktu, bude zaznamenán přesný čas od začátku měření daného segmentu experimentu a stav ostatních přístrojů v tu chvíli.

Vzhledem k tomu, že je důležitá pouze aktuální reakce přístrojů na rušení v signálu a že simulování naprosto stejné situace není možné, proběhne měření pouze na jednom probandovi.

3.2 Nízká perfuze periferních tkání

Měření vlivu nízké perfuze bude probíhat opět současně na všech testovaných přístrojích. Tento postup je vhodný vzhledem k charakteru vlivu nízké perfuze, kde je důležitý její vliv v daný moment a je tedy důležitá časová synchronizace všech měřených přístrojů pro získání stejných podmínek. Měření testovanými přístroji bude realizováno na pravé ruce a referenční přístroj bude měření provádět na ruce levé. Míra snížení perfuze bude zjišťována pomocí parametru PI, který je možné získat z přístroje Radical 7.

Na pravé ruce bude simulována nízká perfuze zdvihnutím ruky ve vertikální rovině ve třech fázích (obrázek 3.4). Na začátku je ruka v lokti flexovaná v úhlu 90° a dlaň je položena na stole. V první fázi je ruka zdvihnuta do úrovně ramene se stálou flexí v lokti. Ve druhé fázi je ruka v lokti natažena. V poslední, třetí fázi je ruka zdvihána nad hlavu až do dostatečného snížení perfuze. Pohyb bude velmi pozvolný ve všech fázích, aby i snížení perfuze bylo co nejvíce pozvolné. Od postupu snižování perfuze se bude odvíjet i délka experimentu, kdy bude důležitý její pokles pod $PI = 0,5$, což je hodnota výrazně snížená. Sensory budou na ruce upevněné páskem, aby byl co nejvíce omezen vliv pohybového artefaktu.



Obrázek 3.3: Nákres pohybu ruky při simulaci nízké perfuze (vlastní obrázek)

Měření bude provedeno na jednom probandovi s provedením jednoho opakování, protože u vlivu nízké perfuze je důležitý okamžitý vliv a nevyskytuje se definovatelná konstantní chyba.

Vyhodnocení experimentu bude primárně vycházet z videozáznamu, kde budou po daných časových krocích 2 sekundy odečítány hodnoty SpO₂, srdeční frekvence a u přístroje Radical 7 hodnota PI. Z videozáznamu bude hodnocen vzhled křivky. Hodnocení bude probíhat ve stupních: čitelná, utlumená a bez pulzace. U ohodnocení „čitelná“ budou jasně patrné srdeční cykly. Hodnocení „utlumená“ bude použito u křivky s patrnými výchyly, které však nebudou jednoznačně totožné se srdečními cykly kvůli nízké amplitudě. Hodnocení „bez pulzace“ znamená zobrazení pouze rovné linie bez patrných výchytek. Videozáznam zajistí také časovou synchronizaci měření všech přístrojů. Zjištěné hodnoty budou pro srovnání vyneseny do tabulek.

3.3 Lakované nehty

Část experimentu zaměřená na vliv lakovaných nehtů bude probíhat pro všechny přístroje naráz, přičemž každý přístroj bude začínat na jiném prstu a v průběhu celého měření se vystřídají na všech barvách. Nehet ukazováčku, prostředníčku a prsteníčku obou rukou budou každý natřen lakem jiné barvy a palec levé ruky bude mít nehet rovněž nalakovaný. Referenční přístroj bude měřit na palci nebo malíčku pravé ruky podle velikosti prstů probanda.



Obrázek 3.4: Rozložení barev laků na rukou probanda (vlastní foto)

Tabulka 3.1: Schéma postupu měření lakovaných prstů pro testované přístroje

Barva laku\Měření	1	2	3	4	5	6	7
Fialová	Radical 7	-	-	-	Ohmeda S/5	Edan M50	Libra
Světle zelená	Libra	Radical 7	-	-	-	Ohmeda S/5	Edan M50
Tmavě zelená	Edan M50	Libra	Radical 7	-	-	-	Ohmeda S/5
Hnědočervená	Ohmeda S/5	Edan M50	Libra	Radical 7	-	-	-
Tmavě modrá	-	Ohmeda S/5	Edan M50	Libra	Radical 7	-	-
Světle modrá	-	-	Ohmeda S/5	Edan M50	Libra	Radical 7	-
Metalická	-	-	-	Ohmeda S/5	Edan M50	Libra	Radical 7

Použité barvy jsou: fialová (Miss sporty, clubbing color 6158), krémová světle zelená (Marionnaud, 02 Menthe à L'eau), tmavě zelená (Angelica, 3Y Calypso), hnědo-červená (Orkide, Joli 39), tmavě modrá (DM, 295 nail polish, quick dry), metalická světlejší modrá (Flormar Pretty, P27) a metalická fialová se zeleno-žlutými odlesky (Alessandro, Heavy Metal).

Měření bude probíhat podle postupu v tabulce 3.1. Každé jedno měření bude probíhat jednu minutu a proband při něm bude v naprostém klidu, aby nedošlo k ovlivnění saturace pohybovým nebo jiným artefaktem. Bude zároveň sledována jeho tepová frekvence, a pokud bude její hodnota mimo stanovený interval, bude se pokus opakovat. Stanovený interval má v základu hodnotu ± 5 bpm. Toto opatření bylo zařazeno, protože jakákoliv změna podmínek, jako právě výraznější změna srdeční frekvence, může ovlivnit hodnotu SpO₂. Pro naše měření potřebujeme hodnotu co nejvíce ustálenou, aby bylo možné podle referenčního měření sledovat konstantní odchylku, kterou způsobují lakované nehty.

Měření může být kvůli konstantnímu vlivu lakovaných nehtů provedeno na více probandech se stejnými barvami a stejným rozložením těchto barev. Pro mé měření jsem si zvolil měření na dvou probandech s výrazně jinou velikostí prstů a tím i plochou nehtů, což by mohlo mít vliv na měření.

Vyhodnocení bude primárně probíhat ze stažených trendů časového vývoje SpO₂, kdy trendy měřených přístrojů budou porovnávány s hodnotami odpovídajících trendů

naměřených na referenčním přístroji. Pokud na nějakém přístroji není možné trend zaznamenat, budou hodnoty odečítány po stejných časových úsecích o délce jedné sekundy odečteny z pořízeného videozáznamu. Videozáznam může zároveň pomoci zpětně určit, zda tepová frekvence byla po dobu měření ve stanoveném intervalu. Průměrné hodnoty z trendů přístrojů budou pak porovnány v tabulce s průměrnou hodnotou trendu z referenčního přístroje.

3.4 Použité přístroje

V použitých přístrojích jsou zahrnuty zkoumané oxymetry a oxymetr použitý jako referenční měřidlo. Testovány byly přístroje dostupné na fakultě, což zahrnovalo přímo pulzní oxymetry, jakožto přístroje přímo specializované pro tuto funkci a patientské monitory s možností toto měření provádět.

3.4.1 Radical 7 (Masimo Corporation, Irvine, CA)

Radical 7 je ruční, snadno přenosný přístroj, který díky své technologii Rainbow, používající více vlnových délek záření, měří velké množství parametrů krevních komponent stejným principem jako klasické SpO₂. Zmíněné parametry jsou SpMET, který vyjadřuje množství methemoglobinu a je důležitý hlavně u měření saturace u novorozenců a SpCO, který vyjadřuje množství hemoglobinu s navázaným oxidem uhelnatým, což je relevantní například u kuřáků nebo u pacientů, kteří se nadýchlí zplodin u požáru atd. Další důležité funkce přístroje jsou měření tepové frekvence, které patří mezi základní náležitosti pulzních oxymetrů, a perfúzní index PI který vyhodnocuje poměr mezi proměnnou složkou a statickou složkou získaného signálu a tím i vyjadřuje míru prokrvení tkáně.

K dispozici při měření je i dokovací stanice Root (Patient Monitoring and Connectivity Platform) s velkým dotykovým displejem a s možností zobrazení více parametrů najednou. Na obrázku 3.5 je přístroj Radical 7 vyobrazený ukotvený právě v této stanici. [17]



Obrázek 3.5: Přístroj Radical 7 v dokovací stanici Root [18]

Ze stránek výrobce byly zároveň získány informace o přesnostech a intervalech měření parametrů. Přesnosti byly rozepsány (tabulka 3.2) podle různých vlivů a podle pacientů.

Tabulka 3.2: Tabulka přesností a měřeného rozsahu parametrů přístroje Radical 7 udávané výrobcem [18]

	Interval měření (%)	Přesnost		Interval hodnot (%)	Rozlišení (%)
SpO ₂	0 - 100	Běžné podmínky	Dospělý	±2	1
		(70 % - 100 %)	Novorozenci	±3	
		Pohybový artefakt	Dospělý	±3	
		(70 % - 100 %)	Novorozenci	±3	
		Nízká perfúze	Dospělý	±2	
		(70 % - 100 %)	Novorozenci	±3	
SpCO	0 - 99	Obecně	(1 % - 40 %)	±3	1
SpMET	0 - 99	Obecně	(1 % - 15 %)	±1	1
HR (bpm)	25 - 240	Běžné podmínky	Obecně	±3	1
				25 - 240	
		Pohybový artefakt	Obecně	±5	
				25 - 240	
		Nízká perfúze	Obecně	±3	
PI (%)	0,02 - 20				

3.4.2 Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN)

Libra je, s měřeními parametry SpO₂, bpm (v záznamu z přístroje PR jako pulse rate) a PA (amplituda pulsu), klasický pulzní oxymetr. Měření je tedy postaveno na absorpci záření o dvou vlnových délkách. [19]



Obrázek 3.6: Přístroj Libra [20]

Ze stránek výrobce byly opět získány informace o přesnostech a intervalech měření parametrů. Přesnosti byly rozepsány (tabulka 3.3) podle různých vlivů a podle pacientů.

Tabulka 3.3: Tabulka přesností a měřeného rozsahu parametrů přístroje Libra udávané výrobcem [19]

Interval měření	
SpO ₂ :	1 % až 100 %
Tepová frekvence:	20 až 250 bpm
Přesnost	
SpO ₂ :	(% SpO ₂ ± 1 SD)
Dospělý	70 % až 100 % ± 2%
Novorozenec	70 % až 100 % ± 3%
Nízká perfuze	70 % až 100 % ± 2%
Tepová frekvence	20 až 250 bpm ± 3%
Nízká perfuze	20 až 250 bpm ± 3%

3.4.3 M50 (Edan instruments, Inc., Šhen-čen, ČLR)

Přístroj M50 je patientský monitor nové generace od společnosti Edan. Jakožto patientský monitor nabízí velké množství funkcí, jako je EKG, tepová frekvence, Neinvazivní krevní tlak, teplotu, SpO₂ a další i s možností přidání dalších modulů. Přístroj je vybaven dotykovým displejem s uhlopříčkou 8,4 palců a možností nastavení zobrazovaných křivek. Samotné měření pulzní oxymetrie je prováděno s použitím standartní technologie dvou vlnových délek.



Obrázek 3.7: Přístroj EDAN M50 [22]

Ze stránek výrobce byly získány informace o přesnosti měření parametru SpO₂ a tepové frekvence a byly vypsány do tabulky 3.4.

Tabulka 3.4: Přesnosti měření přístroje EDAN M50 [21]

Intervaly měření	
SpO ₂ :	0 % až 100 %
Tepová frekvence:	25 bpm až 300 bpm
Přesnost měření	
SpO ₂ :	
Dospělí a děti:	± 2% (70 % až 100 %)
Novorozenci:	± 3% (70 % až 100 %)

3.4.4 Datex Ohmeda S/5 (Datex-Ohmeda, Inc, Madison, USA)

Datex Ohmeda S/5 je multifunkční patientský monitor s vyměnitelnými moduly. V tomto měření byl využit modul E-PRESTN který kromě pro nás podstatného SpO₂ disponuje měřením 12 svodového EKG, invazivního krevního tlaku, neinvazivního krevního tlaku a teploty. Pulzní oxymetr v tomto modulu používá standartní technologii dvou vlnových délek.



Obrázek 3.8: Přístroj Datex Ohmeda S/5 [24]

Ze stránek výrobce byly získány informace o přesnosti měření pulzního oxymetru v použitém modulu a byly vypsány do tabulky 3.5.

Tabulka 3.5: Přesnosti měření přístroje Datex Ohmeda S/5 [23]

Intervaly měření	
SpO ₂ :	40 % až 100%
Tepová frekvence:	30 bpm až 250 bpm
Přesnost měření	
SpO ₂ :	2 % (80 % až 100 %)
	3 % (50 % až 80 %)
Tepová frekvence:	5 bpm

3.4.5 Carescape B650 (GE Healthcare, Helsinky, Finsko)

Přístroj Carescape B650 je velice podobný přístroji Datex Ohmeda S/5, přičemž zobrazování měřených parametrů na displeji je velice podobné, avšak celý displej je u tohoto přístroje dotykový. Jedná se opět o multifunkční patientský monitor s vyměnitelnými moduly. V experimentech byl využit Patient Side Module, který opět obsahuje standartní oxymetr s využitím dvou vlnových délek a měří tak jen parametr SpO₂ a tepovou frekvenci. Další měřené parametry jsou 12 svodové EKG, invazivní i neinvazivní krevní tlak a teplota. Tento přístroj bude použit jako referenční měřidlo.



Obrázek 3.9: Přístroj Carescape B650 [26]

Ze stránek výrobce byly získány informace o přesnosti měření pulzního oxymetru v použitém modulu a byly vypsány do tabulky 3.6.

Tabulka 3.6: Přesnosti měření přístroje Carescape B650 [25]

Intervaly měření	
SpO ₂ :	40 % až 100%
Tepová frekvence	30 bpm až 250 bpm
Přesnost měření	
SpO ₂ :	2 % (80 % až 100 %)
	3 % (50 % až 80 %)
Tepová frekvence:	5 bpm

4 Výsledky

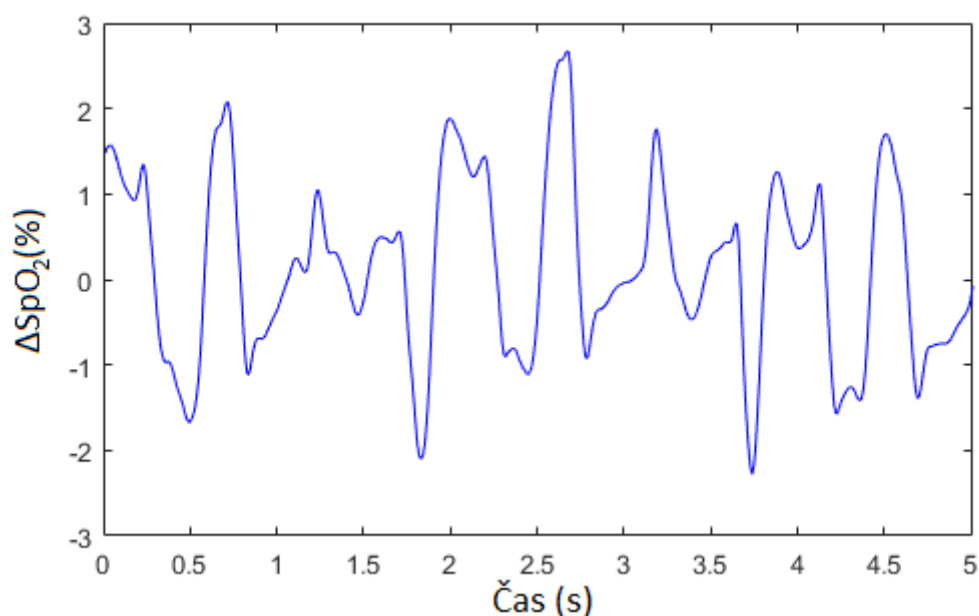
Výsledné výstupy měření a fotografie z průběhu měření byly rozříděny podle jednotlivých simulovaných vlivů a přístrojů do struktury použité v metodách (viz 3).

4.1 Výsledky experimentu – pohybový artefakt

V následujících bodech jsou zaznamenané hodnoty a vyhodnocení v tabulkách společně vždy s hodnotami získanými z referenčního měřidla.

4.1.1 Třes ruky

Vzhled křivky po aplikaci simulovaného pohybu je na k vidění na obrázku 4.1. Vyobrazený záznam byl stažen z přístroje Ohmeda S/5 v průběhu měření pomocí programu Datex Ohmeda s5 collect.



Obrázek 4.1: Vzorek pletysmografické křivky při simulaci třesu získaného pomocí Datex Ohmeda s5 collect

Tabulka 4.1: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Radical 7 při simulaci třesu

Testovaný přístroj: Radical 7					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	84	ano	ano	98	86
5	99	89	ano	ano	98	86
10	98	92	ne	ne	98	82
15	99	90	ano	ne	98	84
20	99	88	ano	ne	99	91
25	98	86	ne	ne	99	88
30	99	88	ano	ne	99	86
35	99	87	ne	ne	98	83
40	98	85	ano	ne	98	82
45	99	83	ne	ne	98	85
50	98	84	ano	ne	98	83
55	99	84	ano	ne	98	88
60	99	86	ano	ne	98	85
65	98	87	ano	ne	98	86
70	98	86	ano	ne	98	85
75	98	85	ano	ne	98	87
80	98	87	ano	ne	98	87
85	98	87	ne	ne	98	88
90	97	87	ano	ne	98	89
95	98	88	ano	ne	98	88
100	96	89	ano	ne	98	89
105	97	89	ne	ne	98	91
110	98	89	ne	ne	98	89
115	97	87	ne	ne	98	90
120	97	86	ne	ne	98	89

Tabulka 4.2: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Libra při simulaci třesu

Testovaný přístroj: Libra					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	100	86	ano	ano	98	86
5	99	87	ano	ano	98	86
10	99	88	ne	ne	98	82
15	94	87	ne	ne	98	84
20	83	87	ne	ne	99	91
25	86	88	ne	ne	99	88
30	91	89	ano	ne	99	86
35	92	89	ano	ne	98	83
40	72	90	ano	ne	98	82
45	84	89	ano	ne	98	85
50	78	90	ano	ne	98	83
55	94	92	ano	ne	98	88
60	95	92	ano	ne	98	85
65	96	89	ano	ne	98	86
70	96	90	ne	ne	98	85
75	91	89	ano	ne	98	87
80	94	88	ano	ne	98	87
85	98	88	ano	ne	98	88
90	98	90	ne	ne	98	89
95	97	90	ne	ne	98	88
100	95	90	ne	ne	98	89
105	94	91	ne	ne	98	91
110	98	90	ne	ne	98	89
115	99	93	ano	ne	98	90
120	93	92	ne	ne	98	89

Tabulka 4.3: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Edan M50 při simulaci třesu

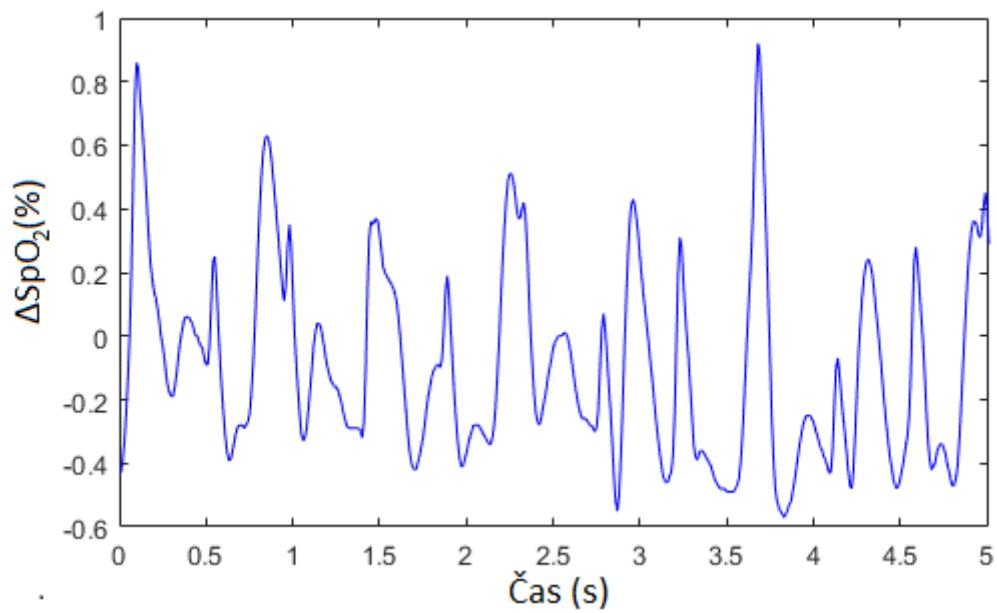
Testovaný přístroj: Edan M50					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	85	ano	ano	98	86
5	99	88	ano	ano	98	86
10	99	85	ne	ne	98	82
15	99	86	ano	ne	98	84
20	100	87	ano	ne	99	91
25	100	87	ano	ne	99	88
30	99	85	ano	ne	99	86
35	100	82	ano	ne	98	83
40	100	82	ano	ne	98	82
45	100	84	ano	ne	98	85
50	100	83	ano	ne	98	83
55	100	83	ano	ne	98	88
60	100	88	ano	ne	98	85
65	100	87	ano	ne	98	86
70	99	85	ano	ne	98	85
75	99	89	ano	ne	98	87
80	99	88	ano	ne	98	87
85	99	87	ano	ne	98	88
90	99	90	ano	ne	98	89
95	99	89	ano	ne	98	88
100	99	89	ano	ne	98	89
105	100	91	ne	ne	98	91
110	99	91	ne	ne	98	89
115	99	91	ne	ne	98	90
120	99	91	ne	ne	98	89

Tabulka 4.4: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Ohmeda S/5 při simulaci třesu

Testovaný přístroj: Ohmeda S/5					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	84	ano	ano	98	86
5	99	85	ano	ne	98	86
10	99	86	ano	ne	98	82
15	99	88	ne	ne	98	84
20	99	115	ne	ne	99	91
25	99	226	ne	ne	99	88
30	99	>250	ne	ne	99	86
35	99	>250	ne	ne	98	83
40	98	>250	ne	ne	98	82
45	98	>250	ne	ne	98	85
50	98	>250	ne	ne	98	83
55	98	>250	ne	ne	98	88
60	99	>250	ne	ne	98	85
65	99	>250	ne	ne	98	86
70	99	>250	ne	ne	98	85
75	99	>250	ne	ne	98	87
80	99	>250	ne	ne	98	87
85	100	>250	ne	ne	98	88
90	99	>250	ne	ne	98	89
95	99	>250	ne	ne	98	88
100	99	>250	ne	ne	98	89
105	98	>250	ne	ne	98	91
110	99	>250	ne	ne	98	89
115	99	>250	ne	ne	98	90
120	99	>250	ne	ne	98	89

4.1.2 Nárazový pohyb s větší výchylkou

Vzhled křivky po aplikaci simulovaného pohybu je k vidění na obrázku 4.2. Vyobrazený záznam byl stažen z přístroje Ohmeda S/5 v průběhu měření pomocí programu Datex Ohmeda s5 collect.



Obrázek 4.2: Vzorek pletysmografické křivky při simulaci nárazového pohybu získaného pomocí Datex Ohmeda s5 collect

Tabulka 4.5: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Radical 7 při simulaci nárazového pohybu

Testovaný přístroj: Radical 7					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	81	ano	ano	98	81
5	98	79	ano	ne	98	80
10	98	82	ne	ne	98	85
15	99	98	ne	ne	98	84
20	98	92	ne	ne	98	87
25	99	88	ne	ne	98	86
30	99	86	ne	ne	98	86
35	99	86	ne	ne	98	82
40	99	85	ne	ne	98	81
45	98	86	ne	ne	98	84
50	100	88	ne	ne	98	90
55	98	99	ne	ne	98	90
60	99	111	ne	ne	98	91
65	98	118	ne	ne	98	93
70	98	121	ne	ne	98	92
75	99	119	ne	ne	98	-
80	98	121	ne	ne	97	85
85	98	105	ne	ne	97	86
90	99	91	ne	ne	98	87
95	99	88	ne	ne	98	88
100	99	88	ne	ne	97	89
105	100	88	ne	ne	97	89
110	100	89	ne	ne	97	90
115	99	90	ne	ne	98	96
120	99	92	ne	ne	98	95

Tabulka 4.6: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Libra při simulaci nárazového pohybu

Testovaný přístroj: Libra					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	80	ano	ano	98	81
5	100	81	ano	ano	98	80
10	100	88	ano	ne	98	85
15	100	88	ne	ne	98	84
20	96	99	ne	ne	98	87
25	90	108	ne	ne	98	86
30	76	122	ne	ne	98	86
35	69	128	ne	ne	98	82
40	63	128	ne	ne	98	81
45	64	123	ne	ne	98	84
50	66	121	ne	ne	98	90
55	67	122	ne	ne	98	90
60	62	122	ne	ne	98	91
65	61	123	ne	ne	98	93
70	62	120	ne	ne	98	92
75	66	120	ne	ne	98	-
80	63	122	ne	ne	97	85
85	64	120	ne	ne	97	86
90	67	120	ne	ne	98	87
95	70	120	ne	ne	98	88
100	67	122	ne	ne	97	89
105	63	121	ne	ne	97	89
110	66	122	ne	ne	97	90
115	73	123	ne	ne	98	96
120	72	122	ne	ne	98	95

Tabulka 4.7: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Edan M50 při simulaci nárazového pohybu

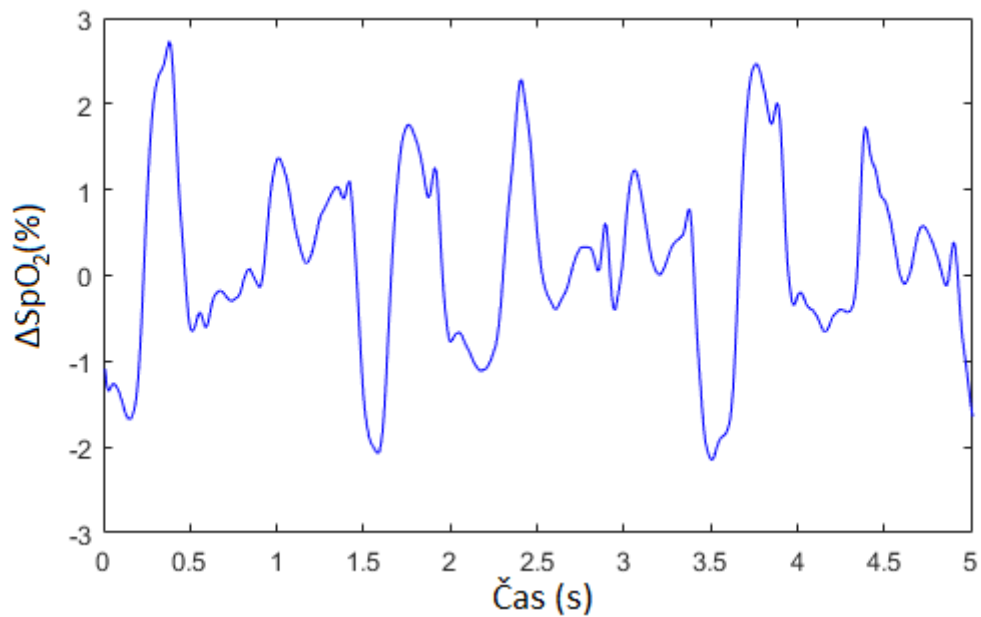
Testovaný přístroj: Edan M50						Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	
0	100	80	ano	ano	98	81	
5	99	79	ano	ne	98	80	
10	99	79	ne	ne	98	85	
15	92	80	ne	ne	98	84	
20	85	87	ne	ne	98	87	
25	80	130	ne	ne	98	86	
30	75	132	ne	ne	98	86	
35	75	130	ne	ne	98	82	
40	76	132	ano	ne	98	81	
45	79	124	ano	ne	98	84	
50	80	126	ne	ne	98	90	
55	78	121	ano	ne	98	90	
60	78	125	ano	ne	98	91	
65	79	122	ne	ne	98	93	
70	78	126	ne	ne	98	92	
75	78	118	ne	ne	98	-	
80	80	120	ne	ne	97	85	
85	77	122	ne	ne	97	86	
90	75	121	ne	ne	98	87	
95	80	120	ne	ne	98	88	
100	82	118	ne	ne	97	89	
105	95	123	ne	ne	97	89	
110	94	119	ne	ne	97	90	
115	95	120	ne	ne	98	96	
120	95	123	ne	ne	98	95	

Tabulka 4.8: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Ohmeda S/5 při simulaci nárazového pohybu

Testovaný přístroj: Ohmeda S/5					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	81	ano	ano	98	81
5	99	79	ano	ne	98	80
10	99	79	ano	ne	98	85
15	99	81	ne	ne	98	84
20	99	76	ne	ne	98	87
25	99	72	ne	ne	98	86
30	99	72	ne	ne	98	86
35	99	75	ne	ne	98	82
40	99	80	ne	ne	98	81
45	99	84	ne	ne	98	84
50	98	88	ne	ne	98	90
55	98	89	ne	ne	98	90
60	98	91	ne	ne	98	91
65	98	92	ne	ne	98	93
70	98	93	ne	ne	98	92
75	98	93	ne	ne	98	-
80	98	92	ne	ne	97	85
85	98	90	ne	ne	97	86
90	98	88	ne	ne	98	87
95	98	82	ne	ne	98	88
100	98	76	ne	ne	97	89
105	99	72	ne	ne	97	89
110	99	67	ne	ne	97	90
115	99	65	ne	ne	98	96
120	99	-	ne	ne	98	95

4.1.3 Artefakt způsobený nárazy do senzoru

Vzhled křivky po aplikaci simulovaného pohybu je na k vidění na obrázku 4.3. Vyobrazený záznam byl stažen z přístroje Ohmeda S/5 v průběhu měření pomocí programu Datex Ohmeda s5 collect.



Obrázek 4.3: Vzorek pletysmografické křivky při simulaci vnějších nárazů do senzoru získaného pomocí Datex Ohmeda s5 collect

Tabulka 4.9: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Radical 7 při simulaci vnějších nárazů do senzoru

Testovaný přístroj: Radical 7					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	98	78	ano	ano	98	77
5	99	77	ano	ne	98	79
10	97	81	ano	ne	98	81
15	99	82	ano	ne	98	80
20	99	83	ne	ne	98	80
25	99	80	ano	ano	98	78
30	100	79	ano	ano	98	79
35	99	79	ano	ano	98	80
40	99	84	ano	ne	98	83
45	98	91	ano	ano	98	85
50	100	89	ne	ne	98	90
55	99	89	ano	ne	98	90
60	99	89	ano	ano	98	87
65	99	87	ano	ano	98	84
70	100	86	ano	ano	98	83
75	100	85	ano	ne	98	89
80	100	82	ano	ne	99	77
85	100	78	ano	ano	99	73
90	97	77	ne	ne	99	73
95	97	78	ano	ne	99	81
100	100	79	ano	ano	99	77
105	99	78	ano	ano	99	77
110	99	76	ano	ano	99	80
115	99	79	ano	ano	98	82
120	99	80	ano	ano	98	81

Tabulka 4.10: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Libra při simulaci vnějších nárazů do senzoru

Testovaný přístroj: Libra					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	100	79	ano	ano	98	77
5	99	80	ano	ne	98	79
10	100	81	ano	ano	98	81
15	100	80	ne	ne	98	80
20	100	79	ano	ne	98	80
25	100	78	ano	ano	98	78
30	100	77	ano	ne	98	79
35	100	79	ne	ne	98	80
40	99	82	ano	ne	98	83
45	99	83	ano	ne	98	85
50	100	88	ano	ano	98	90
55	100	87	ano	ano	98	90
60	100	89	ano	ne	98	87
65	100	85	ano	ne	98	84
70	99	88	ne	ne	98	83
75	100	82	ano	ne	98	89
80	100	75	ano	ne	99	77
85	100	76	ano	ne	99	73
90	100	79	ano	ne	99	73
95	100	78	ano	ano	99	81
100	100	77	ne	ne	99	77
105	100	78	ano	ne	99	77
110	100	79	ano	ne	99	80
115	99	80	ano	ne	98	82
120	99	81	ne	ne	98	81

Tabulka 4.11: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Edan M50 při simulaci vnějších nárazů do senzoru

Testovaný přístroj: Edan M50					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	85	ano	ano	98	86
5	99	88	ano	ano	98	86
10	99	85	ne	ne	98	82
15	99	86	ano	ne	98	84
20	100	87	ano	ne	99	91
25	100	87	ano	ne	99	88
30	99	85	ano	ne	99	86
35	100	82	ano	ne	98	83
40	100	82	ano	ne	98	82
45	100	84	ano	ne	98	85
50	100	83	ano	ne	98	83
55	100	83	ano	ne	98	88
60	100	88	ano	ne	98	85
65	100	87	ano	ne	98	86
70	99	85	ano	ne	98	85
75	99	89	ano	ne	98	87
80	99	88	ano	ne	98	87
85	99	87	ano	ne	98	88
90	99	90	ano	ne	98	89
95	99	89	ano	ne	98	88
100	99	89	ano	ne	98	89
105	100	91	ne	ne	98	91
110	99	91	ne	ne	98	89
115	99	91	ne	ne	98	90
120	99	91	ne	ne	98	89

Tabulka 4.12: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Ohmeda S/5 při simulaci vnějších nárazů do senzoru

Testovaný přístroj: Ohmeda S/5					Reference	
Čas (s)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)	Srdeční cykly	Dikrotický zářez	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
0	99	79	ano	ano	98	77
5	98	77	ano	ano	98	79
10	98	74	ne	ne	98	81
15	99	72	ne	ne	98	80
20	99	73	ne	ne	98	80
25	99	75	ne	ne	98	78
30	99	73	ne	ne	98	79
35	99	74	ano	ne	98	80
40	99	81	ano	ne	98	83
45	99	81	ne	ne	98	85
50	99	84	ne	ne	98	90
55	99	86	ano	ne	98	90
60	99	88	ne	ne	98	87
65	98	89	ne	ne	98	84
70	98	88	ne	ne	98	83
75	98	86	ne	ne	98	89
80	98	86	ne	ne	99	77
85	98	82	ano	ne	99	73
90	98	77	ano	ne	99	73
95	98	76	ano	ano	99	81
100	98	81	ne	ne	99	77
105	98	81	ne	ne	99	77
110	98	78	ne	ne	99	80
115	98	79	ne	ne	98	82
120	98	82	ne	ne	98	81

4.2 Výsledky experimentu – nízká perfuze

Výstup měření vlivu nízké perfuze na testované přístroje je v následující kapitole vyneseno v tabulkách vždy společně s údaji z reference a s údaji o perfúzním indexu PI z přístroje Radical 7 (Masimo).

Tabulka 4.13: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Radical 7 při simulaci nízké perfuze

Testovaný přístroj: Radical 7					Reference	
Čas (t)	SpO ₂ (%)	bpm	Čitelnost křivky	PI (%)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
2	98	77	čitelná	2,00	99	81
4	96	80	čitelná	1,80	99	82
6	96	80	utlumená	1,30	99	82
8	96	79	utlumená	1,20	99	83
10	97	80	čitelná	1,00	99	87
12	97	82	čitelná	0,85	99	91
14	97	85	čitelná	0,63	99	91
16	97	85	čitelná	0,64	98	89
18	97	89	čitelná	0,67	98	89
20	96	89	čitelná	0,76	98	90
22	95	89	čitelná	0,91	98	89
24	96	88	čitelná	1,10	98	87
26	97	88	čitelná	1,20	98	88
28	96	87	čitelná	1,10	98	90
30	96	88	čitelná	0,95	98	91
32	95	91	čitelná	1,00	98	90
34	95	88	bez pulzace	1,10	98	87
36	95	87	utlumená	1,00	98	87
38	96	90	utlumená	0,75	98	91
40	95	89	čitelná	0,62	98	91
42	95	88	utlumená	0,47	98	87
44	94	85	utlumená	0,70	98	85
46	95	83	utlumená	0,42	98	86
48	95	84	čitelná	0,37	98	87
50	94	85	bez pulzace	0,38	97	88
52	94	88	utlumená	0,53	97	89
54	94	90	čitelná	0,80	97	92
56	94	90	čitelná	0,92	97	92
58	94	90	utlumená	0,94	97	91
60	94	88	utlumená	1,50	97	86
62	95	88	utlumená	0,53	97	86
64	93	87	čitelná	0,52	98	85
66	94	87	čitelná	0,62	98	83

Tabulka 4.14: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Libra při simulaci nízké perfuze

Testovaný přístroj: Libra					Reference	
Čas (t)	SpO ₂ (%)	bpm	Čitelnost křivky	PI (%)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
2	97	83	čitelná	2,00	99	81
4	96	82	utlumená	1,80	99	82
6	96	81	utlumená	1,30	99	82
8	96	81	bez pulzace	1,20	99	83
10	96	83	bez pulzace	1,00	99	87
12	94	83	utlumená	0,85	99	91
14	90	84	bez pulzace	0,63	99	91
16	92	84	bez pulzace	0,64	98	89
18	91	86	utlumená	0,67	98	89
20	92	86	utlumená	0,76	98	90
22	94	86	bez pulzace	0,91	98	89
24	94	87	bez pulzace	1,10	98	87
26	92	88	utlumená	1,20	98	88
28	92	90	utlumená	1,10	98	90
30	93	89	utlumená	0,95	98	91
32	93	87	bez pulzace	1,00	98	90
34	92	86	bez pulzace	1,10	98	87
36	92	86	bez pulzace	1,00	98	87
38	93	86	bez pulzace	0,75	98	91
40	92	84	bez pulzace	0,62	98	91
42	92	84	bez pulzace	0,47	98	87
44	92	84	bez pulzace	0,70	98	85
46	91	84	bez pulzace	0,42	98	86
48	91	84	bez pulzace	0,37	98	87
50	93	85	bez pulzace	0,38	97	88
52	94	85	bez pulzace	0,53	97	89
54	92	87	utlumená	0,80	97	92
56	92	86	čitelná	0,92	97	92
58	91	85	bez pulzace	0,94	97	91
60	91	85	bez pulzace	1,50	97	86
62	90	85	bez pulzace	0,53	97	86
64	90	85	bez pulzace	0,52	98	85
66	90	88	bez pulzace	0,62	98	83

Tabulka 4.15: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Edan M50 při simulaci nízké perfuze

Testovaný přístroj: Edan M50					Reference	
Čas (t)	SpO ₂ (%)	bpm	Čitelnost křivky	PI (%)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
2	100	78	utlumená	2,00	99	81
4	100	79	utlumená	1,80	99	82
6	100	79	utlumená	1,30	99	82
8	100	75	utlumená	1,20	99	83
10	100	78	utlumená	1,00	99	87
12	100	78	utlumená	0,85	99	91
14	100	77	utlumená	0,63	99	91
16	100	79	utlumená	0,64	98	89
18	100	79	čitelná	0,67	98	89
20	100	79	utlumená	0,76	98	90
22	99	82	utlumená	0,91	98	89
24	99	82	utlumená	1,10	98	87
26	99	82	utlumená	1,20	98	88
28	99	83	utlumená	1,10	98	90
30	99	85	utlumená	0,95	98	91
32	99	89	utlumená	1,00	98	90
34	99	89	utlumená	1,10	98	87
36	99	87	bez pulzace	1,00	98	87
38	99	87	utlumená	0,75	98	91
40	99	87	bez pulzace	0,62	98	91
42	99	87	bez pulzace	0,47	98	87
44	100	87	p. artefakt	0,70	98	85
46	100	86	p. artefakt	0,42	98	86
48	99	82	utlumená	0,37	98	87
50	100	85	utlumená	0,38	97	88
52	100	85	utlumená	0,53	97	89
54	100	85	utlumená	0,80	97	92
56	100	81	čitelná	0,92	97	92
58	99	82	utlumená	0,94	97	91
60	99	84	utlumená	1,50	97	86
62	99	84	utlumená	0,53	97	86
64	99	84	utlumená	0,52	98	85
66	99	83	p. artefakt	0,62	98	83

Tabulka 4.16: Naměřená data a vyhodnocení křivky pro přístroj Ohmeda S/5 při simulaci nízké perfuze

Testovaný přístroj: Ohmeda S/5					Reference	
Čas (t)	SpO ₂ (%)	bpm	Čitelnost křivky	PI (%)	SpO ₂ (%)	HR (bpm)
2	100	85	utlumená	2,00	99	81
4	100	85	bez pulzace	1,80	99	82
6	98	83	bez pulzace	1,30	99	82
8	-	83	bez pulzace	1,20	99	83
10	-	-	bez pulzace	1,00	99	87
12	-	-	bez pulzace	0,85	99	91
14	-	-	bez pulzace	0,63	99	91
16	-	-	bez pulzace	0,64	98	89
18	-	-	utlumená	0,67	98	89
20	93	89	utlumená	0,76	98	90
22	93	89	bez pulzace	0,91	98	89
24	93	89	bez pulzace	1,10	98	87
26	94	88	bez pulzace	1,20	98	88
28	94	88	utlumená	1,10	98	90
30	94	85	utlumená	0,95	98	91
32	94	85	utlumená	1,00	98	90
34	94	85	utlumená	1,10	98	87
36	-	80	bez pulzace	1,00	98	87
38	-	-	bez pulzace	0,75	98	91
40	-	-	bez pulzace	0,62	98	91
42	-	-	bez pulzace	0,47	98	87
44	-	-	bez pulzace	0,70	98	85
46	-	-	bez pulzace	0,42	98	86
48	-	-	utlumená	0,37	98	87
50	-	-	bez pulzace	0,38	97	88
52	-	-	bez pulzace	0,53	97	89
54	-	-	utlumená	0,80	97	92
56	88	-	utlumená	0,92	97	92
58	88	-	bez pulzace	0,94	97	91
60	88	-	bez pulzace	1,50	97	86
62	-	-	bez pulzace	0,53	97	86
64	-	-	bez pulzace	0,52	98	85
66	-	-	utlumená	0,62	98	83

4.3 Výsledky experimentu – vliv lakovaných nehtů

Výstupem měření jsou jedna tabulka pro každý přístroj s hodnotami naměřenými na nabarvených nehtech. Každá tabulka má dvě části, první obsahuje hodnoty nehtů s větší plochou a druhá obsahuje hodnoty nehtů s plochou menší. V obou částech jsou vloženy i příslušné hodnoty referenčního měřidla. V tabulkách jsou průměrné hodnoty saturace ve stažených trendech parametru SpO₂ a směrodatné odchylky.

Tabulka 4.17: Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky naměřených hodnot u různých barev laků pro přístroj Radical 7

Barva laku	Větší plocha nehtů		Menší plocha nehtů	
	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty
	SpO ₂ (%)		SpO ₂ (%)	
Fialová	96,3 ± 0,6	96,6 ± 0,6	97,3 ± 0,4	96,9 ± 0,7
Světle zelená	95,6 ± 0,6	96,5 ± 0,5	97,5 ± 0,5	97,0 ± 0,0
Tmavě zelená	93,7 ± 0,4	95,5 ± 0,5	96,8 ± 0,5	97,7 ± 0,4
Hnědočervená	96,0 ± 0,2	95,9 ± 0,3	98,5 ± 0,6	97,5 ± 0,5
Tmavě modrá	97,7 ± 0,4	97,0 ± 0,1	98,0 ± 0,2	97,4 ± 0,5
Světle modrá	99,1 ± 0,3	95,9 ± 0,3	96,9 ± 0,9	97,2 ± 0,4
Metalická	99,5 ± 0,5	98,0 ± 0,0	96,1 ± 0,8	97,9 ± 0,3

Tabulka 4.18: Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky naměřených hodnot u různých barev laků pro přístroj Libra

Barva laku	Větší plocha nehtů		Menší plocha nehtů	
	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty
	SpO ₂ (%)		SpO ₂ (%)	
Fialová	98,6 ± 0,5	98,0 ± 0,0	96,6 ± 0,5	97,9 ± 0,3
Světle zelená	95,4 ± 0,6	96,6 ± 0,6	96,7 ± 0,7	96,9 ± 0,7
Tmavě zelená	95,0 ± 0,6	96,5 ± 0,5	95,8 ± 0,4	97,0 ± 0,0
Hnědočervená	95,9 ± 0,4	95,5 ± 0,5	96,3 ± 0,5	97,7 ± 0,4
Tmavě modrá	93,9 ± 0,7	95,9 ± 0,3	99,1 ± 0,3	97,5 ± 0,5
Světle modrá	87,8 ± 0,9	97,0 ± 0,1	97,9 ± 0,2	97,4 ± 0,5
Metalická	97,1 ± 0,2	95,9 ± 0,3	96,9 ± 0,2	97,2 ± 0,4

Tabulka 4.19: Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky naměřených hodnot u různých barev laků pro přístroj Edan M50

Barva laku	Větší plocha nehtů		Menší plocha nehtů	
	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty
	SpO ₂ (%)		SpO ₂ (%)	
Fialová	97,5 ± 0,5	95,9 ± 0,3	98,1 ± 0,4	97,2 ± 0,4
Světle zelená	99,5 ± 0,5	98,0 ± 0,0	98,6 ± 0,9	97,9 ± 0,3
Tmavě zelená	97,0 ± 0,8	96,6 ± 0,6	97,7 ± 0,5	96,9 ± 0,7
Hnědočervená	97,1 ± 0,4	96,5 ± 0,5	97,1 ± 0,5	97,0 ± 0,0
Tmavě modrá	96,1 ± 0,3	95,5 ± 0,5	99,7 ± 0,5	97,7 ± 0,4
Světle modrá	95,4 ± 3,1	95,9 ± 0,3	98,1 ± 0,6	97,5 ± 0,5
Metalická	98,8 ± 0,4	97,0 ± 0,1	97,8 ± 0,5	97,4 ± 0,5

Tabulka 4.20: Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky naměřených hodnot u různých barev laků pro přístroj Ohmeda S/5

Barva laku	Větší plocha nehtů		Menší plocha nehtů	
	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty	Naměřené hodnoty	Referenční hodnoty
	SpO ₂ (%)		SpO ₂ (%)	
Fialová	96,8 ± 0,4	97,0 ± 0,1	98,3 ± 0,2	97,4 ± 0,5
Světle zelená	98,5 ± 0,2	95,9 ± 0,3	95,1 ± 0,3	97,2 ± 0,4
Tmavě zelená	96,6 ± 0,5	98,0 ± 0,0	99,4 ± 0,1	97,9 ± 0,3
Hnědočervená	97,5 ± 0,5	96,6 ± 0,6	96,3 ± 0,6	96,9 ± 0,7
Tmavě modrá	94,6 ± 1,8	96,5 ± 0,5	97,8 ± 0,1	97,0 ± 0,0
Světle modrá	93,9 ± 0,4	95,5 ± 0,5	98,0 ± 0,1	97,7 ± 0,4
Metalická	97,3 ± 0,4	95,9 ± 0,3	98,9 ± 0,6	97,5 ± 0,5

Tabulka 4.21: Průměrné hodnoty, jejich směrodatné odchylky a intervaly tepové frekvence naměřených hodnot při provedených měřeních na referenčním přístroji

Měření	Větší plocha nehtů		Menší plocha nehtů	
	SpO ₂ (%)	HR rozpětí (bpm)	SpO ₂ (%)	HR rozpětí (bpm)
1	96,6 ± 0,6	86 - 95	96,9 ± 0,7	91 - 99
2	96,5 ± 0,5	87 - 95	97,0 ± 0,0	82 - 90
3	95,5 ± 0,5	84 - 90	97,7 ± 0,4	83 - 89
4	95,9 ± 0,3	84 - 91	97,5 ± 0,5	82 - 91
5	97,0 ± 0,1	80 - 88	97,4 ± 0,5	85 - 92
6	95,9 ± 0,3	80 - 88	97,2 ± 0,4	84 - 94
7	98,0 ± 0,0	72 - 81	97,9 ± 0,3	85 - 92

5 Diskuse

Výsledkem práce je porovnání přístrojů na základě provedeného experimentu. Jako nejspolehlivější přístroj v podmínkách s přítomností vybraných třech artefaktů ukázal přístroj Radical 7, který v žádném měření nezaznamenal výpadky měření a jeho hodnoty SpO_2 se pohybovaly mimo udaný interval přesnosti maximálně o 1 %. Na druhou stranu přístroj Libra se jevil jako nejméně přesný. Tento přístroj vykazoval výpadky měření ve dvou ze tří částí pohybového artefaktu a v části experimentu se simulovanou nízkou perfuzí. Hodnoty naměřené v těchto částech se výrazně odlišovaly od hodnot reference. U dvou zbylých přístrojů (Edan M50, Ohmeda S/5) se zásadnější výpadky měření projeví v jedné části experimentu. U přístroje Edan M50 to bylo v případě nárazového pohybu a u přístroje Ohmeda S/5 u nízké perfuze.

Experiment byl tedy založen na využití čtyř dostupných pulzních oxymetrů nebo patientských monitorů s touto funkcí. Měřené přístroje byly Radical 7, Libra, Edan M50, Datex Ohmeda S/5 a na přístroji Carescape B650 byly získávány referenční hodnoty.

V první části experimentu byl testován vliv pohybového artefaktu. Celkově vzato nebyl u třesu ani nárazového pohybu patrný dikrotický zářez u žádného z přístrojů. Největší vliv měl na přístroje nárazový pohyb, kdy nebyl jasně patrný rozdíl mezi srdečními ozvami a účinky pohybu. Pohyb senzoru měl naopak vliv nejmenší a po většinu experimentu byly u všech přístrojů patrné srdeční cykly i dikrotický zářez. Při aplikaci třesu byl patrný vliv pouze na přístroje Libra a Ohmeda S/5. U přístroje Libra došlo k výrazné nepřesnosti při měření SpO_2 , přičemž hodnota klesla až na 72 % při referenční hodnotě 98 % (tabulka 4.1), přičemž přesnost udaná výrobcem je 4 % (vždy bude brána v potaz přesnost referenčního přístroje). U přístroje Ohmeda S/5 šlo o nepřesnost v určování tepové frekvence (tabulka 4.4), ale hodnoty SpO_2 byly v souladu s referencí. Hodnoty přístrojů Radical 7 a Edan M50 byly v rozmezí přesnosti udávané výrobcem. Při aplikaci nárazového pohybu byl zjištěn velký vliv na tepovou frekvenci, kdy žádný z přístrojů se hodnotami nevyskytoval v mezích přesností udávanými výrobcem. Hodnoty SpO_2 byly výrazně ovlivněny u přístrojů Libra (tabulka 4.6) a Edan M50 (tabulka 4.7). Hodnoty přístroje Libra klesly až na hodnotu 61 % při referenční hodnotě 97 % (přesnost udávaná výrobcem je 4 %). Hodnoty přístroje Edan M50 klesly na hodnotu 75 % při

referenční hodnotě 98 % (přesnost udávaná výrobcem je 4%). U ostatních přístrojů byly hodnoty v mezích udaných výrobcí (tabulky 4.5 a 4.8). Lehké nárazy do senzoru neukázaly dopad na přesnost měření SpO₂ u žádného z přístrojů a hodnoty tepové frekvence byly jen mírně vychýlené (tabulky 4.9, 4.10, 4.11, 4.12). Příčinou bylo, že se nepodařilo senzory na prstech dostatečně pohnout ani u jednoho z přístrojů, což v podstatě dokazuje, že výrobci při výrobě senzorů s touto možností počítali a jejich konstrukce je tak odolná proti lehčím nárazům zvenčí, například pogumováním vnitřku senzoru, jeho vytvarováním, aby co největší plochou přilnul k prstu, nebo zvolením správné síly pružiny která senzorem svírá prst. Výsledným shrnutím této části experimentu by tedy mohlo být, že nejhůře odolává pohybovému artefaktu přístroj Libra, který měl neuspokojivé výsledky ve dvou ze třech částí. Druhý nejméně přesný byl přístroj Edan M50 s výraznou nepřesností hodnot SpO₂ v jedné části.

Pro simulování nízké perfuze bylo v průběhu vývoje experimentu použito několik postupů. První verzí bylo navození nízké perfuze pomocí lahve se zmraženou vodou, kterou se ruka ochlazovala. Tento postup byl časově náročný a nedosahoval požadovaných výsledků (perfuzní index klesl pouze na hodnotu 0,7 % po 45 minutách). Náhradou pro tento postup bylo zvoleno zaškrcení paže páskem. Ani tento postup nebyl vhodný, ač dosahoval požadovaných hodnot, hlavně co se týče citlivosti měnění hodnoty perfuze. Ve finální verzi bylo použito zvednutí ruky více fázovým pozvolným pohybem až nad hlavu, čímž, jak se ukázalo, lze nastolit dostatečně nízké prokrvení tkáně. Postup však opět nebyl bezchybný, hlavně protože zvednutím ruky se eliminoval dikrotický zářez v pletysmografické křivce (tento problém se rovněž vyskytoval u simulace páskem). Zároveň nebylo snížení perfuze dostatečně citlivě regulovatelné a výsledkem bylo spíše opakované kolísání perfuze intervalu $PI = 0,3 - 1$. I přes nesnáze simulace nízké perfuze prokázala zajímavé výsledky, kdy kromě Edan M50 (tabulka 4.15) se všechny přístroje během měření dostali hodnotou SpO₂ mimo přesnost udávanou výrobcem. V případě přístroje Radical 7 se jednalo o vychýlení mimo tento interval pouze o 1 % (tabulka 4.13) a křivka byla po většinu měření zřetelná. Zároveň je možné si povšimnout, že určování parametru PI je u tohoto přístroje o několik sekund zpožděné oproti událostem patrným na pletysmografické křivce, což je možné přisuzovat průměrovacímu oknu, které přístroj používá. Přístroj Libra se během měření SpO₂ od hodnoty reference lišil až o 8 % (přesnost udávaná výrobcem je v tomto případě 5%) a křivka nebyla většinu měření vůbec patrná (tabulka 4.14). Přístroj Ohmeda S/5 většinu času průběhu měření nedokázal určit

hodnotu saturace ani hodnotu tepové frekvence. A hodnoty zaznamenané se od reference lišily až o 10 % (tabulka 4.16). Nejméně odolný v této části byl tedy přístroj Ohmeda S/5, který po většinu času parametry vůbec neměřil. Druhým nejméně úspěšným se podle měření jeví přístroj Libra, který se měřením pohyboval mimo vymezenou přesnost.

Ve třetí části, zabývající se vlivem lakovaných nehtů, svými naměřenými hodnotami v naprosté většině případů odpovídali testované přístroje referenci. U přístroje Radical 7 byla největší odchylka (3 %) zaznamenána u měření světlejší modré barvy na nehtech s větší plochou (tabulka 4.17). Přístroj Libra měl s touto barvou opět na větší ploše výraznější potíže a lišil se od reference o 9 % (při přesnosti udávané výrobcem 4 %). Ostatní naměřené hodnoty přístroje Libra odpovídají hodnotám reference v mezích daných přesností (tabulka 4.18). Přístroj Edan M50 nezaznamenal jediné významné odchýlení od hodnot reference (tabulka 4.19) u fialové barvy na větší ploše však udával hodnotu tepové frekvence okolo 170 bpm, ale hodnota reference se pohybovala okolo 85 bpm. Tato nepřesnost mohla být způsobena utlumením prvního, vyššího hrotu, patrného na jedné periodě pletysmografické křivky, a jedna ozva tak byla brána jako dvě. Přístroj Ohmeda S/5 rovněž neukázal významnou odchylku od referenčního měření v parametru SpO₂ ani v tepové frekvenci. Největší rozdíly mezi přístroji v této části měření se tedy nacházejí v rychlosti vyhledávání signálu jednotlivých přístrojů. U větší plochy nehtů měly největší potíže nalézt signál přístroje Ohmeda S/5 a Edan M50. Je to zřejmě způsobeno odstíněním záření senzorů, které pak v nedostatečné míře dopadá na detektor. Obecně se ukázalo, že při větší ploše nehtů se prodlužuje čas počátečního načtení signálu (a to přibližně třikrát) a stabilita následného měření je také horší než u plochy menší. U zmíněných přístrojů bylo potřeba posunout senzor lehce mimo plochu nehtu, aby byl signál získán. Vliv na rychlost načítání signálu a na jeho stabilitu však nebyly součástí tohoto měření a na jejich přesné vyhodnocení by musel být sestaven další experiment. Z vybraných barev činily přístrojům největší problémy barvy modré a zelené, přesněji světlejší modrá a tmavě zelená. Měření vybraných barev však neukázalo žádný zásadní „nebezpečný“ vliv. Pro potvrzení tohoto tvrzení by však musela být provedena velice rozsáhlá sada experimentů zaměřená pouze na vliv lakovaných nehtů.

Průběh experimentu a výsledky jeho vyhodnocení poukazují na nemalý vliv artefaktů na přesnost měření pulzních oxymetrů, kdy kromě přístroje Radical 7 udávaly všechny přístroje alespoň v jednom bodě testování hodnoty mimo udávané přesnosti. Největší vliv měl pohybový artefakt. Klinický význam tohoto artefaktu se vztahuje hlavně na přepravu

pacientů, kdy se nadá zcela zamezit pohybu těla pacienta. Rovněž snížená perfuze prokázala značné ovlivnění přesnosti některých přístrojů. Hodnoty PI při zmíněném ovlivnění byly extrémní, avšak jejich dosažení v reálu není nemožné. Vliv lakovaných nehtů nebyl jednoznačně prokázán. Při větší ploše nehtů ale mají vliv na stabilitu měření a rychlost počátečního načtení hodnot. V této práci však byl zkoumán pouze jejich vliv na hodnoty SpO₂ a zkoumání stability měření a načítání hodnot by bylo předmětem jiného měření.

6 Závěr

Výsledkem práce je porovnání přístrojů pro měření pulzní oxymetrie na základě sestaveného experimentu pro zjišťování vlivu artefaktů na přesnost měření. Zkoumané artefakty byly: pohybový artefakt, kde byly zvoleny tři druhy pohybu (třes, pohyb s větší amplitudou a pohyb senzoru), nízká perfúze periferních tkání a nalakované nehty různými barvami. Měřené přístroje byly Radical 7 (Masimo, Irwine, CA), Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN), M50 (Edan instruments, Inc., Šhen-čen, ČLR), Datex Ohmeda S/5 (GE Healthcare, Helsinky, Finsko). Z experimentu vyšel jako nejlepší přístroj Radical 7, jehož data v žádné části experimentu nebyla výrazně vzdálená od referenčních hodnot. U přístroje Edan M50 byly patrné výpadky měření v části experimentu zaměřené na nárazový pohyb. Přístroj Ohmeda S/5 vykazoval výpadky měření při vlivu nízké perfúze. Jako nejméně přesný se po vyhodnocení experimentu ukázal přístroj Libra. Výpadky měření byly u tohoto přístroje patrné ve dvou ze tří simulovaných pohybů a také při vlivu nízké perfúze. Je tedy vhodný spíše na lůžkové oddělení s rutinním sledováním SpO₂, kde není pohybový artefakt příliš četný, stejně jako náhlé změny perfúze.

Význam artefaktů byl prokázán u pohybu a nízké perfúze, které měly na některé z přístrojů nezanedbatelný vliv. Experiment neprokázal zásadní vliv lakovaných nehtů na přesnost měření saturace, poukázal však na další aspekty, které by mohly být zkoumány, jako například vliv plochy nalakovaných nehtů. Větší plocha nehtů zpomalovala přístroje v počátečním načítání dat a získaný signál poté byl méně stabilní než u plochy menší. Z experimentu vyplývá, že některé přístroje jsou vhodné například pro měření při transportu pacienta kvůli účinné filtraci pohybového artefaktu. U měření pacientů s extrémně nízkou perfúzí jsou vhodné jen některé přístroje, což je důležité hlavně pro přístroje používané záchrannou službou. Pro další přístroje je nejlepší využití při sledování pacientů na lůžkovém oddělení s malým výskytem zmíněných komplikací.

Seznam použité literatury

- [1] SINEX, James E. Pulse oximetry: Principles and limitations. *The American Journal of Emergency Medicine*. 1999, **17**(1), 59-66. DOI: 10.1016/S0735-6757(99)90019-0. ISSN 07356757. Dostupné také z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735675799900190>
- [2] DEMEULENAERE, Susan. Pulse Oximetry: Uses and Limitations. *The Journal for Nurse Practitioners*. 2007, **3**(5), 312 – 317.
- [3] YÖNT, Gülendamar Hakverdioğlu, Esra Akin KORHAN a Berna DIZER. The effect of nail polish on pulse oximetry readings. *Intensive and Critical Care Nursing*. 2014, **30**(2), 111-115. ISSN 0964-3397.
- [4] JAKPOR, Otana. Do artificial nails and nail polish interfere with the accurate measurement of oxygen saturation by pulse oximetry? *Young Scientists Journal*. 2011, **4**(9), 33-. DOI: 10.4103/0974-6102.83388. ISSN 0974-6102. Dostupné také z:
<http://www.ysjournal.com/text.asp?2011/4/9/33/83388>
- [5] PULSE OXIMETRY - IN DEPTH: NELLCOR UK TRAINING PROGRAMME. *EBME: Biomedical and Clinical Engineering Website* [online]. UK: EBME [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: <http://www.ebme.co.uk/articles/clinical-engineering/77-pulse-oximetry-in-depth?showall=&limitstart=>
- [6] SYNEK, Josef. *Pulsní Oxymetr v Labview*. Brno, 2010. Dostupné také z:
https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=30333.
Bakalářská práce. Vysoké Učení Technické v Brně. Vedoucí práce Vratislav Čimel
- [7] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3
- [8] JUBRAN, Amal. Pulse oximetry. *Critical Care*. 2015, **19**(1), -. DOI: 10.1186/s13054-015-0984-8. ISSN 1364-8535. Dostupné také z: <http://ccforum.com/content/19/1/272>

- [9] BOTHMA, P.A., G.M. JOYNT, J. LIPMAN, H. HON, B. MATHALA, J. SCRIBANTE aj. KROMBERG. Accuracy of pulse oximetry in pigmented patients. *South African Medical Journal*. 1996, **86**(5), 594 – 596.
- [10] CLARKE, Geoffrey W. J., Adrian D. C. CHAN a Andy ADLER. Effects of motion artifact on the blood oxygen saturation estimate in pulse oximetry. *2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. IEEE, 2014, , 1-4. DOI: 10.1109/MeMeA.2014.6860071. ISBN 978-1-4799-2921-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6860071/>
- [11] LEE, Juwon, Wongeun JUNG, IkTae KANG, Youngil KIM a Gunki LEE. Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry. *Computer Standards*. 2004, **26**(3), 241-249. DOI: 10.1016/S0920-5489(03)00077-1. ISSN 09205489. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0920548903000771>
- [12] Pulse Oximetry and Low Perfusion. *RT magazine* [online]. 2007 [cit. 2017-02-22]. Dostupné z: <http://www.rtmagazine.com/2007/02/pulse-oximetry-and-low-perfusion/>
- [13] FLUCK JR MSC RRT, Robert R, Christine SCHROEDER RRT, Greg FRANI CRT, Brad KROPF CRT a Brenda ENGBRETSON PHD. Does Ambient Light Affect the Accuracy of Pulse Oximetry? *Respiratory care*. 2003, **48**(7), 677 – 680. ISSN 0020-1324.
- [14] GEHRING, H., C. HORNBERGER, H. MATZ, E. KONECNY a P. SCHUMUCKER. The effects of motion artifact and low perfusion on the performance of a new generation of pulse oximeters in volunteers undergoing hypoxemia. *Respiratory Care*. 2002, **47**(1), 48 – 60.
- [15] HINKELBEIN, Jochen, Heike KOEHLER, Harald V. GENZWUERKER a Fritz FIEDLER. Artificial acrylic finger nails may alter pulse oximetry measurement. *Resuscitation*. 2007, **74**(1), 75-82. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2006.11.018. ISSN 03009572. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300957206007805>
- [16] YAMAMOTO MD MPH MBA, Loren G, Julienne A YAMAMOTO, Joelle B YAMAMOTO, Brennan E YAMAMOTO a Patricia P YAMAMOTO RNC. Page 1

Nail Polish Does Not Significantly Affect Pulse Oximetry Measurements in Mildly Hypoxic Subjects. *Respiratory care*. 2008, **53**(11), 1470 - 1474. ISSN 0020-1324.

- [17] ČSN EN ISO 80601-2-61. *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-61: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů pro pulzní oxymetrii*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2011, 80 s.
- [18] Masimo - Rainbow SET Pulse Oximeters - Radical-7. *Masimo.com* [online]. Irwine, CA [cit. 2017-01-4]. Dostupné z: <http://www.masimo.com/rainbow/Radical7.htm>
- [19] Nellcor™ Bedside SpO₂ Patient Monitoring System. *Medtronic.com* [online]. Minneapolis, MN [cit. 2017-01-5]. Dostupné z: <http://www.medtronic.com/covidien/products/pulse-oximetry/nellcor-bedside-spo2-patient-monitoring-system>
- [20] Covidien Nellcor bedside SpO₂ monitor. In: *Medicaldevice-network: FDA clears Covidien Nellcor bedside SpO₂ monitor* [online]. Kable Intelligence Limited, 2012 [cit. 2017-01-5]. Dostupné z: [http://static.progressivemediagroup.com/uploads/imagelibrary/nri/medicaldevice/news/Nellcor\(TM\)%20Bedside%20SpO2%20Patient%20Monitoring%20System.jpg](http://static.progressivemediagroup.com/uploads/imagelibrary/nri/medicaldevice/news/Nellcor(TM)%20Bedside%20SpO2%20Patient%20Monitoring%20System.jpg)
- [21] EDAN USA: iM50/M50 Patient Monitor. *EDAN USA* [online]. USA: EDAN USA, 2016 [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: <http://www.edanusa.com/Product/iM50M50-Patient-Monitor.html>
- [22] IM50 Monitor. In: *USmedevice* [online]. USA: USmedevice [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: <http://www.usmedevice.com/31-97-thickbox/edan-im50-monitor.jpg>
- [23] Datex Ohmeda S/5 E-Modules - Service manual. In: *Frank's Hospital Workshop* [online]. USA: Datex-Ohmeda, 2005 [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/anaesthesia/service_manuals/Datex-Ohmeda_S-5_E-Modules_-_Service_manual.pdf

- [24] Datex Ohmeda (GE) S/5 Compact Anesthesia Monitor (E Modules). In: *Integriss Equipment: Medical Equipment Specialists* [online]. USA [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: <http://www.integrisequipment.com//v/vspfiles/photos/DOS5AMCE-2T.jpg>
- [25] GEHC-Service-Manual_CARESCAPE-Monitor-B650-v1-2011. In: *GE Healthcare Worldwide* [online]. General Electric Company, 2011 [cit. 2017-03-13]. Dostupné z: http://www3.gehealthcare.com/sitecore%20modules/web/~/_media/downloads/us/services/equipment%20services/support-center/daylight-savings-time/life-support-systems/gehc-service-manual_carescape-monitor-b650-v1-2011.pdf
- [26] GE Carescape B650 Patient Monitor. In: *DRE Medical, Inc* [online]. USA [cit. 2017-03-13]. Dostupné z: https://www.dremed.com/catalog/images/ge_carescape_b650_front_lg.jpg