



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SROVNÁNÍ PULSNÍCH OXIMETRŮ

TITLE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

PAVLA KARAFIÁTOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. RADIM KOLÁŘ, PH.D.

BRNO 2011

Abstrakt

Tato práce se zabývá problematikou pulsních oximetrů. V práci jsou popsány metody měření kyslíku v krvi a základní součásti pulsního oximetru. Následuje seznámení s absorbancí světla založené na Beerově zákoně a její využití v pulsní oximetrii. Dále jsou v práci popsány různé používané typy sond a jejich vlastnosti a také algoritmy pro zpracování signálu. Součástí práce je vlastní měření a vyhodnocení na testeru pulsních oximetrů SECULIFE i na dobrovolnících.

Klíčová slova

Pulsní oximetr, absorbance, LED dioda, algoritmus, měření kyslíku v krvi, prstová sonda, absorpční křivka, Beerův zákon, tester pulsních oximetrů

Abstract

This work deals with the pulse oximetres. The thesis describes the methods of measuring oxygen in blood and basic parts of pulse oximeter. It follows introduction to light absorbancy based on Beer's law and its usage in pulse oximetry. The thesis also describes different probes and its properties and also algorithms for signal processing. Measuring and evaluating on tester SECULIFE and volunteers is part of this thesis.

Key words

Pulse oximeter, absorbancy, LED diod, algorythm, measuring of oxygen in blood, finger probe, curve of absorption, Berr's law, tester of pulse oximeters

Bibliografická citace

KARAFIÁTOVÁ, P. Srovnání pulsních oximetrů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 50 s. Vedoucí semestrální práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Srovnání pulsních oximetrů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....

podpis autorky

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Radimovi Kolářovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

podpis autora

Obsah

1	Úvod	7
2	Fyziologie krve a absorbance světla v pulsní oximetrii	8
2.1	Lambert - Beerův zákon	8
2.2	Extinční koeficient hemoglobinu	11
2.3	Lambert - Beerův zákon v pulsní oximetrii	12
2.4	Platnost Lambert-Beerova zákona v pulsní oximetrii	13
2.5	Kalibrační křivka používaná v pulsní oximetrii	14
3	Metody stanovení množství kyslíku v krvi	15
3.1	Chemické metody	15
3.2	In vitro oximetry	17
4	Jednotlivé části pulsního oximetru	19
4.1	LED	19
4.2	Fotodioda	19
4.3	Sondy	19
4.4	Analogové zesilovače a zpracování signálu	20
4.5	Všeobecné kroky zpracování signálů	21
4.6	Zdroje chyb	21
5	Sondy používané v pulsní oximetrii	22
5.1	Propustné sondy	22
5.2	Odrázové sondy	22
5.3	MRI sondy	23
5.4	Sondy pro opakované použití	24
5.5	Jednorázové sondy	25
5.6	Zdroje chyb sond způsobené umístěním	25
6	Simulátory využívané u testerů pulsních oximetrů	26

6.1	Simulátory používající krev	26
6.2	Simulátory nevyužívající krev	26
6.3	Tester pulsních oximetrů Seculife Ox	27
7	Teorie ke statistickému zpracování výsledků měření	28
7.1	Testování shodnosti výsledků	28
7.2	Studentův test	28
8	Vlastní měření	29
8.1	Měření na testeru Seculife Ox	29
8.2	Měření na dobrovolnících	37
9	Závěr	43
10	Seznam použité literatury	44
11	Seznamy zkratk a symbolů	45
12	Přílohy	46

1 Úvod

Pulsní oximetrie je metoda, která nám umožňuje měřit nasycení krve kyslíkem. Tato metoda je neinvazivní a často používaná na jednotkách intenzivní péče a v horské medicíně. Pulsní oximetr je volně dostupný přístroj, který dokáže včas odhalit nebezpečí nízké saturace krve kyslíkem vedoucí k hypoxii tkání. Tato bakalářská práce je zaměřena na srovnání pulsních oximetrů a ověření jejich přesnosti při měření pomocí simulátoru SECULIFE i na dobrovolnících. Cílem je získat teoretický základ o měření pulsními oximetry a následně prakticky měřit saturaci kyslíkem a tepovou frekvenci na dobrovolnících. Výsledkem bude statistické vyhodnocení měření a srovnání vlastností pulsních oximetrů dostupných na Ústavu biomedicínského inženýrství na VUT v Brně.

- Veškeré obrázky použité v textu jsou převzaty z knihy [1] Design of pulse oximeters, WEBSTER, J.G.

2 Fyziologie krve a absorbance světla v pulsní oximetrii

Hemoglobin je červené krevní barvivo, které je důležitou složkou erytrocytu. Skládá se z molekuly bílkoviny globinu, která je složena ze čtyř polypeptidových řetězců s navázanou složkou hem. Hem má ve středu iont Fe^{2+} , který je schopný na sebe vázat molekulu O_2 . Tento děj probíhá také reverzibilně a hem je schopný na sebe vázat i CO_2 . Obecně tento děj začíná v alveolách plicních sklípků, kde se O_2 váže na hemoglobin a vytvoří tak oxyhemoglobin, který je tělním oběhem distribuován ke tkáním, kde se uvolní a vytvoří se tak deoxyhemoglobin, který se následně navázáním molekuly CO_2 mění na karbaminohemoglobin a putuje zpět do alveol a tento děj se opakuje. Existují také další formy hemoglobinu jako například karboxyhemoglobin s navázaným CO nebo methemoglobin s navázanou molekulou methyly.

2.1 Lambert - Beerův zákon

Lambert-Beerův zákon popisuje zeslabení světla procházející jednotným médiem obsahující absorbuující látku. Pokud dopadající monochromatické světlo o intenzitě I_0 vstupuje do média, tak část tohoto světla projde přes médium a část se absorbuje. Intenzita světla prošlého médiem klesá exponenciálně se vzdáleností

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd}. \quad (2.1)$$

Kde $\varepsilon(\lambda)$ je extinkční koeficient na specifické vlnové délce, c je koncentrace látky a d je délka optické dráhy přes látku.

Lambert – Beerův zákon nepočítá s fyzikálními procesy jako je odraz světla od látky nebo rozptyl světla v látce.

Propustnost a absorbance světla

Propustnost (T) světla procházejícím skrz látku s absorbuující vlastností je definována jako poměr propuštěného světla I ku dopadajícímu světlu I_0

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd}. \quad (2.2)$$

Nerozptýlená absorbance (A) je definována jako negativní přirozený logaritmus propustnosti světla

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd. \quad (2.3)$$

Pro více absorbentů platí, že celková absorbance A_t světa v látce s neabsorbujícími látkami je součet jejich absorbancí

$$A_t = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_id_i. \quad (2.4)$$

Kde $\varepsilon_i(\lambda)$ a c_i reprezentují extinkční koeficienty a koncentrace látky i a d_i reprezentuje délku optické dráhy procházející látkou.

Odhad nasycení krve kyslíkem pomocí Lambert-Beerova zákona

Absorpční koeficienty okysličeného a ochuzeného hemoglobinu jsou různé na většině vlnových délek, vyjma jednoho bodu, kde jsou si vlnové délky rovny. Pokud je prst vystaven dopadajícímu světlu a je změřená okamžitá intenzita, rozdíl mezi tímto je množství absorbovaného světla, což obsahuje informaci o množství oxidovaného hemoglobinu v krvi. Lambert-Beerův zákon musí být upraven tak, aby se odstranily vstupní intenzity světla a délky optické dráhy jako proměnné. Změnu v arteriální propustnosti vyjádříme jako

$$T_{\Delta A} = e^{-\alpha_A \Delta d}. \quad (2.5)$$

Kde $T_{\Delta A}$ je změna arteriální propustnosti, α_A je relativní absorbance a Δd je měnící se délka absorpční části prstu. Zařízení využívající tento princip je nezávislé na intenzitě dopadajícího světla.

Odstranění tloušťky optické dráhy jako proměnné docílíme takto:

$$\ln T_{\Delta A} = -\alpha_A \Delta d \quad (2.6)$$

Vybíráme si vždy jednu vlnovou délku z červené a druhou z infračervené oblasti elektromagnetického spektra. Poměr propustnosti arteriální krve a krevních složek v obou oblastech vyplývá z rovnice (4.3).

$$\frac{\ln T_{\Delta AR}}{\ln T_{\Delta AIR}} = \frac{-\alpha_A(\lambda_R)\Delta d}{-\alpha_A(\lambda_{IR})\Delta d} \quad (2.7)$$

Kde $T_{\Delta AR}$ se rovná změně v arteriální propustnosti světla v červené vlnové délce a $T_{\Delta AIR}$ je změna v arteriální propustnosti v infračervené vlnové délce. Protože diody bývají

umístěny blízko sebe a délka dráhy světla je přibližně stejná, můžeme tento člen vypustit.

Zbývá nám tedy:

$$\frac{\ln T_{\Delta AR}}{\ln T_{\Delta AIR}} = \frac{\alpha_A(\lambda_R)}{\alpha_A(\lambda_{IR})}. \quad (2.8)$$

Rovnice (4.5) je nezávislá na intenzitě světla a změně tloušťky prstu. Pro jednoduchost se měří poměr R_{OS} definovaný z rovnice.

$$R_{OS} = \frac{\alpha_A(\lambda_R)}{\alpha_A(\lambda_{IR})}. \quad (2.9)$$

Fotodioda, která je umístěna naproti červené a infračervené LED diodě přijímá prošlé světlo obou vlnových délek. Získaná intenzita světla se mění s každým pulsem a má vysoké a nízké hodnoty označované jako R_H a R_L . Vzhledem k rozdílu mezi těmito hodnotami bylo zjištěno, že

$$R_L = I_0 e^{-[\alpha(\lambda_R)d + \alpha_A(\lambda_R)\Delta d]}. \quad (2.10)$$

Podobně také

$$R_H = I_0 e^{-\alpha(\lambda_R)d}. \quad (2.11)$$

Pokud vezmeme poměr těchto veličin, získáme

$$\frac{R_L}{R_H} = e^{-\alpha(\lambda_R)\Delta d}. \quad (2.12)$$

Dále logaritmováním získáme

$$\ln\left(\frac{R_L}{R_H}\right) = -\alpha(\lambda_R)\Delta d. \quad (2.13)$$

Stejný vztah platí také pro infračervenou vlnovou délku. A poměrem kombinací těchto rovnic získáme vztah

$$\frac{\ln\left(\frac{R_L}{R_H}\right)}{\ln\left(\frac{IR_L}{IR_H}\right)} = \frac{-\alpha(\lambda_R)\Delta d}{-\alpha(\lambda_{IR})\Delta d}. \quad (2.14)$$

Vzhledem k tomu, že můžeme vykrátit Δd i mínusy, získáme následně konečný vzorec

$$R_{OS} = \frac{\alpha_A(\lambda_R)}{\alpha_A(\lambda_{IR})} = \frac{\ln\left(\frac{R_L}{R_H}\right)}{\ln\left(\frac{IR_L}{IR_H}\right)}. \quad (2.15)$$

Stanovení poměru ukazatele vyžaduje přesné měření obou složek signálu; základních i pulsačních. Základní složka přibližuje intenzity dopadajícího světla na detektor a velikost základní složky v daném časovém okamžiku se přibližně rovná úrovni označené jako R_H . Vypočítané hodnoty R (nebo také R_{OS}) následně využíváme při výpočtu saturace krve kyslíkem ze vzorce (2.8).

2.2 Extinční koeficient hemoglobinu

Hemoglobin je hlavní světelný absorbent vlnových délek používaných v pulsní oximetrii v lidské krvi.

Funkční hemoglobiny

Hlavní funkcí hemoglobinu je kyslík navázaný v plicních kapilárách uvolňovat do tkání. Hemoglobiny, které jsou schopny vykonávat tuto funkci, se nazývají funkční hemoglobiny. Hemoglobin, na kterém je právě navázán kyslík, je nazýván oxyhemoglobinem (HbO_2) a naopak hemoglobin bez kyslíku je ochuzený hemoglobin (Hb). Funkční saturace kyslíkem (SO_2) se měří v procentech a určuje množství oxyhemoglobinu ve srovnání se součtem oxyhemoglobinu a ochuzenému hemoglobinu

$$\text{Funkční } SO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \cdot 100\% . \quad (2.16)$$

Nefunkční hemoglobiny

Nefunkční hemoglobiny nepodporují transport kyslíku do tkání. Buď nejsou schopni reverzibilně vázat kyslík, nebo zabraňují kyslíku se uvolnit. Čtyři nejběžnější jsou methemoglobin ($MetHb$), karboxyhemoglobin ($COHb$), sulfhemoglobin a karboxysulfhemoglobin.

Frakční saturace hemoglobinu vypočítáme jako poměr koncentrace oxyhemoglobinu ku celkovému hemoglobinu

$$Frakční\ SO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{celkový\ hemoglobin}} \cdot 100\%. \quad (2.17)$$

Kde celkový hemoglobin reprezentuje všechny druhy hemoglobinu zastoupené v krvi

2.3 Lambert - Beerův zákon v pulsní oximetrii

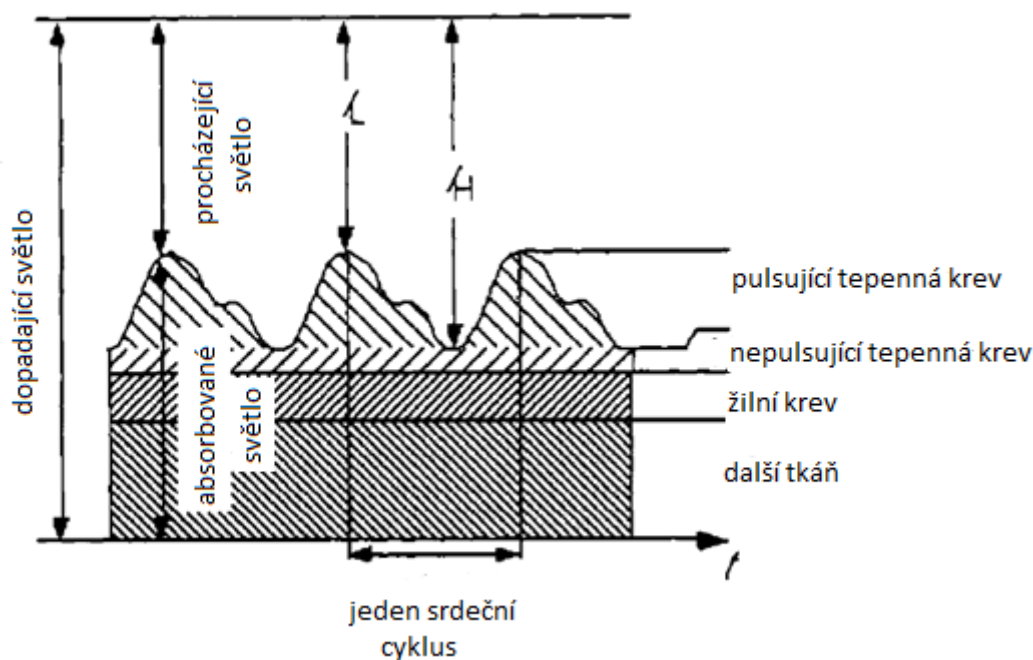
Pulsní oximetry stanovují saturaci kyslíkem v arteriální krvi měřením absorpance světla v živé tkáni na dvou vlnových délkách a pomocí pulzace tepének rozlišují mezi absorbancí arteriální krve a dalších absorbentů.

Nejčastěji volíme pro měření pulsními oximetry vlnovou délku 660nm, protože je mezi extinčními koeficienty největší rozdíl. Absorbance spektra ochuzeného hemoglobinu a oxyhemoglobinu jsou poměrně ploché na 660nm a 940nm. Různé druhy hemoglobinu mají různé absorbance a arteriální a žilní krvi.

Na základě Lambert - Beerova zákona odvodíme celkovou absorbanci A_t obsahující pouze ochuzený nebo okysličený hemoglobin jako absorbující látku ze vztahu (2.4)

$$A_t = \varepsilon_{HbO_2(\lambda)} c_{HbO_2} d_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb(\lambda)} c_{Hb} d_{Hb}. \quad (2.18)$$

Pulzace krve je způsobena tím, že arterie obsahují více krve během systoly než během diastoly a navíc přitom značně kolísá tlak v cévách. Absorbance v době systoly také roste, protože větší množství hemoglobinu absorbuje více světla a také protože arterie má větší průměr a tím roste optická vzdálenost (obr. 2.1).



Obrázek 2.1 Znáznornění vlivu pulzace během jednoho srdečního cyklu na absorpci

2.4 Platnost Lambert-Beerova zákona v pulsní oximetrii

Dopadající světlo procházející lidskou tkání není rozděleno pouze do absorbovaného a procházejícího světla, jak předkládá Lambert-Beerův zákon. Některé části světla se odráží a jiné se rozptylují. Odrazy světla na povrchu kůže a lehké absorbance v důsledku jiných tkání než pulzující arteriální krve nejsou rozeznatelné na pletysmografické křivce. Přesto povrch kůže, tkání, svalů, kostí a zejména krev způsobují rozptyl světla, který zvyšuje absorbanci. Krev je nehomogenní kapalina, která je schopna nelineární absorpce světla, díky například odlišné koncentraci hemoglobinu. Změny ve světelné absorbanci nejsou důsledkem zvýšení optické dráhy během systoly. To by způsobilo pouze malou změnu. Příčinou je změna v ose červených krvinek, které mění taky svoji absorbanci. Červené krvinky mají tvar bikonkávního disku. Jejich hlavní průměr je v souladu se směrem průtoku krve během diastoly a zároveň kolmo ke směru toku během systoly. Proto délka optické dráhy je větší během systoly a zvyšuje absorbanci světla. Dokonce i odrazivost světla se mění s osou červených krvinek, což je důležité pro použití odrazivých sond. V důsledku těchto vlastností se absorbance a odrazivost krve liší v rámci srdečního cyklu a rychlosti proudění.

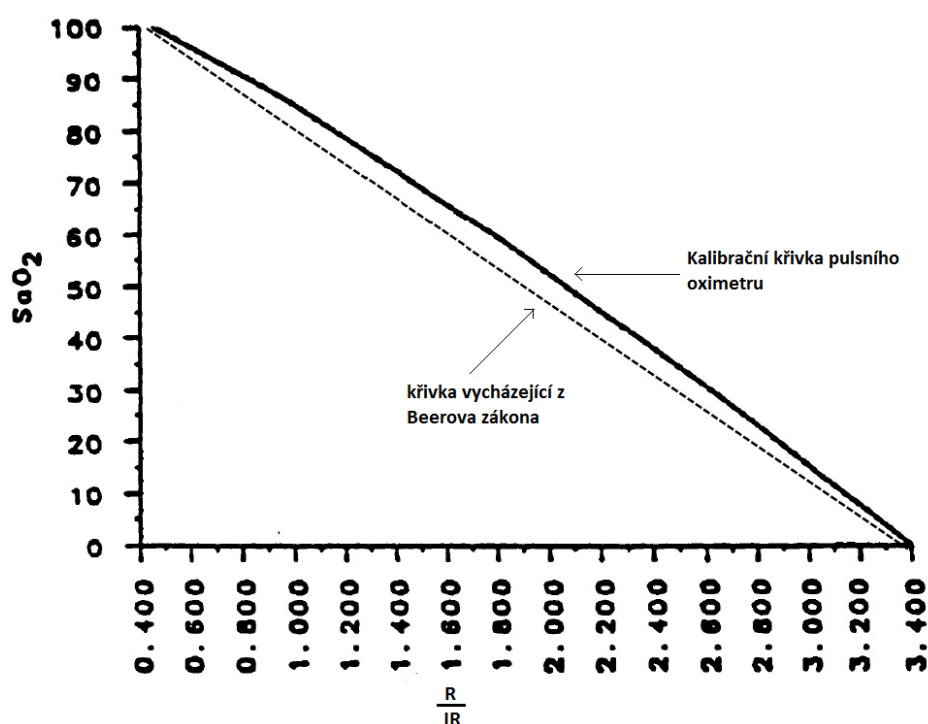
2.5 Kalibrační křivka používaná v pulsní oximetrii

Obchodní pulsní oximetry jsou kalibrovány z údajů získaných in vitro. Tyto údaje jsou získané v klinických studiích a jsou shromážděné v pulsním oximetru. Pulsní oximetr vypočítá poměr absorbancí a aktuální arteriální saturace kyslíkem SaO_2 je k němu přiřadí empiricky z uložených dat obsahujících převodní tabulky.

Vztáhnout naměřené hodnoty k hodnotám poměrů načtených z oximetru můžeme pomocí rovnice teoretické kalibrační křivky založené na Beerově zákonu popsané vztahem

$$S_pO_2 = \frac{k_1 - k_2 R}{k_3 - k_4 R}. \quad (2.18)$$

Konstanty k_i jsou založeny na klinických studiích, aby co nejvíc souhlasily s in vitro naměřenými daty.



Obrázek 2.2 Empirický vztah mezi arteriální saturací kyslíkem a normalizovaným poměrem R/IR , což je poměr absorbancí na dvou vlnových délkách. Arteriální saturaci lze získat na základě Lambert-Beerova zákona jako funkci poměru R/IR .

3 Metody stanovení množství kyslíku v krvi

Oximetrie je obecný termín, který poukazuje na optické měření saturace oxyhemoglobinu v krvi (Peterson 1986). Pulzní oximetrie je pouze jedna z těchto technologií. Jedna z nejranějších metod měření obsahu kyslíku v krvi je Gradwohllova metoda, která popisuje dvě kolorimetrické metody odhadu oxyhemoglobinu v krvi přímým porovnáním s barevnou stupnicí a potom Dareova metoda používající tenkou vrstvu naředěné krve, která je srovnána se sérií barevných snímků. Tallquistova metoda umísťuje kapku krve na savý papír a následně srovnává se stupnicí barevných bloků vytištěných na papíře.

3.1 Chemické metody

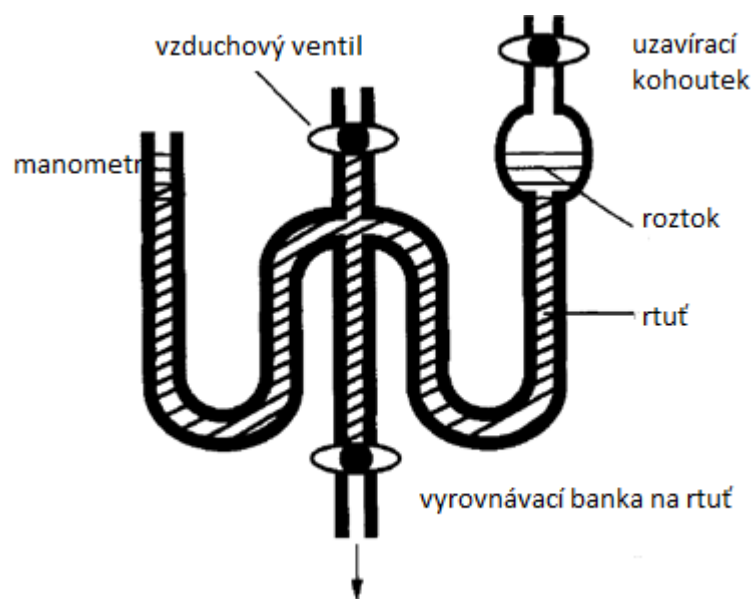
Obsah kyslíku v krvi se stanoví pomocí chemických reakcí vedoucích k odstranění kyslíku z krve. Chemické reakce bývají poměrně pomalé a mohou trvat až 20 minut.

Van Slykeova metoda

Vzorek krve je anaerobně zaveden do přístroje spolu se vzorkem kyanoželezitanu draselného, což je uvolňující agent, jež dokáže uvolnit různé plyny z krve. Po odstranění CO_2 ze směsi jsou zbývající plyny stlačené do pevně stanoveného objemu a výsledný tlak P_1 se měří manometrem. Kyslík je pak absorbován hydrosulfidem sodným $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_4$. Zbývající plyny jsou znovu stlačeny do stejného pevně stanoveného objemu a naměříme konečný tlak P_2 . Rozdíl těchto dvou tlaků je parciální tlak kyslíku, který byl obsažen ve vzorku krve. Obsah kyslíku krevního vzorku se vypočítá:

$$\text{mlO}_2 \text{ na } 100\text{ml krve} = K(P_1 - P_2) \quad (3.1)$$

Kde K je konstanta vztahující se k činidlům, přístrojům a objemu vzorku krve. Tuto techniku není jednoduché provést, jelikož k přesnému výsledku jsou nezbytné technické znalosti a zkušenosti s touto chemickou reakcí. Nicméně Van Slykeův přístroj poskytuje měření s přesností 0,03%.



Obrázek 3.1 Van Slykeův přístroj

Metoda směšovacích stříkaček

Tato metoda také měří množství kyslíku propouštěné ze vzorku krve na chemická činidla. Přístroj se skládá ze dvou injekčních stříkaček připojených k manometru. Jedna je přesná automatická stříkačka poskytující stálý objem činidla a druhá automatická stříkačka naplněná kyslíkem uvolňuje agent a pak se vyprázdní. Tyto vnitřní vrstvy stříkačky s činidlem udržují krev od jakéhokoli kontaktu se vzduchem. Kyslík uvolňuje činidlo se známým parciálním tlakem (P_r). Automatická stříkačka poté čerpá objem krve (V_b) ze směšovací stříkačky. Objem krve a objem známého roztoku činidla (V_r) se mísí tam a zpět mezi stříkačkami. Parciální tlak kyslíku krevního činidla (P_s) je pak měřen krevní analýzou plynů. Obsah kyslíku se pak vypočte z rovnice

$$mlO_2 \text{ na } 100ml \text{ krve} = \alpha \frac{V_r + V_b}{V_b} \left[P_s - \left(\frac{V_r}{V_r + V_b} P_r \right) \right]. \quad (3.2)$$

Kde α je koeficient rozpustnosti kyslíku v krvi závislý na teplotě, při které bylo měření prováděno. Hodnotu získáme buď vlastním měřením, nebo z referenčních tabulek.

Clarkovy elektrody

Clarkova elektroda využívá základní principy chemické oxidace a redukce pro měření parciálního tlaku kyslíku v roztoku. Je to běžné snímací zařízení používající analyzátory pro stanovení parciálního tlaku kyslíku v krvi. Tyto elektrody lze také použít k měření in vivo jako katetrové elektrody. Existuje několik různých verzí. Některé mají anodu a katodu v jedné elektrodě a jiné mají referenční elektrodu umístěnou na kůži.

Galvanické elektrody

Tato elektroda je ve fungování podobná Clarkově elektrodě s tím rozdílem, že má omezenou životnost díky spotřebě elektrolytu.

3.2 In vitro oximetry

Spektrofotometry

Spektrofotometrie je základem pro všechny oximetrie. Atomy všech molekul vibrují podle jedinečných schémat typických pro každou látku. Jak světlo prochází látkou, frekvence světla, která je podobná vibrační frekvenci je absorbována. Spektrofotometr měří intenzitu světla přenášené skrz látku v určité vlnové délce. Frakce absorbovaného světla na specifické vlnové délce určuje absorpci nebo extinční koeficient látky. Ten může být znázorněn graficky jako spektrum a je pro každou látku jedinečný.

Fotodetektor je zařízení, které převádí intenzitu světla na elektrický proud. Měřením intenzity dopadajícího světla na látku (I_0) a měřením intenzity látkou propouštěného světla (I), se propustnost (T) látky vypočítá

$$T = \frac{I}{I_0}. \quad (3.3)$$

Protože každá molekula absorbuje stejné části světla, je absorbance (A) světla přes látku přímo úměrná koncentraci látky a může být vypočítána

$$A = -\log T. \quad (3.4)$$

K nalezení množství látky v roztoku může být použit Lambert-Beerův zákon.

CO-oximetr

CO-oximetry jsou speciálně navržené spektrofotometry k analýze koncentrace několika různých typů hemoglobinů, včetně redukovaného hemoglobinu (Hb), oxyhemoglobinu (HbO_2), karboxyhemoglobinu (COHb) a methemoglobinu (MetHb). Každý z těchto typů má vlastní křivku extinčního koeficientu.

4 Jednotlivé části pulsního oximetru

Myšlenka využití pulzující povahy arteriální krve v oximetrii patřila Takuo Aoyagi, který pracoval v Japonsku pro Nihon KOHDEN Corporation. Následně se více firem snažilo tyto oximetry zdokonalit a firma Nellcor nakonec produkovala pulsní oximetry s mikroprocesory, které byly menší, levnější, nebylo třeba je kalibrovat a byly dostatečně přesné pro klinické účely. Dnes najdeme pulsní oximetry v každé jednotce intenzivní péče.

4.1 LED

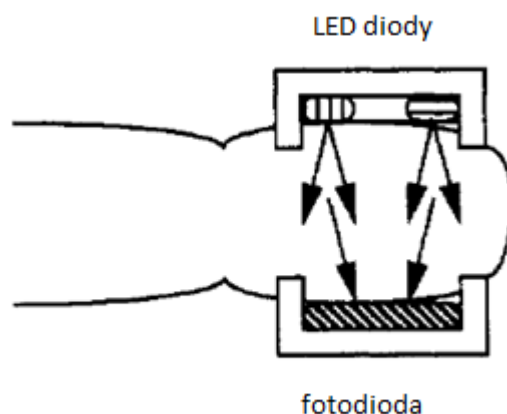
Jedno z velkých vylepšení oproti dřívějším dimetrům bylo použití LED technologie jako zdroje světla. LED diody mohou přenášet velké množství světla vzhledem k malému množství elektrického proudu. Základem pulsního oximetru je mikroprocesorový systém pro synchronizaci pulsace LED diod se vzorky odebrané z analogově-digitálního převodníku, takže absorpance detekovaná fotodiodou může být přidělena správné LED. Mikroprocesor také poskytuje kontrolní a časový rozvrh pro demodulátor, modulátor, LED diody a kontrolní obvody. Pro pulsní oximetry byly vybrány dvě vlnové délky o hodnotách 660 nm a 940 nm, protože právě na těchto vlnových délkách se extinkční koeficienty hemoglobinu a oxyhemoglobinu nejvíce liší.

4.2 Fotodioda

Fotodetektor je křemíková fotodioda, která vyrábí proud lineárně úměrný k intenzitě světla. Pokroky v křemíkových technologiích umožňují, aby byly fotodiody dostatečně malé. Tyto výhody pomohly k tomu, že jsou pulsní oximetry přesnější a pohodlnější zařízení než dřívější oximetry. Fotodiody neumí rozlišovat mezi červeným a infračerveným světlem, ale přizpůsobí to tak, že mikroprocesorový systém střídavě zapíná a vypíná LED.

4.3 Sondy

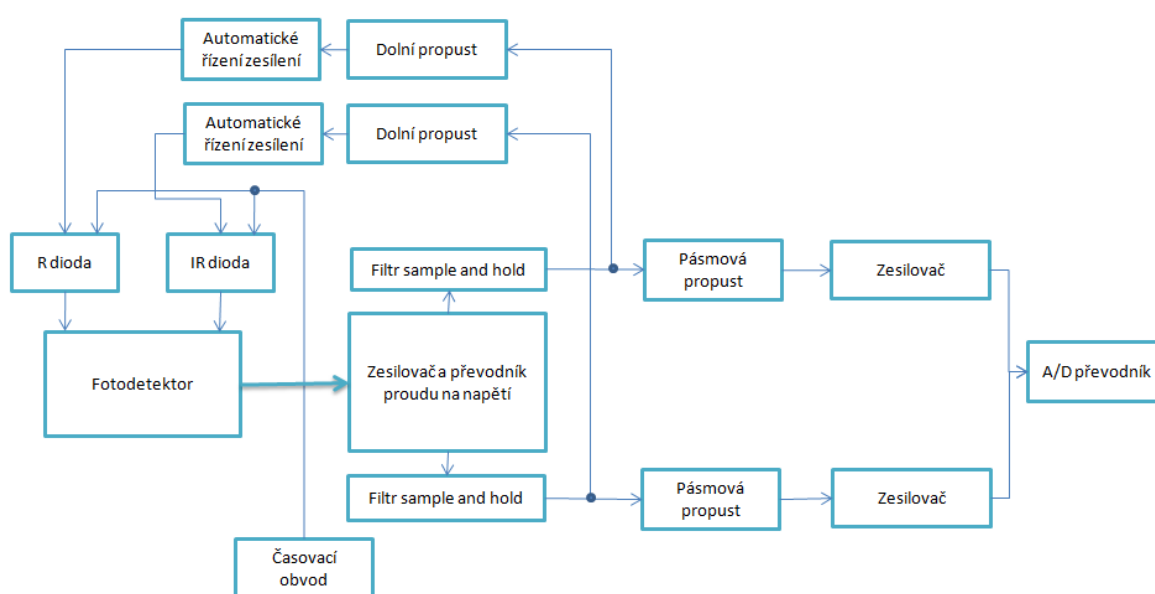
Díky pokročilým technologiím ve fotodiodách a LED mohou být sondy velmi malé a umožňují připojit pulsní oximetr vodiči. Pulsní oximetry měří množství světla, které projde látkou v prstové sondě.



Obrázek 4.1 Pulsní oximetr měřící množství světla procházející látkou pomocí dvou LED

4.4 Analogové zesilovače a zpracování signálu

Fotodetektor generuje proud úměrný intenzitě světla, poté je tento proud v analogovém zesilovači převeden na napětí. Demodulátor používá číslicový filtr sample-and-hold pro vzorkovací načasování obvodu a pro časování spouštění a automatické řízení zesílení červených a infračervených LED diod. Dále je navzorkovaný signál zpracován filtrem typu pásmová propust a je zesílen v zesilovači. Z něj jde signál dále do A/D převodníku. Využitím dat získaných z analogově digitálního převodníku mikroprocesor vypočítává tzv. poměr poměrů. Z poměru poměrů a hodnoty rezistoru mikroprocesor pokračuje nahlédnutím do empirických tabulek pro jeho hodnoty saturace. Některé pulsní oximetry používané při EKG mají další algoritmus pro redukci šumu.



Obrázek 4.2 Blokové schéma pulsního oximetru

4.5 Všeobecné kroky zpracování signálů

Stanovení poměru R_{OS} vyžaduje přesné měření obou, základních i pulsačních, složek signálu. Základní složka signálu aproximuje intenzitu dopadajícího světla na detektor pouze tehdy, je-li pevná nepulsující absorpční složka přítomna v prstu. Tato složka signálu je relativně konstantní v průběhu velmi krátkých intervalů a neliší se od nepulsační složky fyziologickými změnami. Při relativně dlouhých intervalech se tato složka již může lišit výrazně. Velikost základní složky v daném okamžiku se přibližně rovná úrovni označené R_H . Nicméně základní složka i jako úroveň uvedená jako R_L a u pulsujících komponent se pohybuje mezi hodnotami R_H a R_L v daném pulsu. Typické je, že pulsující složka může být velmi malá v porovnání se základní složkou. Vzhledem k tomu, že pulsující části jsou menší, musíme jim věnovat větší pozornost při jejich měření. Pokud se celý signál včetně základní a pulsační části zesílí a je převeden do digitálního formátu pro mikropočítač, je zbytečná vysoká přesnost konverze, protože podstatná část je využita ke změření základní složky.

V tomto procesu je podstatná část základní složky nazývaná kompenzační napětí V_{OS} a to je odečteno ze vstupního signálu V_1 . Zbývající pulsační část je zesílena a digitalizována pomocí analogově-digitálního převodníku. Digitální rekonstrukce je pak vyráběna obrácením procesu kde digitálně poskytovaná informace umožní získ odstraněných částí zpět a kompenzované napětí je přidáno zpět. Tento krok je nutný, protože celý signál včetně základní a pulsující složky je použit při procesu měření nasycení kyslíkem.

4.6 Zdroje chyb

Tři obecné zdroje chyb spojené se zpracováním signálu algoritmy jsou pohybový artefakt, snížení sytosti a nízká úroveň perfuze. Pohybový artefakt je hlavní problém, který je obvykle kvůli pohybům svalů pacienta a toto na sondě navozuje rušivé impulsy, které jsou podobné arteriálním pulsům.

5 Sondy používané v pulsní oximetrii

Sondy pulsních oximetrů sestávají ze dvou LED diod různých vlnových délek a detektoru. Vlnové délky LED diod jsou vybrány na 660nm a 940nm a jako detektor je použita fotodiody.

Flexibilní kabel spojující sondu s pulsním oximetrem nese elektrickou energii pro LED a signál z fotodiody. V závislosti na návrhu, může kabel obsahovat také přívodní kabely pro teplotní senzor.

5.1 Propustné sondy

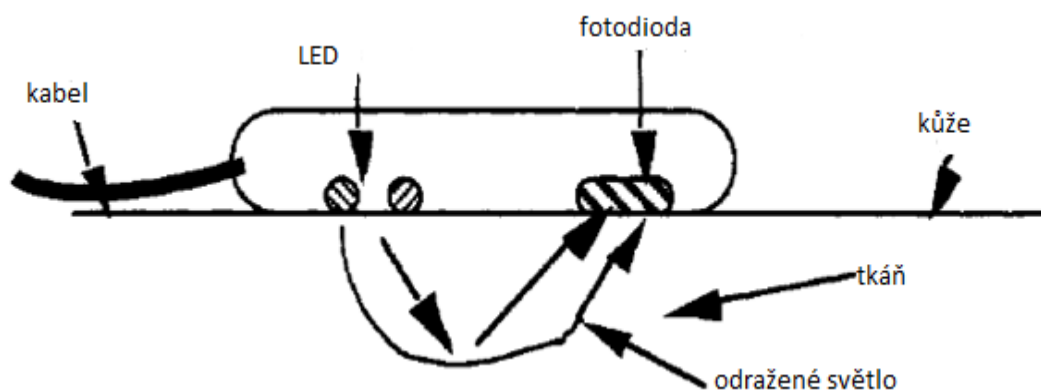
Pulsní oximetr s propustnou sondou využívá světla propuštěného končetinou pro změření arteriální kyslíkové saturace krve. Systém používá dvě LED diody s emisním vrcholem vlnových délek 660 nm v červeném spektru a 940 nm v infračerveném. LED diody jsou střídavě napájeny, takže světlo jedné samostatné vlnové délky prochází skrz látku a propuštěné světlo bude detekováno fotodiodou.

Detektor je umístěn v linii s LED diodami a díky tomu může detekovat maximum světla. Fotodiody musí být umístěny co nejbližší kůži bez tlaku vyvinutého na tkáň. Množství tlaku vyvinutého u znovupoužitelných sond je mnohem větší než u jednorázových. Pokud zvětšíme vzdálenost mezi LED diodami a fotodiodou, množství detekovaného světla poklesne jak je patrné z Beerova zákona. Normální propustné sondy jsou umístěny na pacientově prstu, uchu nebo nosu. V klipsovém typu je vzdálenost mezi LED diodou a fotodiodou nanejvýš 12 mm.

5.2 Odrazové sondy

Pro měření arteriální kyslíkové saturace se používají pulsní oximetry založené na intenzitě odraženého světla. Jako první tuto myšlenku vyslovili Brinkman a Zijlstra. V principu toto měření závisí nejen na optické absorpci světla krve ale také na struktuře a pigmentaci kůže. SO_2 je měřena analýzou pulsatilních komponentů, detekovaných z červených a infračervených pletysmografů, které využívají intenzity odraženého světla. Světlo z LED diod vstupuje do látky, je rozptýleno pohybujícími se krvinkami a nepohybující se tkáně a část tohoto světla je také detekováno fotodiodou.

LED diody i fotodiody jsou umístěny na stejné straně povrchu pokožky jak je vidět na obrázku 3.1. Normálně bývá sonda umístěna na čele nebo spánku, ale může být umístěna i jinde.



Obrázek 5.1 Odrážková sonda

Optimální vzdálenost mezi LED diodami a fotodiodou by měla být taková, aby jak maximální tak i minimální komponenty mohly být detekovány.

U odrazového oximetru se dopadající světlo emitované LED diodami šíří přes kůži a odražené světlo vytvoří kruhový vzor kolem LED diody. Tak pokud použijeme více fotodiod umístěných symetricky místo jedné fotodiody, tak velká část zpětného rozptýleného světla může být detekována a proto lze získat lepší pulsovou vlnu.

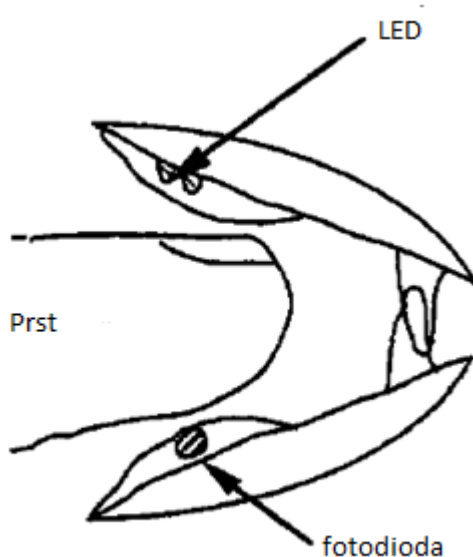
Základní výhodou odrazové sondy oproti propustné je v intenzitě detekovaného světla. Zato hlavní nevýhodou propustné sondy je to, že tato sonda může být použita pouze na některých periferních částech těla jako je prst, ucho, atd. Odrážková sonda může být umístěna na jakémkoli místě na těle, kde čekáváme světelný odraz od tkáně.

5.3 MRI sondy

Pokud bychom použili výše uvedené sondy při magnetické rezonanci, získali bychom chybné hodnoty. Výrobci vyvinuli speciální pulsoměry pro použití v magnetickém poli. Jednotka pulzního oximetru je umístěna mimo oblasti magnetického pole a světlo z LED diody je vedeno optickými vlákny a ty předávají odražené světlo zase prostřednictvím optických vláken na fotodiodu.

5.4 Sondy pro opakované použití

Obecně všechny sondy s nepřilnavým povrchem mohou být použity několikanásobně, ale je zapotřebí sondy čistit. Na obrázku můžeme vidět nejběžnější typ – klipsový.

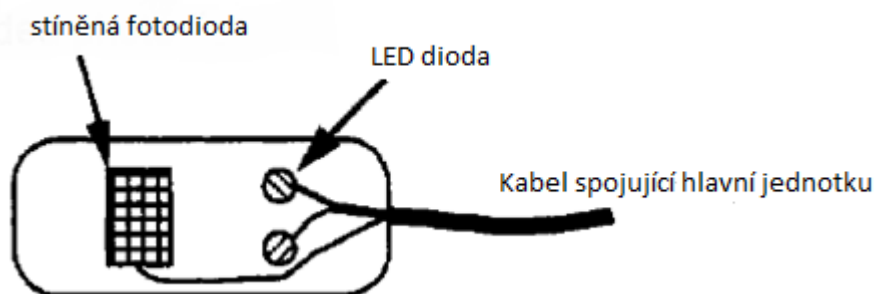


Obrázek 5.2 Klipsová sonda

Hlavní výhodou sond pro opakované použití jsou nízké náklady. Nicméně i tyto senzory vyžadují čištění, aby se minimalizovalo riziko infekce. Nevýhodou je, že sondy typu klipsu jsou náchylné na pohybové artefakty

5.5 Jednorázové sondy

Sondy na jedno použití se běžně používají, když chceme zabránit pohybovým artefaktům. Tyto sondy používáme jak pro krátkodobé, tak i pro dlouhodobé snímání. Na obrázku můžeme vidět jednorázovou sondu.



Obrázek 5.3 Jednorázová sonda

5.6 Zdroje chyb sond způsobené umístěním

Okolní zdroje světla jako je sluneční záření nebo zářivky mohou způsobit chyby v měření saturace arteriální krve kyslíkem. Abychom tomu zabránili, překryjeme senzor neprůhledným materiálem.

Optický posun může nastat, když se světlo z LED diody dostane přímo na fotodiodu bez průchodu tkání. Toto můžeme eliminovat vybráním vhodné velikosti snímače pro pacienta, a že zajistíme, aby byl snímač správně ukotven.

Pokud sondu používáme na oteklém prstě, není výsledná saturace správná, protože tekutina v prstu způsobí vstřebání světla. Tím se mění intenzita světla zachycená fotodiodou, což vede k chybným výsledkům.

Další chyby mohou být způsobeny lakem na nehty v barvách modrá, zelená, hnědá a černá, jelikož tyto barvy pohltnou velké množství světla a výsledek je poté zkreslen.

Tři obecné zdroje chyb spojené se zpracováním signálu algoritmy jsou pohybový artefakt, snížení sytosti a nízká úroveň perfuze. Pohybový artefakt je hlavní problém, který je obvykle kvůli pohybům svalů pacienta a toto na sondě navozuje rušivé impulsy, které jsou podobné arteriálním pulsům.

6 Simulátory využívané u testerů pulsních oximetrů

Když se začaly pulsní oximetry využívat, měli technici pouze možnost použít své vlastní prsty, aby zjistili základní funkčnost přístroje. Neměli však možnost srovnání správnosti parametrů. Později bylo vynalezeno několik zařízení, která simulovala optické vlastnosti lidského prstu a pulzačního průtoku krve. Dále byly vyvinuty optoelektrické systémy, které simulovaly lidský prst elektronicky. Nakonec však sami výrobci pulsních oximetrů vyvinuly jednoduché simulátory, které v podstatě simulují elektronické signály sond.

6.1 Simulátory používající krev

Některé simulátory byly navrženy pro použití plné krve pro testování funkčnosti pulsních oximetrů. Tyto simulátory jsou založeny na konceptu, že jsou schopni simulovat absorpenci lidské tkáně (obvykle prstu) mezi LED diodou a fotodiodou v rámci testování. Jelikož bylo objeveno několik látek, které simulují vlastnosti krve, tak tyto systémy poskytují nej přesnější simulace. Mezi tyto systémy patří Reynoldsův systém, který ale není vhodný pro použití v nemocnicích, protože potřebujeme laboratorní podmínky, není přenosný, využívá oksličenou krev a potřebuje pro srovnání také CO-oximetr. Nicméně je tento systém považován za zlatý standard pro kalibraci a testování pulsních oximetrů. Další je Vegforsův systém, který je založený na podobném principu, ale používá fantom prstu, složený z trubiček ze silikonové pryže vložených do plastových kostek Delrin. Tyto kostky byly použity po zjištění, že mají podobné optické vlastnosti jako lidská tkáň. Předmětem výzkumu bylo vyvinout optický model, který simuluje tepenné řečiště lidského prstu a obsahuje i cévy okolních tkání. Výsledkem využití těchto jiných nastavení bylo zjištění, že fyzické rozměry mají malý význam pro hodnoty měřené pulsním oximterem. Další systémy využívali klíny nebo baňky pro porovnání se vzorky známých úrovní saturace kyslíku v krvi.

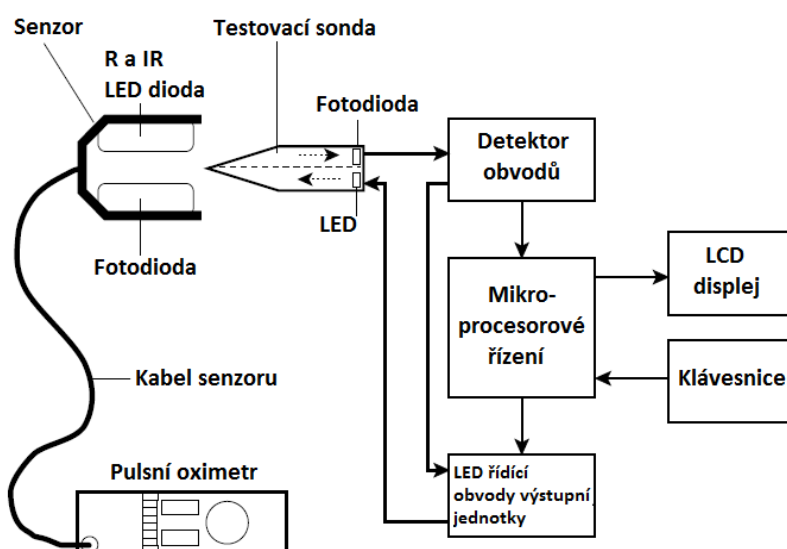
6.2 Simulátory nevyužívající krev

Tyto simulátory jsou schopné simulovat absorpenci lidské tkáně pomocí různých mechanických a elektrických zařízení. Nejobtížnějším aspektem je simulace rozptýlené vlastnosti krve. Některá zařízení, která jsou primárně určená pro simulace pomocí krve, jsou použitelná i pro jiné látky, které pouze krev simulují. Mezi další patří simulátor používající

polyesterovou pryskyřici nebo jiné barevné koloidní látky. Dále optoelektronické a elektronické simulátory.

6.3 Tester pulsních oximetrů Seculife Ox

Tento tester patří mezi simulátory nevyužívající krev. Tester Seculife Ox obsahuje sondu, která připomíná prst a je umístěna mezi přijímací a vysílací prvky oximetru. Sonda Seculife Ox zachytí světelné signály vyrobené pulsním oximetrem a generuje pulsy světla nastavené na úroveň, která simuluje úroveň osvětlení, která by normálně obdržena fotosenzitivním prvkem pulsního oximetru v předem nastavených úrovních saturace kyslíkem. Fotodioda v sondě Seculifu Ox zachytí červené a infračervené světelné signály z oximetru a generuje elektrický signál, který je analyzován mikroprocesorem testeru. Mikroprocesor následně vytváří signály řídící LED diodu v sondě testeru se správným načasováním a amplitudou. LED dioda je detekována fotodiodou v senzoru oximetru, což způsobí, že oximetr zobrazí simulovanou saturaci kyslíkem a indikuje srdeční frekvenci.



Obrázek 6.1 Blokové schéma testeru Seculife Ox

7 Teorie ke statistickému zpracování výsledků měření

7.1 Testování shodnosti výsledků

Testování shodnosti výsledků použijeme, pokud potřebujeme zjistit, zda jsou soubory výsledků A a B stejně přesné. Poznáme to využitím Snedecorova F-testu, který je definovaný pouze pro kladné hodnoty:

$$F_A = \frac{s_A^2}{s_B^2} \geq 1 = F_B = \frac{s_B^2}{s_A^2} \geq 1 \quad (7.1)$$

Kritické hodnoty pro F_A pro $\alpha=0,05$ jsou uvedeny v tabulce 1. Je-li $F_A(F_B) < F_\alpha$, poměr rozptylů s_A^2 a s_B^2 je statisticky nevýznamný, rozptyly se liší v mezích náhodných chyb. Je-li naopak $F_A(F_B) > F_\alpha$, poměr rozptylů je statisticky významný. Testování shodnosti výsledků pro stejný počet paralelních stanovení v obou testovaných souborech ($n_A = n_B = n$) se provádí podle zjednodušeného Studentova T-testu.

7.2 Studentův test

Studentův test slouží pro zjištění, zda střední hodnoty ve dvou různých souborech jsou odlišné.

$$t = \frac{|\bar{x}_A - \bar{x}_B|}{\sqrt{\frac{s_A^2}{n_A - 1} + \frac{s_B^2}{n_B - 1}}} \quad (7.2)$$

vypočtenou hodnotu t-testu porovnáváme s kritickou hodnotou t_α , kterou určujeme podle toho, zda vzájemný poměr rozptylů je, či není významný. Je-li poměr rozptylů nevýznamný, hodnota t_α se zjistí z tabulky 2 pro $(n_A - n_B - 1)$.

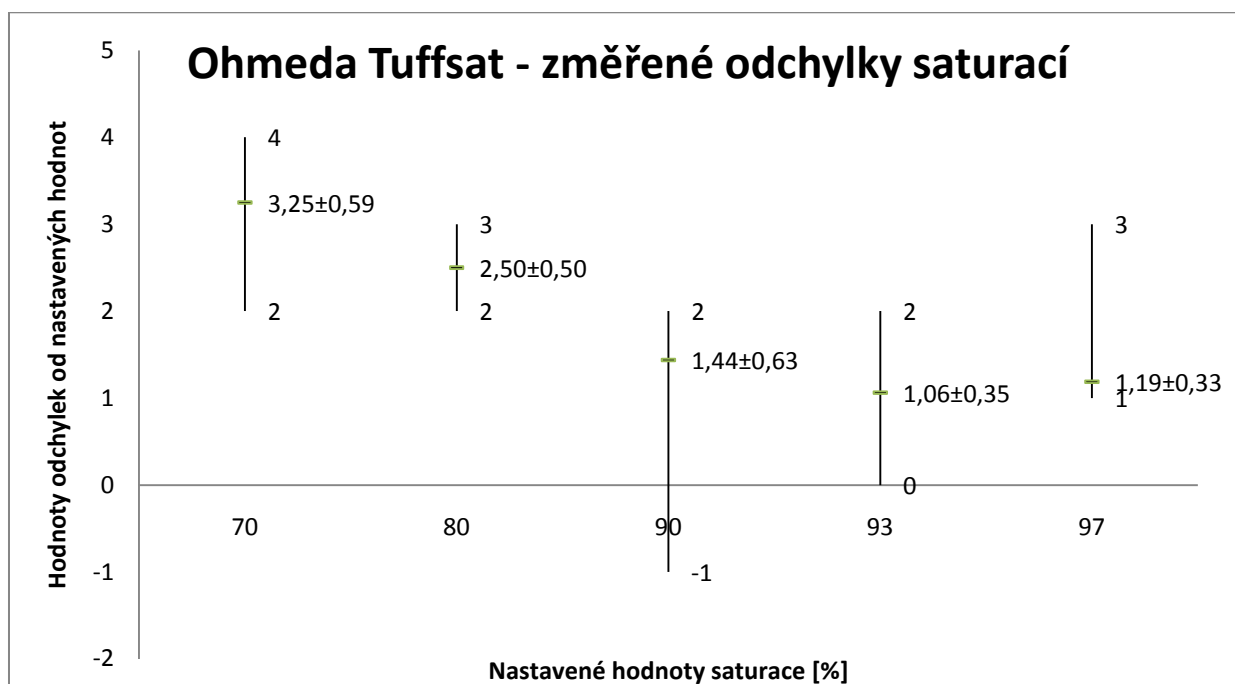
8 Vlastní měření

První měření probíhalo na testeru pulsních oximetrů SECULIFE, kde byla vždy nastavená hodnota tepové frekvence, saturace a amplituda pulsů. Testovány byly pulsní oximetry Nonin 2500 PalmSat, Nonin 9550 Onyx II a GE Healthcare Tuffsat . Hodnoty nastavené na simulátoru i na změřené pulsním oximetrem byly zaznamenány. Obě veličiny byly testovány jak pro amplitudu pulsů 100%, tak i 50%. Druhé měření probíhalo na dobrovolnících při tělesné zátěži na ergometru. Použity byly přístroje Nonin 2500 Palmsat a Nonin 9550 Onyx II. Hodnoty z obou přístrojů byly zaznamenávány postupně po desítkách.

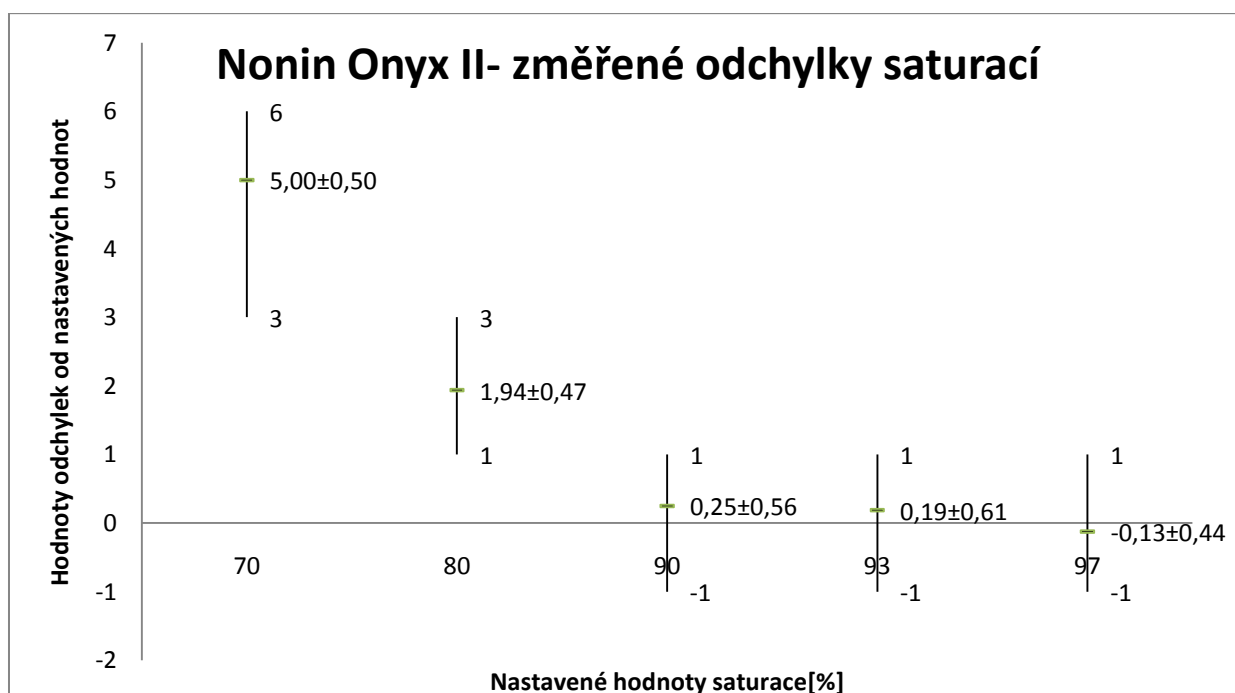
8.1 Měření na testeru Seculife Ox

Na testeru pulsních oximetrů lze nastavit hodnoty saturace 70, 80, 90, 93 a 97% SaO₂. Dále také nastavit srdeční frekvenci i po jednotkách, ale pro měření jsme byly voleny hodnoty od 60 tepů za minutu po desítkách až po maximální hodnotu 120 tepů za minutu. Hodnoty byly změřeny zvlášť pro amplitudu pulsů 50 i 100 procent. Odchytky jednotlivých přístrojů jsou uvedeny v příloze. Zaznamenány jsou i změřené hodnoty tepové frekvence na pulsním oximetru. Odchytky však nikdy nepřesáhla uváděné 1%. Zatímco odchytky saturací byly značné a přesnost záležela na hodnotě saturace a na amplitudě pulsů.

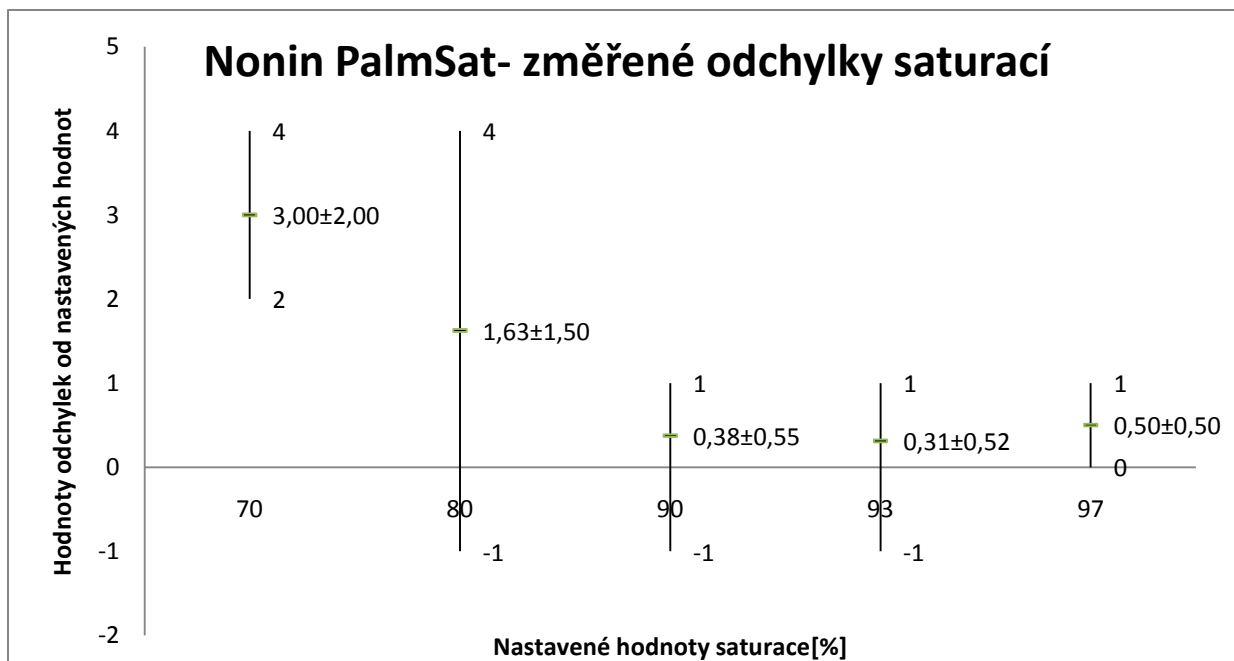
Testování přesnosti pulsních oximetrů z hlediska saturace



Graf 8.1 Ohmeda TuffSat - odchylky naměřených hodnot saturací od hodnot nastavených



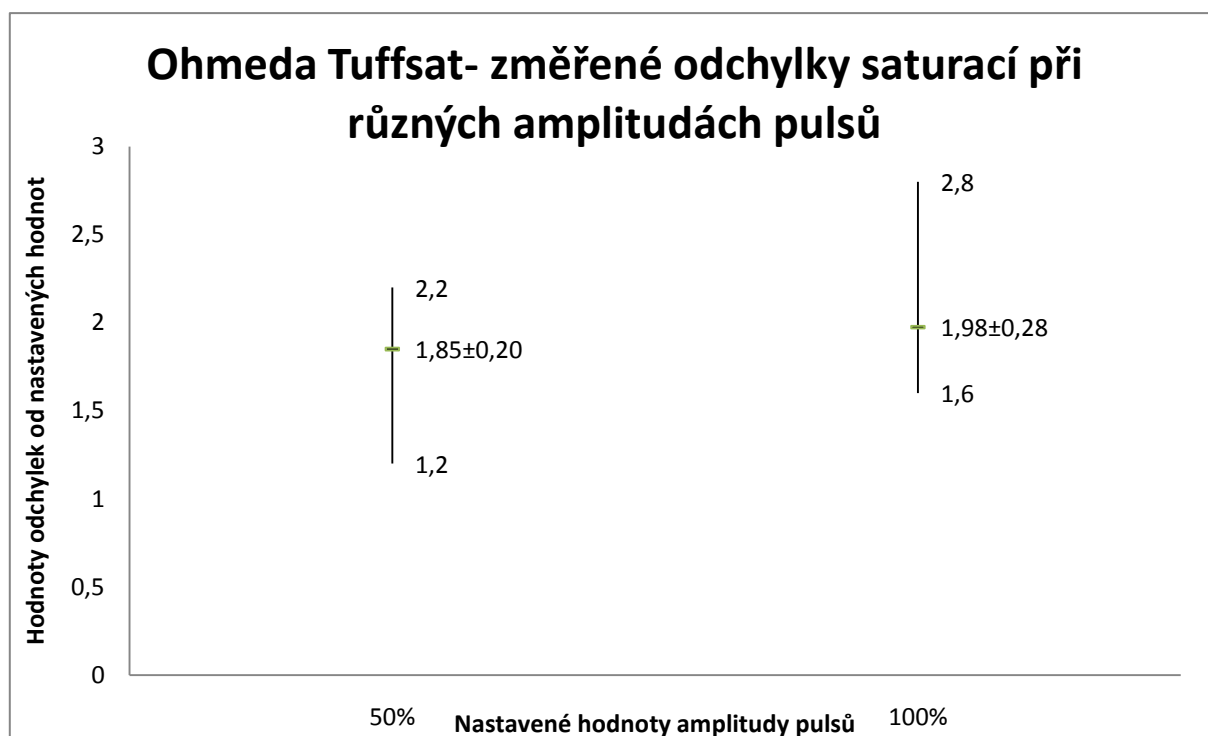
Graf 8.2 Nonin Onyx II - odchylky naměřených hodnot saturací od hodnot nastavených



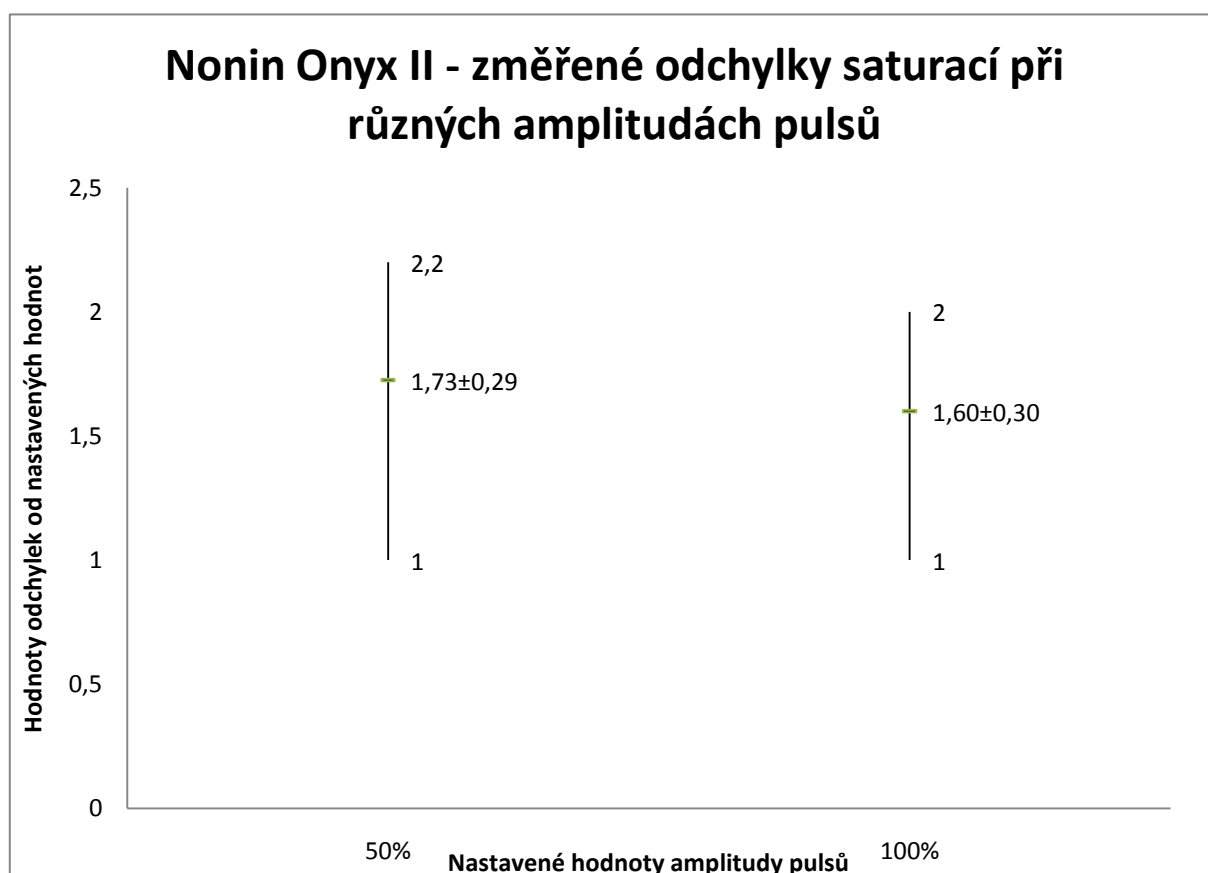
Graf 8.3 Nonin PalmSat - odchylky naměřených hodnot od hodnot nastavených

Diskuze výsledků: Z jednotlivých grafů je patrné, že střední hodnota odchylek je nejvyšší u nízkých saturací. Zatímco u vysokých saturací jsou hodnoty nízké. To je dáno přesností pulsních oximetrů. Z hodnot také můžeme vyčíst, že nejméně přesné hodnoty u nízkých saturací jsme získali s pulsního oximetru Nonin Onyx II. Je to nejspíše dáno tím, že pro danou saturaci je k dispozici pouze málo dat z klinických studií, ze kterých jsou hodnoty saturací získávány. Ovšem i u tohoto přístroje získáváme s vyšší saturací nižší odchylky. Největší odchylky u vysokých saturací můžeme vidět u pulsního oximetru Ohmeda Tuffsat, kde jsou hodnoty středních hodnot odchylek vždy o 1% víc než u ostatních pulsních oximetrů. Při zohlednění přesnosti přístrojů i testeru pulsních oximetrů, která je u obou $\pm 1\%$ můžeme hodnoty považovat stále za přesné. Toto měření bylo prováděno vždy s nastavenou amplitudou pulsů 100%.

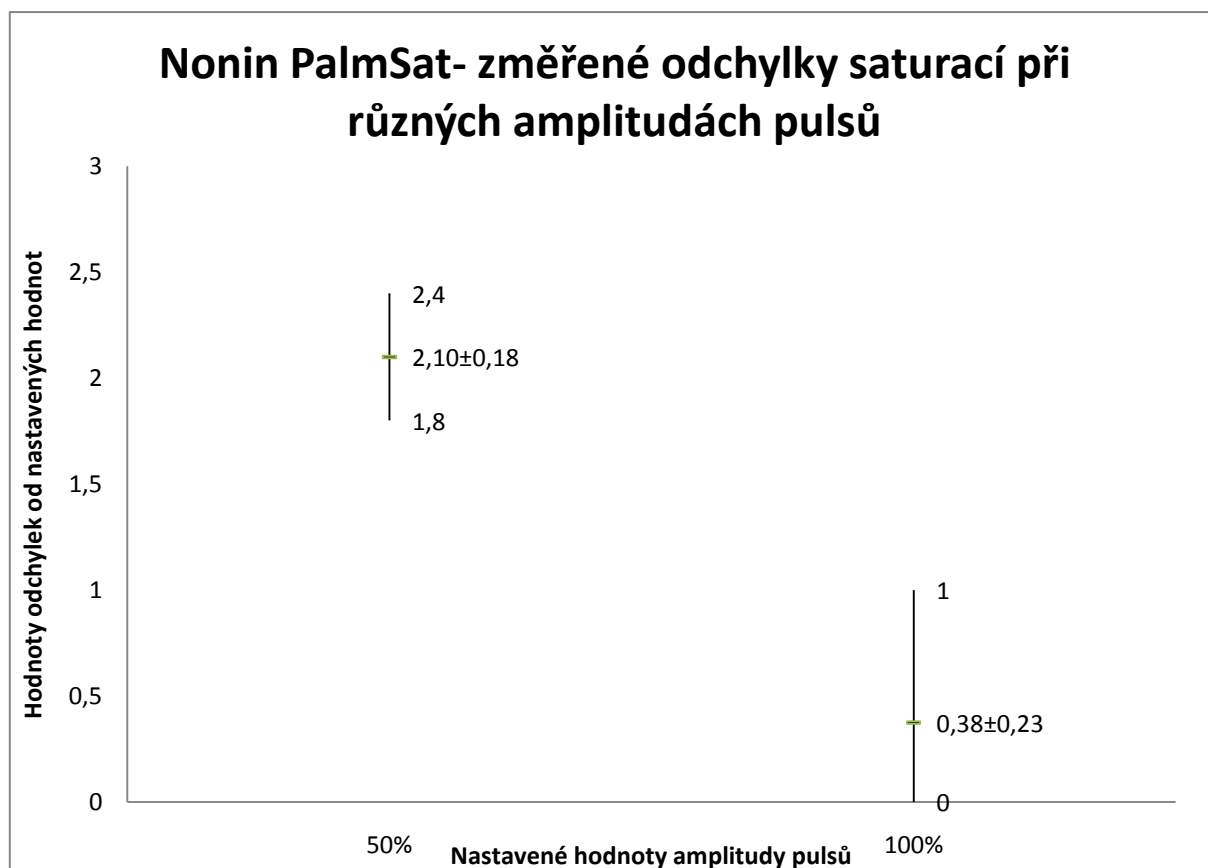
Testování přesnosti pulsních oximetrů z hlediska amplitudy pulsů



Graf 8.4 Ohmeda TuffSat - Odchylky při nastavení různých amplitud pulsů



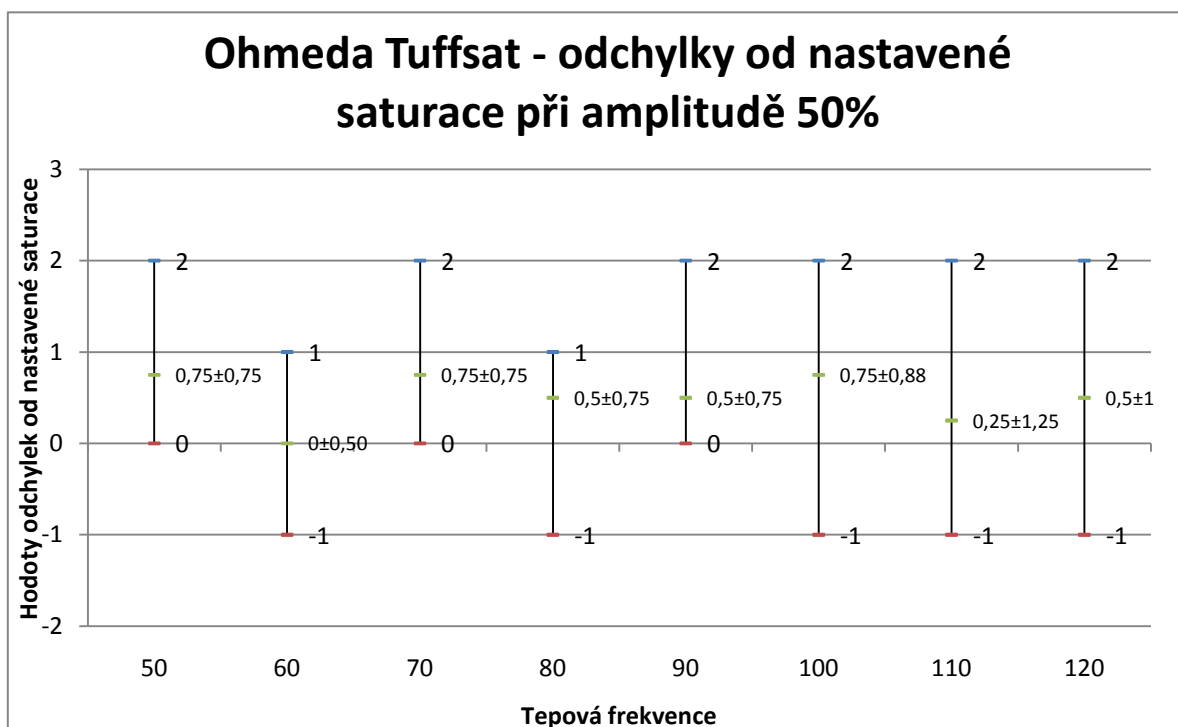
Graf 8.5 Nonin Onyx II - Odchylky při nastavení různých amplitud pulsů



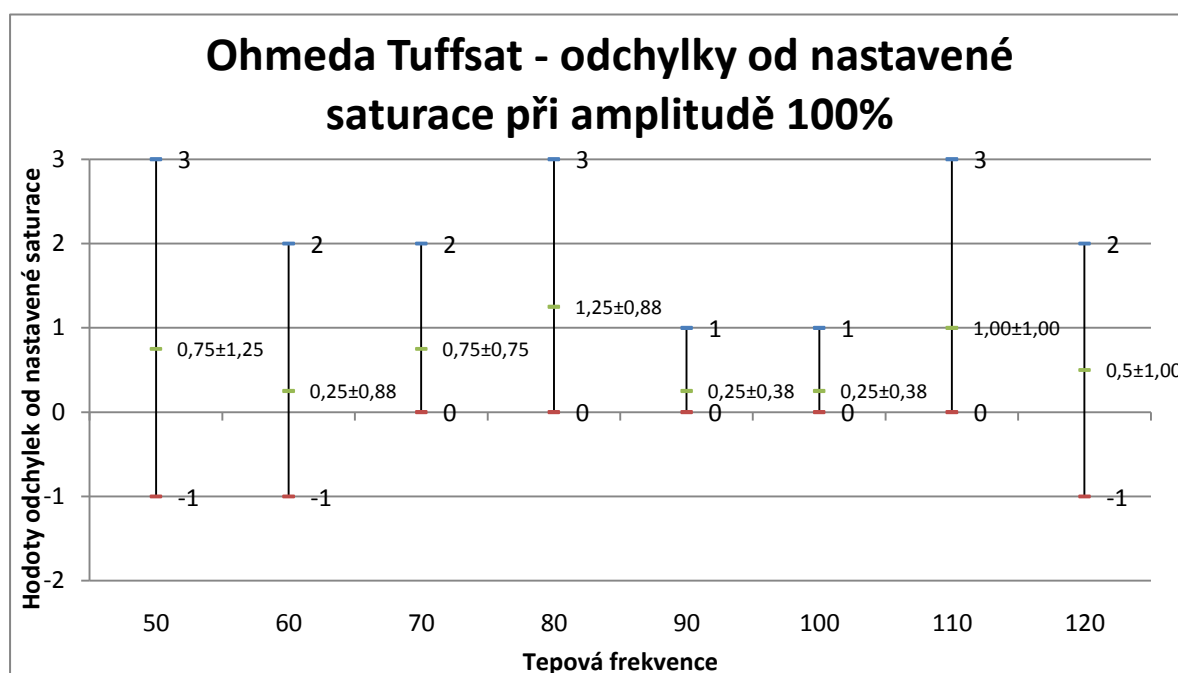
Graf 8.4 Nonin PalmSat - Odchylky při nastavení různých amplitud pulsů

Diskuze výsledků: Při tomto měření jsme nastavili pevně saturaci i tepovou frekvenci. V první sadě měření je nastavena hodnota 100% amplituda pulsů a ve druhé pouze 50%. Při tomto měření předpokládáme vyšší přesnost měření při amplitudě pulsů 100%, což nám nejlépe znázorňuje graf číslo 9.4. U přístroje Nonin Onyx lze pozorovat také nižší odchylku při amplitudě 100%, ale rozdíl již není tak patrný. Ovšem na grafu č. 9.4 je patrná opačné pořadí, což neodpovídá předpokladům, ale rozdíl mezi středními hodnotami odchylek při 50 a 100% není velký. Nejspíš by se tyto výsledky vyrovnaly při změření více hodnot. Stále musíme uvažovat přesnost přístrojů, která je udávána.

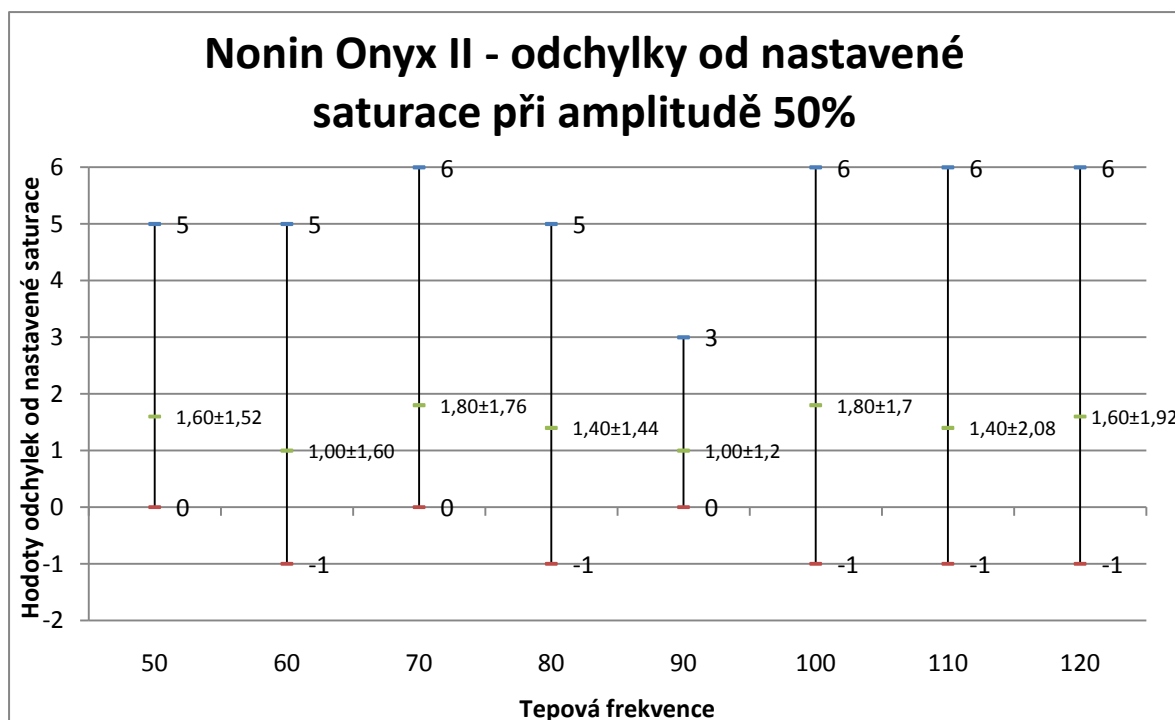
Testování přesnosti pulsních oximetrů z hlediska tepové frekvence



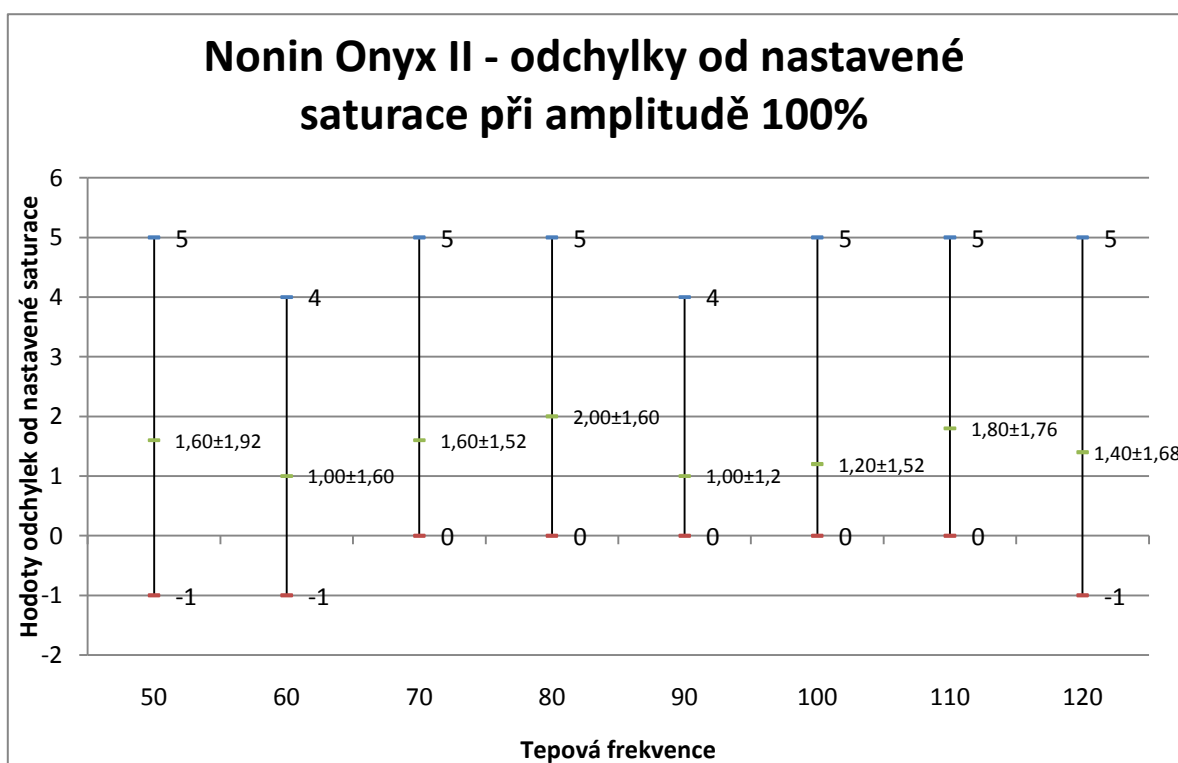
Graf 8.7 Ohmeda TuffSat - Odchylky při 50% amplitudě pulsů a v závislosti na tepové frekvenci



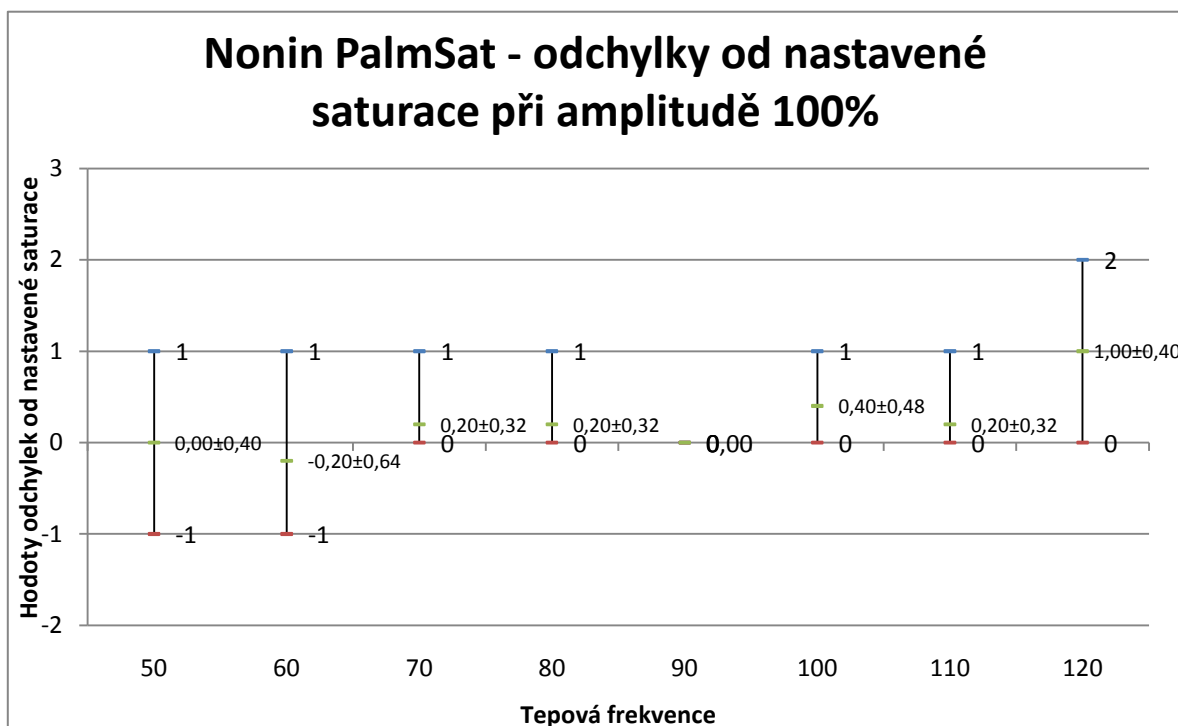
Graf 8.8 Ohmeda TuffSat - Odchylky při 100% amplitudě pulsů a v závislosti na tepové frekvenci



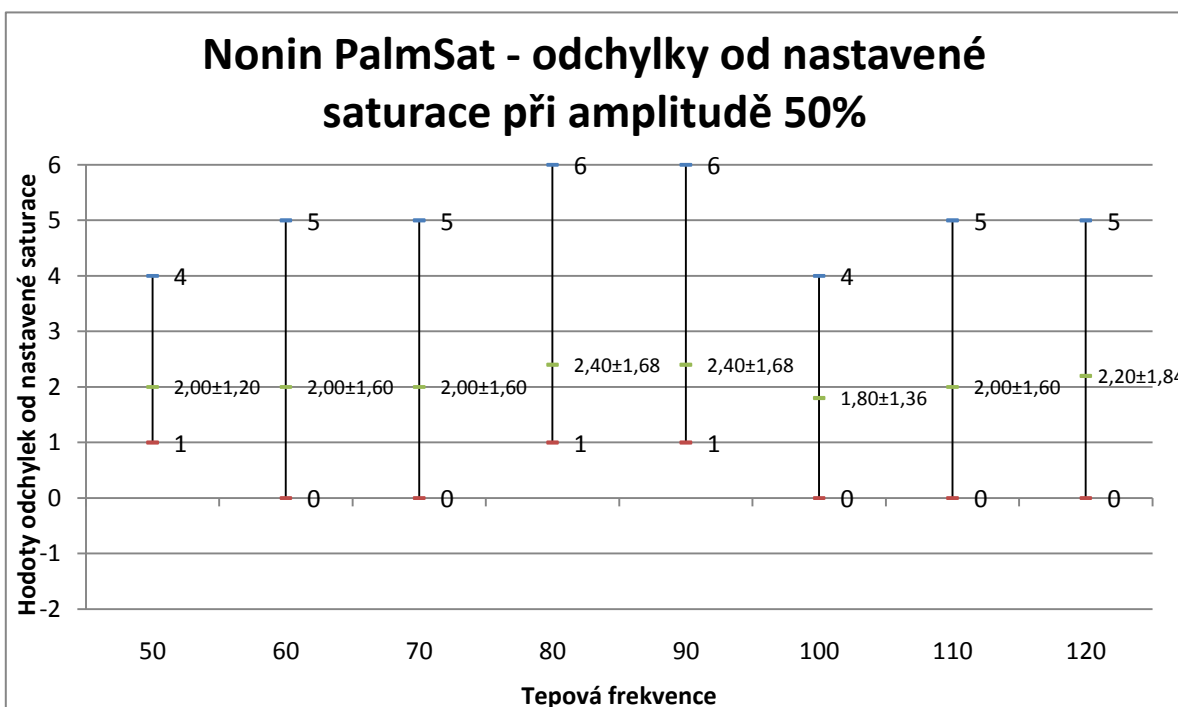
Graf 8.9 Nonin Onyx II - Odchylky při 50% amplitudě pulsů a v závislosti na tepové frekvenci



Graf 8.10 Nonin Onyx II - Odchylky při 100% amplitudě pulsů a v závislosti na tepové frekvenci



Graf 8.11 Nonin PalmSat - Odchylky při 50% amplitudě pulsů a v závislosti na tepové frekvenci

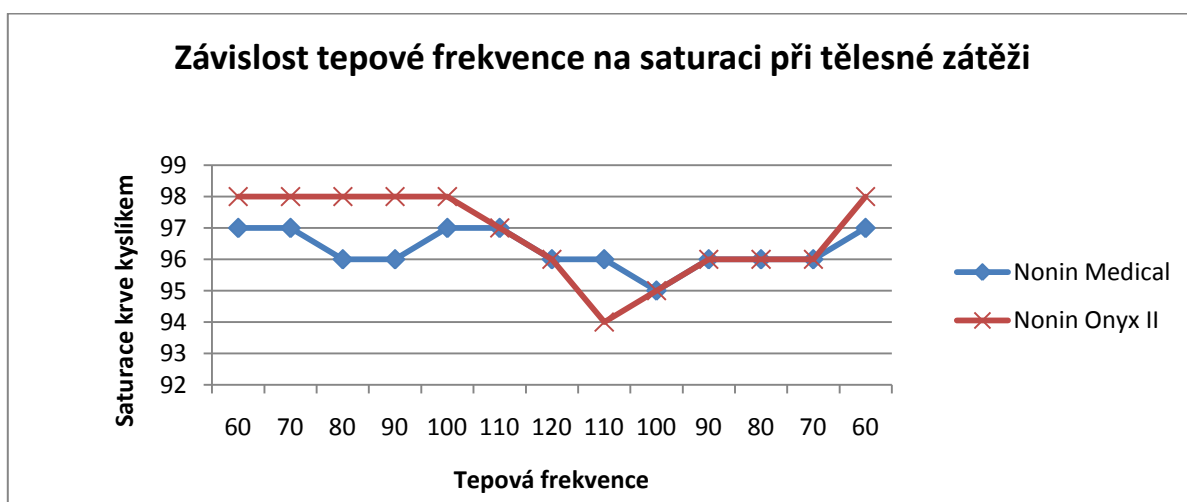


Graf 8.12 Nonin PalmSat - Odchylky při 100% amplitudě pulsů a v závislosti na tepové frekvenci

Diskuze: V grafech 9.7 a 9.8 je patrná závislost velikosti odchylky na amplitudě pulsů. Podrobněji rozebraná než v grafu 9.4 v závislosti na tepové frekvenci. Také zde můžeme pozorovat vyšší hodnoty středních hodnot při amplitudě 100%. Ale až na jednu výjimku jsou všechny hodnoty nižší než 1%, což lze považovat za přesné měření. U pulsního oximetru Nonin Onyx II jsou výrazně rozdíly mezi minimální a maximální hodnotou odchylky, také střední hodnoty jsou značně vyšší než u oximetru Ohmeda TuffSat. Stále je střední hodnota odchylky do 2%, což je přesnost stanovená výrobcem. V grafech 9.11 a 9.12 lze pozorovat velký rozdíl v měření s amplitudou pulsů 50% nebo 100%. Zatímco u 100% amplitudy pulsů můžeme říct, že je měření velmi přesné, tj. mezi 0-1%, u 50% amplitudy je to přesně naopak. V grafu 9.12 jsou patrné velké hodnoty odchylek a třikrát dokonce přesahují požadovanou přesnost přístroje. Pokud ovšem vezmeme v potaz i 1% přesnost testeru pulsních oximetrů Seculife Ox, stále můžeme považovat výsledky za přijatelné. Na těchto grafech se neprokázala závislost velikosti tepové frekvence na saturaci krve kyslíkem.

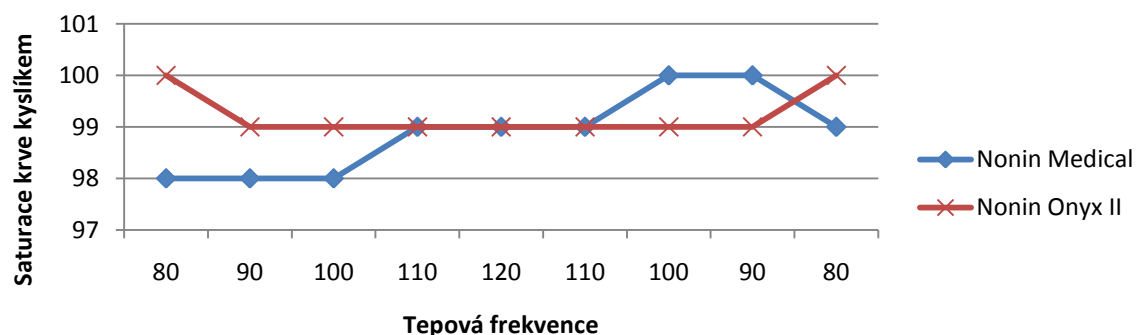
8.2 Měření na dobrovolnících

Měření na dobrovolnících probíhalo na ergometru ERG 500S. Postupně jsme zvyšovali zátěž pro dosažení tepové frekvence 120 tepů za minutu. Vždy jsem zaznamenávala hodnoty saturace od klidové tepové frekvence postupně po desítkách až k dosažení 120 tepů za minutu. Poté dobrovolníci zůstávali ještě chvíli na této hodnotě a následně přestali vykonávat tělesnou aktivitu a tepová frekvence znovu klesala až do klidové hodnoty. Opět jsem zaznamenávala hodnoty saturace a i doby jednotlivých částí měření. Ke statistickému vyhodnocení byl použit T test, kde předpokládáme normální rozložení hodnot.



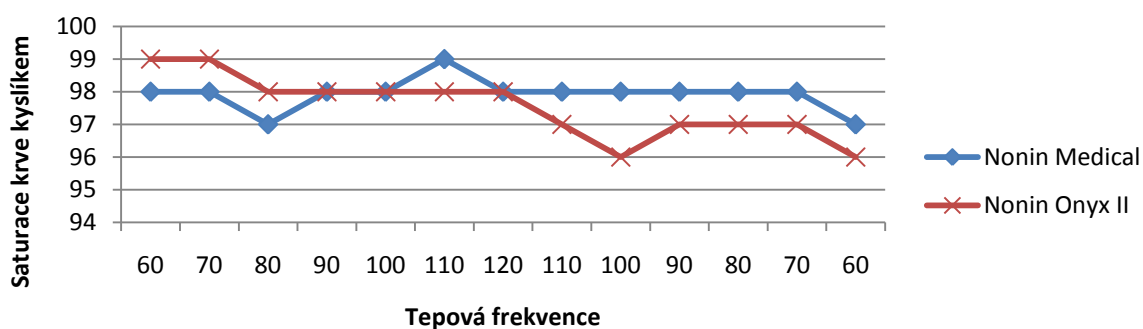
8.13 Subjekt č.1-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



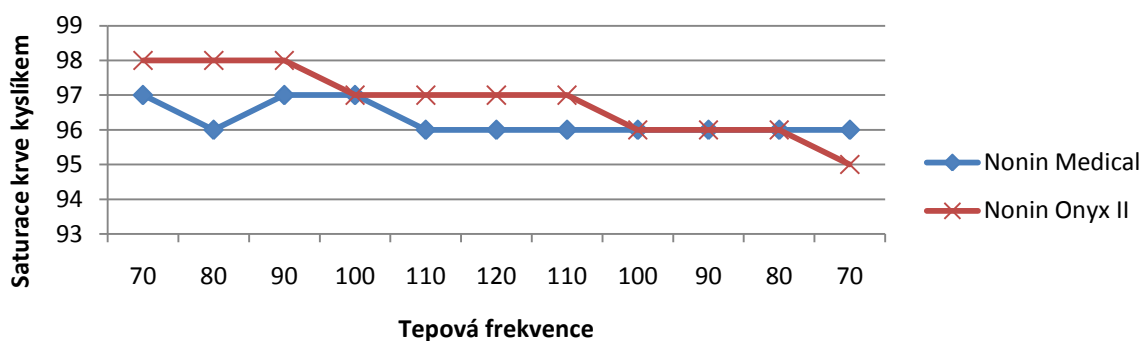
8.14 Subjekt č.2-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



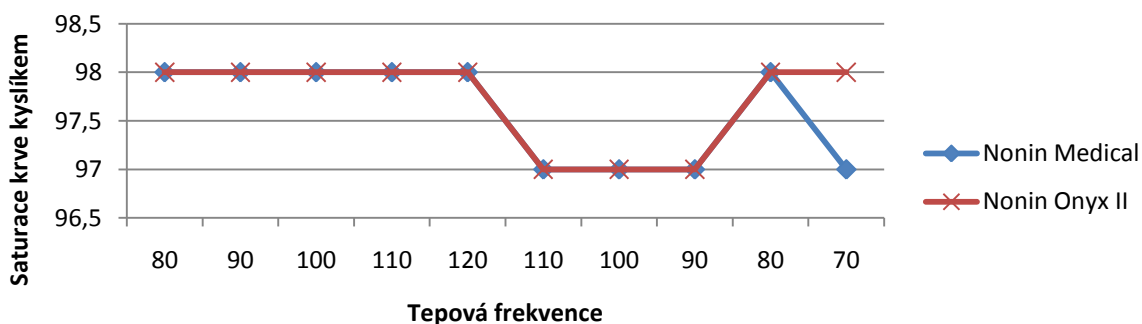
8.15 Subjekt č.3-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



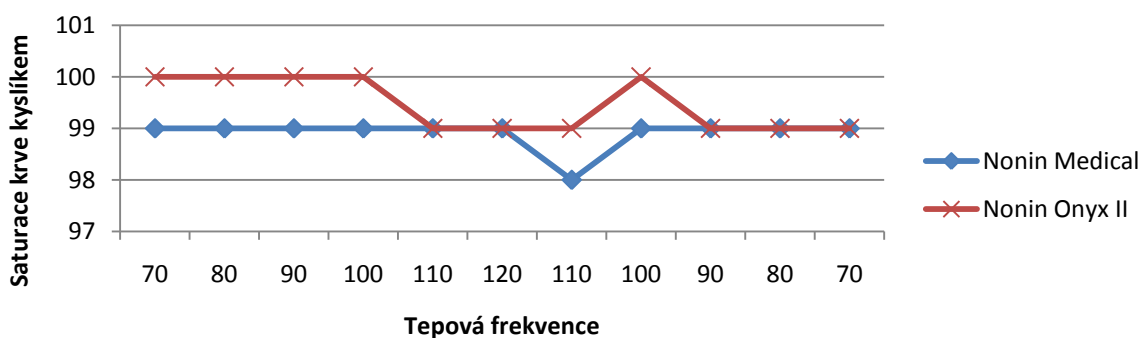
8.16 Subjekt č.4-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



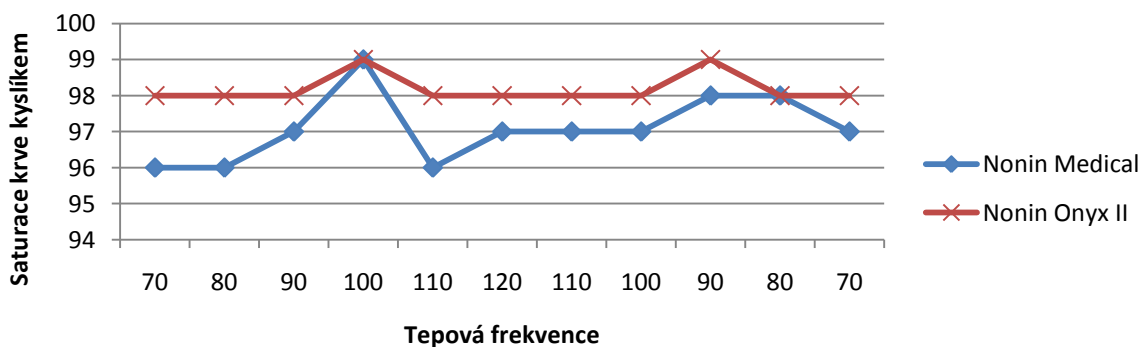
8.17 Subjekt č.5-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



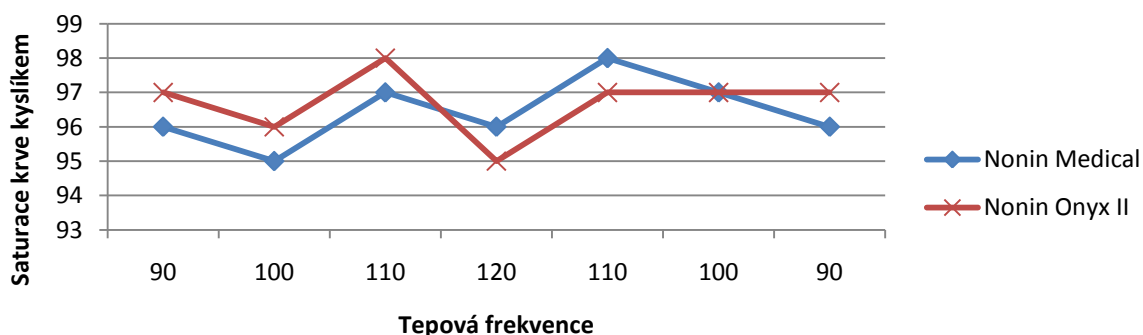
8.18 Subjekt č.6-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Subjekt č.8 - Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



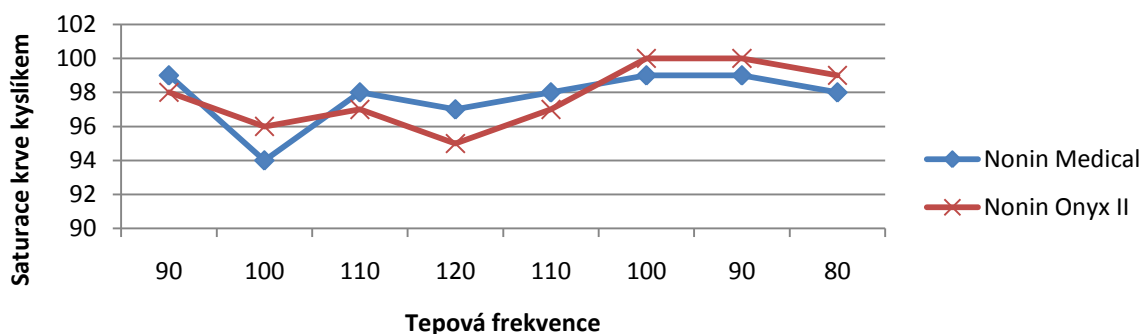
8.19 Subjekt č.8-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



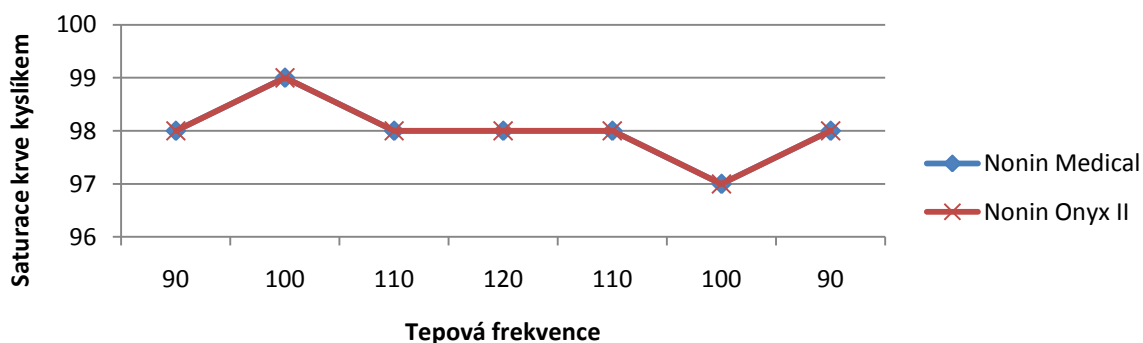
8.20 Subjekt č.9-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Subjekt č.10 - Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



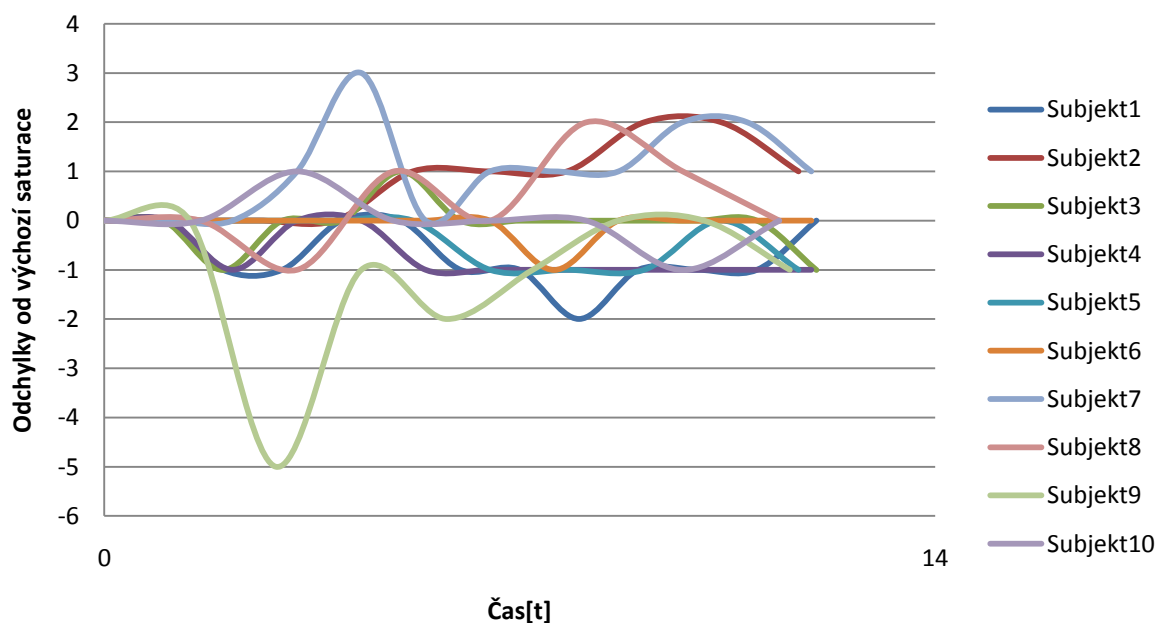
8.21 Subjekt č.10-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Subjekt č.11 - Závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži



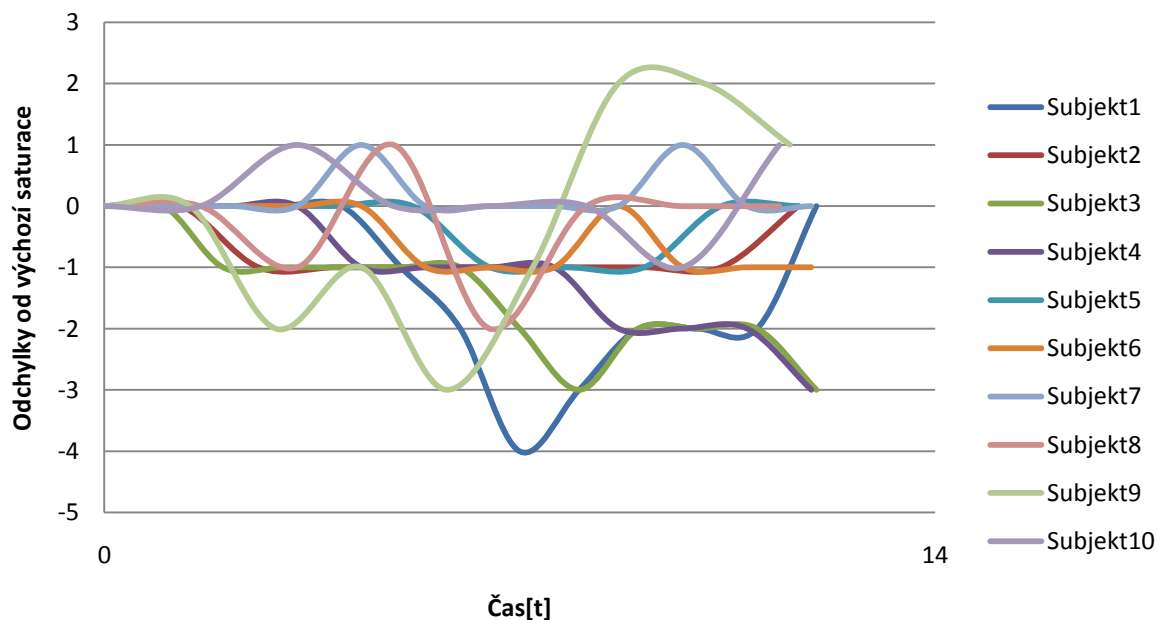
8.22 Subjekt č.11-závislost tepové frekvence na saturaci při tělesné zátěži

Nonin PalmSat-Vývoj změn saturací při tělesné zátěži



8.23 Nonin PalmSat – vývoj změn saturací při tělesné zátěži

Nonin Onyx II - Vývoj změn saturací při tělesné zátěži



8.23 Nonin Onyx II – vývoj změn saturací při tělesné zátěži

Diskuze výsledků: Na všech dobrovolnících byly testovány dva pulsní oximetry současně, čímž bylo získáno dvou různých výsledků měření. Oba tyto výsledky byly porovnány pomocí F-testu a veškerá měření byla stejně přesná. Dále jsem testovala shodnost výsledků pro v obou testovaných souborech pomocí Studentova testu. Pomocí výsledků a tabulky bylo zjištěno, že v žádném měření nebyl rozdíl výsledků statisticky významný. Následně jsme se snažili prokázat vliv zvolené tělesné zátěže na změnu saturace krve kyslíkem, což ale nebylo prokázáno. Výsledné hodnoty neměly stejný trend. Pro zjištění vlivu tělesné zátěže by bylo nutno použít delší a namáhavější fyzickou aktivitu. Při měření musíme uvažovat také chyby měřících přístrojů $\pm 1\%$ a chyby při měření způsobené lidským faktorem. To mohly být chyby z důvodu nízké perfuze u subjektu, rozdílné časy pro dosažení maximální srdeční frekvence, trénovanost jednice a rychlost poznamenávání jednotlivých hodnot.

9 Závěr

V této bakalářské práci jsou popsány metody stanovení saturace krve kyslíkem za využití pulsních oximetrů a testování přesnosti oximetrů za využití simulátoru SECULIFE a měření na dobrovolnících. V práci je také popsán princip pulsních oximetrů a zpracování měřených hodnot.

V rámci bakalářské práce byly provedeny dvě měření. První bylo na testeru pulsních oximetrů SECULIFE, kde bylo cílem porovnat vlastnosti pulsních oximetrů při nastavení různých hodnot tepové frekvence a amplitud pulsů a následně vyhodnotit. Z naměřených hodnot lze odvodit, že při nízkých saturacích krve kyslíkem je velikost odchylky vyšší než při vysokých saturacích. Tento rozdíl je dán tím, že pro nízké saturace je k dispozici méně dat z klinických studií, ze kterých jsou hodnoty saturace empiricky získávány. U dvou přístrojů ze tří se podařilo prokázat vliv velikosti amplitudy pulsů, přičemž u vyšších amplitud jsou odchylky od nastavených saturací nižší. Zároveň se nám nepodařilo prokázat, že má vliv velikost srdeční frekvence na velikost saturace krve kyslíkem. S přihlédnutím na odchylky uváděné výrobcí, se všechny používané přístroje dají označit za přesně měřící.

Další měření proběhlo na dobrovolnících při tělesné zátěži na ergometru. Postupně byla zátěž zvyšována a hodnota saturace krve kyslíkem zaznamenávána. Získaná data byla statisticky zpracována F-testem a následným Studentovým testem a bylo prokázáno, že v žádném souboru naměřených hodnot nebyl rozdíl statisticky významný. Při měření na dobrovolnících bylo cílem prokázat závislost saturace krve kyslíkem na tělesné aktivitě, což se ale při zvolené zátěži prokázat nepovedlo.

10 Seznam použité literatury

- [1] WEBSTER, J. G.; Design of pulse oximeters, Taylor & Francis, 1997. p. ISBN 978-0-7503-0467-2
- [2] OOSTROM, J. H., MELKER, R.J.; Comparative Testing of Pulse Oximeter Probes, Anesth Analg May, 2004. 98:1354-1358
- [3] ECKSCHLAGER K., HORSÁK I., KODEJŠ Z.; Vyhodnocování analytických výsledků a metod. SNTL, Praha 1980, 1. vyd. 224 s
- [4] Prof. MUDr. Herget, J. DrSc; TRANSPORT O₂ A CO₂ KRVÍ [online]
<http://fyziologie.lf2.cuni.cz/uceni/lecture_notes/transport_plynu/index.htm>
- [5] UŠAJ A., BURNIK, S.; Blood oxygen saturation and heart rate during exercise a month after a high-altitude alpinist expedition, UDC 576.8.095:613.11:796.015.576

11 Seznamy zkratk a symbolů

LED – light emitting diode

MRI- Magnetic resonance imaging

A/D – analogově digitální

12 Přílohy

Název:	Nonin 2500 PalmSat
Rozsah saturace:	0-100%
Rozsah pulsů:	18-300 pulsů za minutu
Vlnové délky měření:	660nm,910nm
Přesnost saturace:	70-100% + 2% u dospělých při použití flexibilního nebo prstového senzoru
Přesnost srdeční frekvence:	3% + 1 číslice
Teplota provozní:	-20 až +50°C
Vlhkost provozní:	10 až 90%, nekondenzující
Rozměry:	13,8 x 7,0 x 3.2 cm
Hmotnost:	210g s alkal., 230g s NiMH bateriemi

Tabulka 1: Vlastnosti pulsního oximetru Nonin 2500 PalmSat

Název:	GE Healthcare TuffSat
Rozsah saturace:	0-100%
Rozsah pulsů:	40-255 pulsů za minutu
Vlnové délky měření:	neuveďeno
Přesnost saturace:	80-100% + 2%
	60-80% + 3%
Přesnost srdeční frekvence:	-2%
Teplota provozní:	-10 až 60°C
Vlhkost provozní:	10 až 95%, nekondenzující

Tabulka 2: Vlastnosti pulsního oximetru GE TuffSat

Název:	Nonin 9550 OnyxII
Rozsah saturace:	0-100%
Rozsah pulsů:	18-321 pulsů za minutu
Vlnové délky měření:	660nm,910nm
Přesnost saturace:	70-100% + 2% u dospělých při použití flexibilního nebo prstového senzoru
Přesnost srdeční frekvence:	3% + 1 číslice
Teplota provozní:	0 až +40°C
Vlhkost provozní:	10 až 90%, nekondenzující

Tabulka 3: Vlastnosti pulsního oximetru Nonin 9550 OnyxII

Název:	Seculife Ox - tester pulsních oximetrů
Rozsah saturace:	0-100%
Rozsah pulsů:	20-250 pulsů za minutu
Vlnové délky měření:	neuveďeno
Přesnost saturace:	70-100% + 1%
Přesnost srdeční frekvence:	+ 1 puls za minutu
Teplota provozní:	15 až +40°C
Vlhkost provozní:	10 až 90%, nekondenzující

Tabulka 4: Vlastnosti simulátoru pulsních oximetrů Seculife Ox

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	96,30769231	96,76923077
Rozptyl	0,397435897	1,858974359
Pozorování	13	13
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	17	
t Stat	-1,107823419	
P(T<=t)	0,141683346	0,283366693

Tabulka 5: Subjekt č.1 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	98,8	99,3
Rozptyl	0,622222222	0,233333333
Pozorování	10	10
Hyp. rozdíl stř.hodnot	0	
Rozdíl	15	
t Stat	-1,709408647	
P(T<=t) (1)	0,053987854	0,107975707
t krit (1)	1,753050356	2,131449546

Tabulka 6: Subjekt č.2 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	97,92307692	97,53846154
Rozptyl	0,243589744	0,935897436
Pozorování	13	13
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18	
t Stat	1,276884796	
P(T<=t) (1)	0,108935026	0,217870052
t krit (1)	1,734063607	2,10092204

Tabulka 7: Subjekt č.3 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	96,33333333	96,91666667
Rozptyl	0,242424242	0,992424242
Pozorování	12	12
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	16	
t Stat	-1,818446718	
P(T<=t) (1)	0,04388241	0,087764821
t krit (1)	1,745883676	2,119905299

Tabulka 8: Subjekt č.4 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	97,6	97,7
Rozptyl	0,266666667	0,233333333
Pozorování	10	10
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18	
t Stat	-0,447213595	
P(T<=t) (1)	0,330027827	0,660055653
t krit (1)	1,734063607	2,10092204

Tabulka 9: Subjekt č.5 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	98,91666667	99,5
Rozptyl	0,083333333	0,272727273
Pozorování	12	12
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	17	
t Stat	-3,386456128	
P(T<=t) (1)	0,001754565	0,003509131
t krit (1)	1,739606726	2,109815578

Tabulka 10: Subjekt č.6 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	97	98,16666667
Rozptyl	0,909090909	0,151515152
Pozorování	12	12
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	15	
t Stat	-3,924283374	
P(T<=t) (1)	0,000676285	0,00135257
t krit (1)	1,753050356	2,131449546

Tabulka 11: Subjekt č.8 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	96,375	96,75
Rozptyl	0,839285714	0,785714286
Pozorování	8	8
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	14	
t Stat	-0,832050294	
P(T<=t) (1)	0,209673705	0,419347409
t krit (1)	1,761310136	2,144786688

Tabulka 12: Subjekt č.9 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	97,88888889	97,77777778
Rozptyl	2,611111111	2,944444444
Pozorování	9	9
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	16	
t Stat	0,141421356	
P(T<=t) (1)	0,444651197	0,889302393
t krit (1)	1,745883676	2,119905299

Tabulka 13: Subjekt č.10 dvouvýběrový t-test

	<i>Nonin Medical</i>	<i>Nonin Onyx II</i>
Stř. hodnota	98	98
Rozptyl	0,285714286	0,285714286
Pozorování	8	8
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	14	
t Stat	0	
P(T<=t) (1)	0,5	1
t krit (1)	1,761310136	2,144786688

Tabulka 14: Subjekt č.11 dvouvýběrový t-test

Počet měření	t_{α}	Počet měření	t_{α}
n	$\alpha = 0,05$	n	$\alpha = 0,05$
2	12,706	12	2,201
3	4,303	13	2,179
4	3,182	14	2,16
5	2,776	15	2,145
6	2,571	16	2,131
7	2,447	17	2,12
8	2,365	18	2,11
9	2,306	19	2,101
10	2,262	20	2,093
11	2,228		

Tabulka 15: Kritické hodnoty studentova rozdělení pro vylučování odlehlých výsledků

n ₂	n ₁									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
2	161,45	199,5	215,71	224,58	230,16	233,99	236,77	238,88	240,54	241,88
3	18,513	19	19,164	19,247	19,296	19,33	19,353	19,371	19,385	19,396
4	10,128	9,552	9,277	9,117	9,014	8,941	8,887	8,845	8,812	8,786
5	7,709	6,944	6,591	6,388	6,256	6,163	6,094	6,041	5,999	5,964
6	6,608	5,786	5,41	5,192	5,05	4,95	4,876	4,818	4,773	4,735
7	5,987	5,143	4,757	4,534	4,387	4,284	4,207	4,147	4,099	4,06
8	5,591	4,737	4,347	4,12	3,972	3,866	3,787	3,726	3,677	3,637
9	5,318	4,459	4,066	3,838	3,688	3,581	3,501	3,438	3,388	3,347
10	5,117	4,257	3,863	3,633	3,482	3,374	3,293	3,23	3,179	3,137

Tabulka 16: Kritické hodnoty Snederova rozdělení F pro $\alpha=0,05$