



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

PULSNÍ OXYMETR V LABVIEW

PULSE OXYMETER IN LABVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JOSEF SYNEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV ČMIEL

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Josef Synek
Ročník: 3

ID: 109614
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Pulsní oxymetr v LabVIEW

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s problematikou měření nasycení krve kyslíkem. Seznamte se s prostředím LabVIEW. Navrhněte systém pulsního oxymetru, který umožní snímat nasycení krve kyslíkem a tepovou frekvenci. Realizujte tento navržený systém v LabVIEW. Ověřte funkčnost systému a zhodnoťte možnosti a omezení vytvořeného systému.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Vlach J. Začínáme s LabVIEW. Praha : BEN - technická literatura, 2008
- [2] Webster JG: Medical Instrumentation – Application and Design. John Wiley & Sons., 1998.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Čmiel

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Jednou z nejdůležitějších funkcí lidského těla je poskytnout dostatek kyslíku do všech jeho částí. Kyslík se v krvi váže na hemoglobin a je transportován do tkání. Oxymetrie je neinvazivní metoda pro měření množství kyslíku navázaného na hemoglobin. Okysličený a neokysličený hemoglobin má odlišné absorpční vlastnosti pro světla různých vlnových délek. Proto pulsní oxymetr prosvětluje tkáň červeným a infračerveným světlem. Signál procházející přes tkáň je ovlivněn absorpčními vlastnostmi hemoglobinu a srdečním pulsem. Tyto signály měříme a poměr jejich velikostí nám umožní vypočítat nasycení krve kyslíkem.

Klíčová slova: oxymetr, kyslík, saturace, hemoglobin, vlnová délka

Abstract

One of the most important vital functions of the human body is providing sufficient oxygen to all its parts. Oxygen in the blood binds to hemoglobin and it is transported to tissues. Oxymetry is non-invasive method for measuring the amount of oxygen bound to hemoglobin. Oxygenated hemoglobin and deoxygenated have different absorption characteristics for light of different wavelengths. Therefore, pulse oxymetry transmits tissue with red and infrared light. Signal passing through the tissue is affected by the absorption properties of hemoglobin and heart pulse. These signals are measured and the ratio of their size allows us to calculate blood oxygen saturation.

Keywords: oxymetr, oxygen, saturation, hemoglobin, wavelength

Bibliografická citace práce:

SYNEK, J. *Pulsní oxymetr v LabVIEW*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 34 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Čmiel.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Pulsní oxymetr v LabVIEW jsem vypracoval 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl 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 31. května 2010

.....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vratislavu Čmielovi, doc. Ing. Milanu Chmelaři, CSc, Ing. Vratislavu Harabišovi a Ing. Jiřímu Sekorovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat své rodině a všem, kteří mě podporovali.

V Brně dne 31. května 2010

.....

podpis autora

Obsah

1 ÚVOD	7
2 ZÁKLADY OXYMETRIE	8
2.1 Fyzikální princip oxymetrie	10
2.2 Základy pulsní oxymetrie.....	11
2.3 Sondy v pulsní oxymetrii	15
2.4 Optické senzory v oxymetrii	15
2.5 Konstrukční řešení pulsních oxymetrů	16
3 OMEZENÍ PULSNÍCH OXYMETRŮ	16
3.1 Druhy omezení oxymetrů	16
3.2 Ztráta přesnosti.....	17
4 VYUŽITÍ PULSNÍ OXYMETRIE	17
4.1 Další využití oxymetrie	18
5 PRINCIP FUNKCE PULSNÍCH OXYMETRŮ	19
5.1 Optické sondy	19
5.2 Analogové předzpracování signálu	19
5.3 A/D převod, procesor a zobrazení.....	20
6 VLASTNÍ NÁVRH PULSNÍHO OXYMETRU	20
6.1 Optická sonda.....	20
6.2 Analogové předzpracování signálu	22
6.3 Měřicí karta NI USB 6221	23
7 MOŽNOSTI REALIZACE PROGRAMU V LABVIEW	24
7.1 Sekvenční způsob realizace programu	24
7.2 Kontinuální způsob realizace programu	24
8 PROGRAM V LABVIEW.....	25
8.1 První sekvence programu.....	26
8.2 Druhá sekvence programu	26
8.3 Ověření vypočtených hodnot	27
9 ZÁVĚR	28
10 POUŽITÁ LITERATURA	29
11 SEZNAM PŘÍLOH	31

Seznam obrázků

Obr. 1 a) červená krvinka, b) stavba hemoglobinu, c) stavba hemu	8
Obr. 2 Závislost saturace (SO_2) na parciálním tlaku kyslíku (PO_2) [9]	9
Obr. 3 Absorpční spektra čtyř druhů hemoglobinu: HbO_2 , R Hb , Met Hb , CO Hb [9].....	10
Obr. 4 Intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro LED diody [14].....	11
Obr. 5 Absorpční spektrum R Hb a HbO_2 v závislosti na vlnové délce světla [9]	12
Obr. 6 Faktory ovlivňující velikost absorpce [8]	13
Obr. 7 Pulsní křivka s typickými vrcholy [14].....	13
Obr. 8 Empirická křivka saturace krve kyslíkem [13]	14
Obr. 9 Transmisní a reflexní sonda pulsního oxymetru [18]	15
Obr. 10 Různé podoby pulsních oxymetrů, a) příruční, b) prstový, c) stolní [15][16][17]	16
Obr. 11 Artefakty v záznamu oxymetru; a) normální záznam, b) nízké prokrvení, c) světelné rušení, d) pohybové artefakty [2]	17
Obr. 12 Cerebrální oxymetrie [1].....	18
Obr. 13 Jugulární oxymetrie [12].....	18
Obr. 14 Blokové schéma pulsního oxymetru [14]	19
Obr. 15 Blokové schéma pro vlastní systém pulsního oxymetru	20
Obr. 16 Optické sondy	20
Obr. 17 Rozmístění a význam jednotlivých pinů konektoru optické sondy [14].....	21
Obr. 18 Porovnání signálu ze dvou použitých sond: RALL (nahore), NONIN (dole)	21
Obr. 19 Filtrované signály ze dvou použitých sond: RALL (nahore), NONIN (dole)	22
Obr. 20 Schéma elektrického obvodu pro analogové předzpracování signálu	22
Obr. 21 Měřicí karta	23
Obr. 22 Blokové schéma sekvenčního programování.....	24
Obr. 23 Blokové schéma kontinuálního programování	25
Obr. 24 Čelní panel programu pro zobrazení dat	25

1 Úvod

Přítomnost kyslíku v krvi je nezbytnou součástí pro funkci řady biologických procesů a podmínkou pro život člověka. Transport kyslíku do tkání a zároveň odvod oxidu uhličitého ven z těla zajišťuje dýchací soustava společně s velkým a malým krevním oběhem. Konkrétně se kyslík váže na červené krevní barvivo hemoglobin (Hb) a pomocí krve je roznášen do celého těla.

Stanovení nasycení kyslíku v krvi je velmi cennou diagnostickou hodnotou, a proto se měření oxymetrie stalo standardním procesem v průběhu anestézie, na jednotkách intenzivní péče a operačních i pooperačních sálech. Přestože jsou často využívány, neměly by být zátěží pro pacienty. Z toho důvodu se používají spektrofotometrické metody, využívající neinvazivní optické sondy. Tyto sondy se umísťují na dobře přístupná místa, jako je prst nebo ušní lalůček. Takovou metodou je právě pulsní oxymetrie. Pulsní oxymetrie monitoruje saturaci hemoglobinu kyslíkem a podává tak informace o funkci kardiopulsačních funkcí.

Základní fyzikální vlastností, která pulsním oxymetrům umožňuje měřit nasycení krve kyslíkem je, že krev mění barvu v závislosti na tom, jak moc je hemoglobin satureován kyslíkem. Hemoglobin, který má navázaný kyslík se nazývá oxyhemoglobin. Samotný oxyhemoglobin neabsorbuje velké množství světla, ale s jeho klesající saturací se absorbuje více světla a oxyhemoglobin tmavne. V blízkém infračerveném spektru oxyhemoglobin absorbuje více světla než hemoglobin bez navázaného kyslíku, zvaný redukovaný Hb.

Pulsní oxymetrie je založena na dvou fyzikálních principech:

- světelná absorbance oxyhemoglobinu je odlišná od redukovaného hemoglobinu na dvou různých vlnových délkách, které jsou v červeném a blízkém infračerveném spektru,
- absorbance obou vlnových délek má pulsační složku, která je způsobena kolísáním objemu arteriální krve mezi zdrojem a detektorem světla.

S ohledem na uvedené skutečnosti vznikla tato významná a velmi rozšířená diagnostická metoda. [3]

Cílem bakalářské práce je seznámit se s metodami měření nasycení krve kyslíkem a principem měření pulsní oxymetrie. Dále navrhnout systém pulsního oxymetru v programovém prostředí LabVIEW a ověřit jeho funkčnost. Systém by měl zvládat měření nasycení krve kyslíkem a zobrazovat tepovou frekvenci.

2 Základy oxymetrie

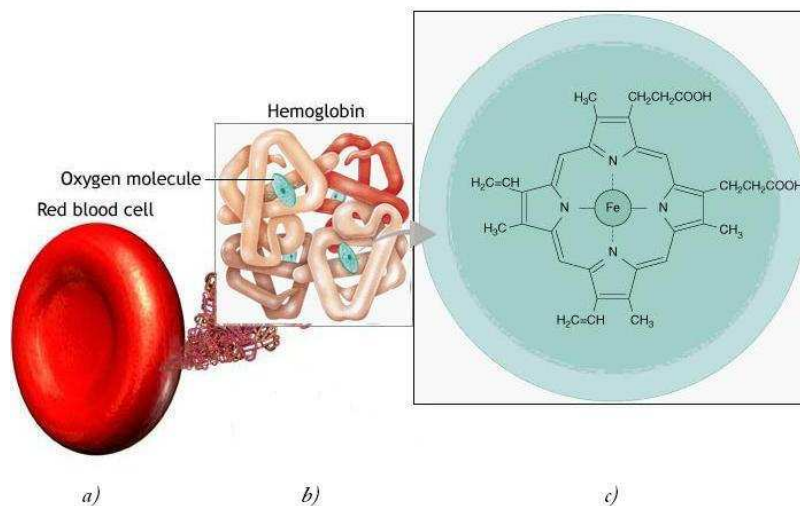
Kyslík je nepostradatelný pro správnou funkci orgánů a tkání. Již po krátkém nedostatku kyslíku dochází k poškození orgánů a jejich funkcí. Jeho dlouhodobý nedostatek může zapříčinit smrt.

Kyslík je po celém těle transportován krví. Krev se skládá z tekuté krevní plazmy a pevných elementů. Mezi tyto pevné částice patří krevní destičky, červené a bílé krvinky. Přenos kyslíku zajišťují červené krvinky (erythrocyty), které tvoří 95 % pevných elementů. Erythrocyty obsahují bílkovinné krevní barvivo hemoglobin. Jeho hlavní funkcí je transport kyslíku z plic až do jednotlivých malých artérií, kde kyslík přechází do tkání.

Hemoglobin

Kyslík se ve tkáních vyskytuje ve dvou skupenstvích. Jedná se o kyslík, který je vázaný na hemoglobin a kyslík, který je fyzikálně rozpuštěný v krevní plazmě. Množství takto rozpuštěného kyslíku je ovšem velmi malé a nestačilo by na celkovou spotřebu tkání. Proto je kyslík převážně přenášen pomocí chemické vazby na červené krevní barvivo hemoglobin.

Hemoglobin má schopnost navázat kyslík v plicích a přenášet jej do tkání. Tam dojde k uvolnění a na místo kyslíku se naváže oxid uhličitý, který je odváděn z těla opačnou cestou do plic a je vydechován. Hemoglobin se skládá ze čtyř podjednotek. Každá tvoří polypeptidový řetězec reprezentovaný bílkovinou globinem. Ten tvoří největší část molekuly hemoglobinu. K polypeptidovému řetězci se ještě váže skupina označovaná hem, která obsahuje atom železa. Kyslík se váže právě na tento atom železa.

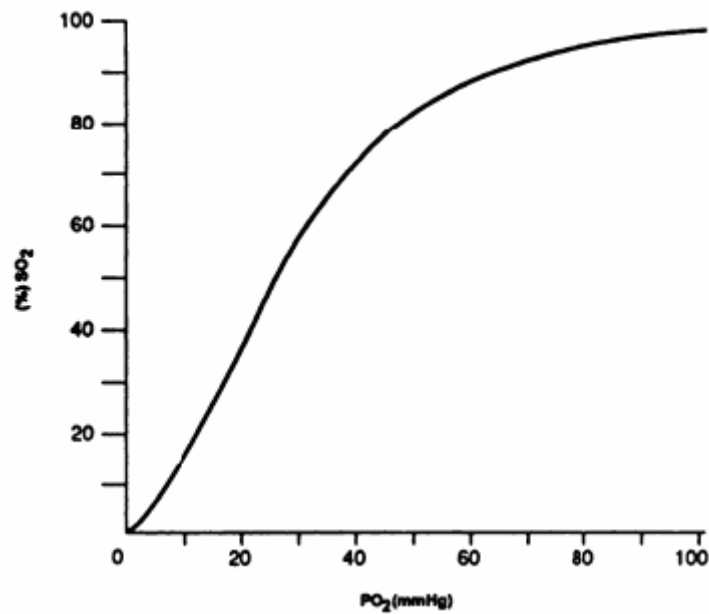


Obr. 1 a) červená krvinka, b) stavba hemoglobinu, c) stavba hemu

Hemoglobin má čtyři vazebná místa pro kyslík, který se na ně chemicky váže. Když je hemoglobin plně nasycen, nese až čtyři molekuly kyslíku. Hemoglobin s navázaným kyslíkem se nazývá oxyhemoglobin HbO₂. Pokud se tento kyslík odloučí, vzniká deoxyhemoglobin RHB, který je schopen znovu navázat kyslík. Oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin se označují jako funkční hemoglobiny, protože jsou schopny přenosu kyslíku. Potom ještě existují disfunkční hemoglobiny, které místo molekuly kyslíku navážou jinou molekulu. Například se může navázat oxid uhelnatý CO a vzniká karboxyhemoglobin. Oxidací železa vzniká ještě methemoglobin.

Disociační křivka hemoglobinu

Množství kyslíku, který se váže na hemoglobin závisí na parciálním tlaku kyslíku (PO_2). Hodnota PO_2 v plicích je vysoká, proto se většina molekul hemoglobinu lehce spojí s kyslíkem. Krev odcházející z plic je téměř z 99 % nasycená kyslíkem. V kapilární tkáni je naopak nízká hodnota parciálního tlaku, a proto se molekuly kyslíku odštěpují od molekul hemoglobinu. Závislost saturace hemoglobinu na parciálním tlaku ukazuje Obr. 2.



Obr. 2 Závislost saturace (SO_2) na parciálním tlaku kyslíku (PO_2) [9]

Definice saturace hemoglobinu

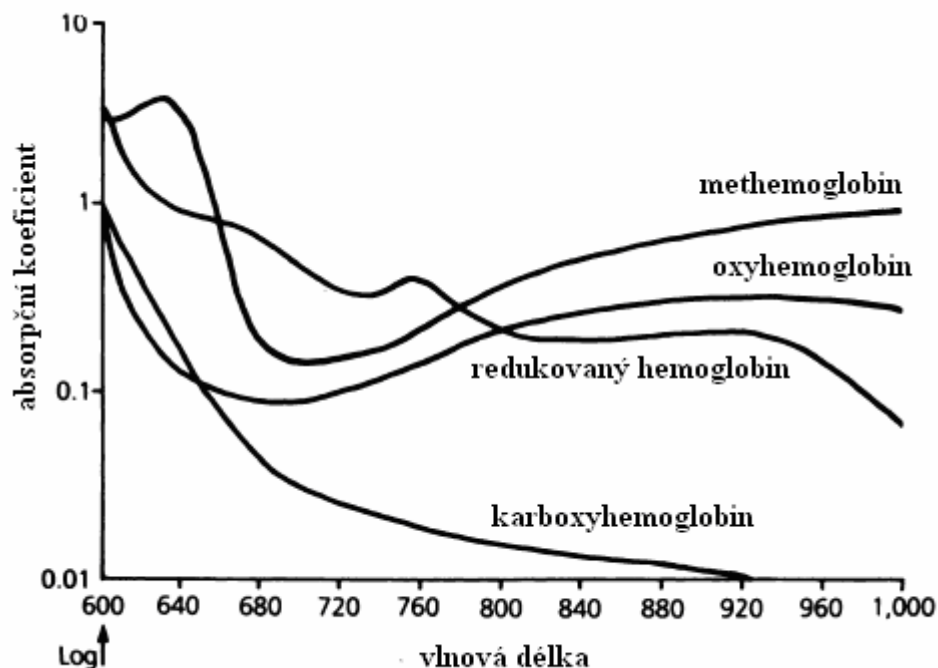
V krvi jsou obsaženy všechny čtyři druhy hemoglobinu v různých koncentracích. Oxyhemoglobin (HbO_2) a deoxyhemoglobin (RHb) jsou přítomny ve velkém množství. Methemoglobin (MetHb) a karboxylhemoglobin (COHb) se v krvi vyskytují jen v nepatrných množstvích, s výjimkou patologických stavů.

Saturace kyslíkem je definována jako obsah kyslíku vyjádřený v procentech kyslíkové kapacity. Jak vyplývá z definice, do výpočtu saturace jsou zahrnuty funkční částí přenášející kyslík, proto zde nejsou zahrnuty MetHb a COHb. Takto vypočtená saturace se označuje jako „funkční saturace“ a počítá se dle vztahu (1). [9]

$$\text{funkční } SaO_2 = \frac{HbO_2}{RHb + HbO_2} \times 100 \% \quad (1)$$

Absorpční koeficienty pro MetHb a COHb v červené a infračervené oblasti nejsou nulové, a proto budou přispívat ke změně absorpce. Dokonce, i když funkční saturace hemoglobinu zahrnuje pouze HbO_2 a RHb, přítomnost MetHb a COHb ve vyšší míře by mohla přispět k chybným výsledkům. Aby bylo možné počítat saturaci přesně, zavedl se vztah, který definuje poměr oxyhemoglobinu k celkovému hemoglobinu. Označuje se jako frakční saturace a počítá se dle vztahu (2). [9]

$$\text{frakční SaO}_2 = \frac{HbO_2}{RHb + HbO_2 + MetHb + COHb} \times 100 \% \quad (2)$$



Obr. 3 Absorpční spektra čtyř druhů hemoglobinu: HbO₂, RHb, MetHb, COHb [9]

2.1 Fyzikální princip oxymetrie

Oxymetrie závisí na spektrální analýze světla procházejícího krví nasycené kyslíkem, tedy na detekci množství složek obsažených v krvi v závislosti na jejich absorpci. Pulsní oxymetry kombinují dvě technologie. Spektrofotometrie, která měří množství hemoglobinu nasyceného kyslíkem a pletysmografii, jež měří pulsační změny objemu arteriální krve. [3]

Lambert-Beerův zákon

Detekce nasycení hemoglobinu kyslíkem je založená na Lambert-Beerově zákonu pro absorpci. Absorpce roztoku určité látky pro monochromatické záření je úměrná její koncentraci:

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l \quad (3)$$

kde:

A	je absorbance
c	je koncentrace rozpuštěné látky
ε	je molární koeficient
l	je dráha, kterou světlo urazí v roztoku

Při měření nasycení krve kyslíkem se využívá různých absorpcí mezi jednotlivými roztoky s různou koncentrací. Hemoglobin a oxyhemoglobin nejsou v krvi úplně rozpuštěny. Rozměry červených krvinek jsou tak malé, že krev můžeme považovat za roztok.

Absorbance

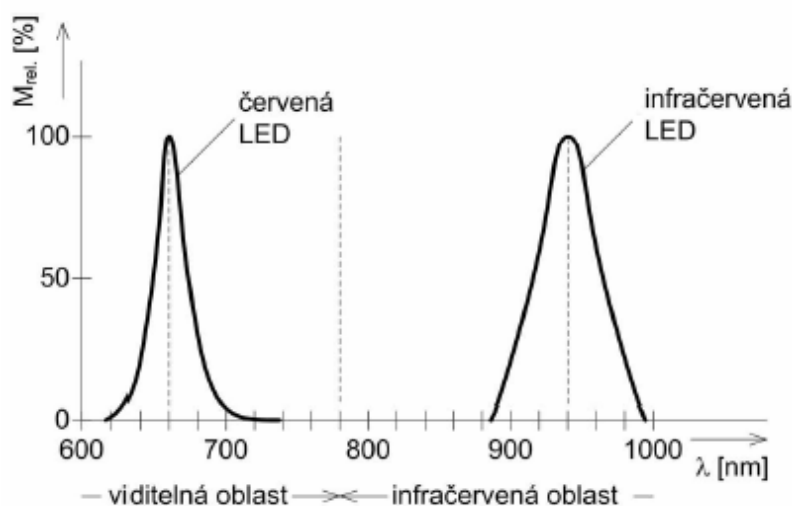
Absorbance udává, jak mnoho vyzařovaného světla bylo pohlceno měřeným roztokem. Je to bezrozměrná veličina, která se počítá jako záporný dekadický logaritmus podílu intenzity záření do roztoku vstupujícího a záření z roztoku vystupujícího:

$$A = -\log \frac{I_0}{I_i} \quad (4)$$

kde:

A	je absorbance
I_0	je intenzita světla vystupujícího z roztoku
I_i	je intenzita světla vstupujícího do roztoku

Takto lze měřit saturaci jen v případě, že máme zdroj monochromatického záření. V našem případě, kdy použijeme LED diody má spektrální charakteristika určitou šířku a monochromatickému záření se jen blíží. Spektrální charakteristiky můžeme vidět na Obr. 4.



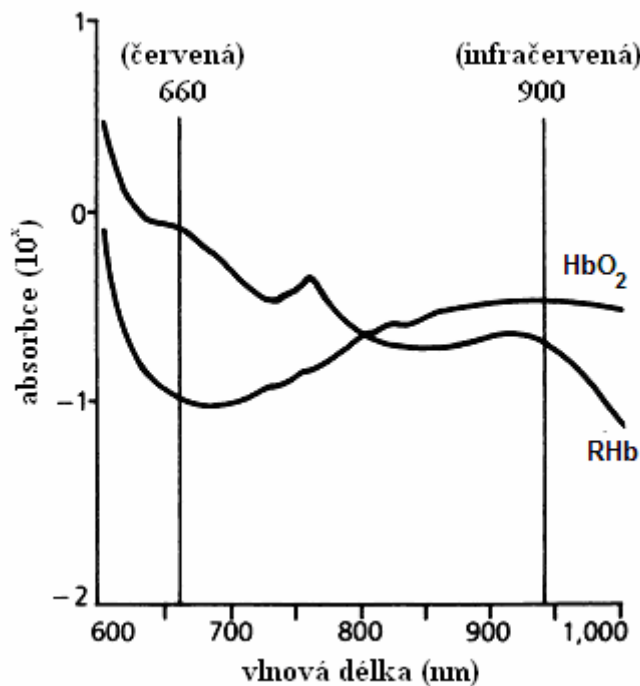
Obr. 4 Intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro LED diody [14]

2.2 Základy pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie je založena na myšlence, že v tkáni dochází k absorpci světla v bezkrevných částech, jako je kůže, tkáň, popřípadě kost a dále v žilní a kapilární krvi. Objem kapilární krve se mění v závislosti na tepové frekvenci, takže dochází i k pravidelným změnám v absorpci. Proto se sondy pulsních oxymetrů přikládají především na ty části těla, které obsahují hustou síť kapilár. Mezi takové patří především prsty nebo ušní lalůčky, které jsou dobře přístupné a lehce prosvětlitelné. Různá pigmentace kůže, mozoly ani nalakované nehty nemají na přesnost měření vliv. [14] Měřením pouze pulsační složky odstraníme změny absorpce v kůži, tkáních a kostech. Nejdůležitějším předpokladem tedy je, že změna absorpce světla mezi zdrojem světla a detektorem je způsobena pouze pulsující arteriální krví.

Pulsní oxymetrie tedy pracuje na základě měření na dvou různých vlnových délkách světla. Vlnové délky jsou 660 nm pro červené a 940 nm pro blízké infračervené světlo. Na vlnové délce 660 nm má deoxyhemoglobin mnohem větší absorpci, než oxyhemoglobin, zatímco v infračervené oblasti je absorpční koeficient pro oxyhemoglobin větší než pro

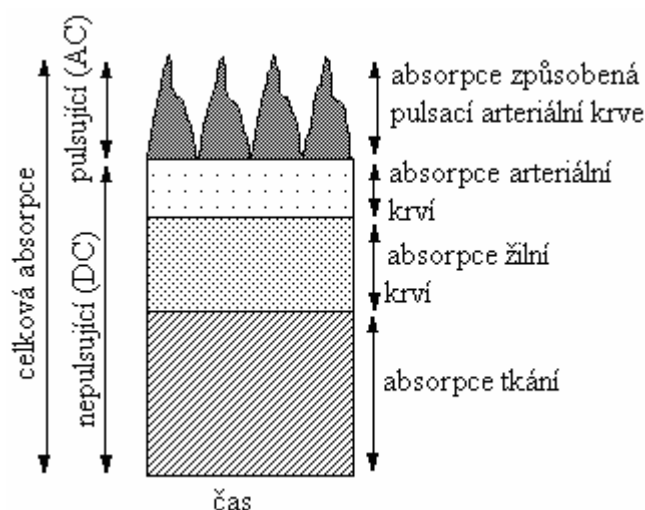
deoxyhemoglobin. Pulsní oxymetry tedy měří poměr absorpcí světla těchto dvou látek v pulsující arteriální krvi na červené a infračervené vlnové délce a tento poměr je následně převeden na hodnotu saturace krve kyslíkem.



Obr. 5 Absorpční spektrum RHb a HbO₂ v závislosti na vlnové délce světla [9]

Princip pulsních oxymetrů

Pulsní oxymetrie je tedy založena na průchodu světla dvou specifických vlnových délek tkání. Pulsní oxymetr sestává z monitoru, který zobrazuje naměřené hodnoty a ze sondy. Sonda se skládá ze zdroje světelného záření a fotodetektoru. Světelné paprsky procházejí celou tkání k fotodetektoru. Ten měří intenzitu procházejícího světla na daných vlnových délkách. Intenzita světla je závislá na absorpci. Při průchodu světla tkání je část světla absorbována tkání v závislosti na koncentraci hemoglobinu. Pulsní oxymetry musí počítat pouze s absorpcí světla arteriální krve. Musí tedy odstranit vliv absorpce v žilní krvi a ostatních zdrojích, které absorpci mohou měnit. Tyto faktory, které ovlivňují útlum, můžeme rozdělit do několika nezávislých skupin: arteriální krve, žilní krve a tkáně, jak můžeme vidět na Obr. 6.

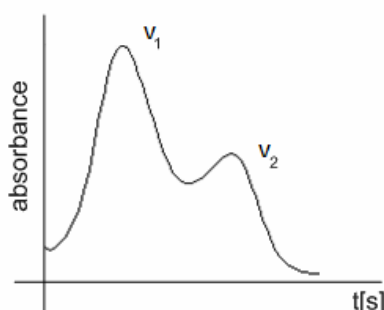


Obr. 6 Faktory ovlivňující velikost absorpce [8]

Absorpce nepulzujících (statických) tkání (DC), žilní krve a arteriální krve je konstantní. Absorpce pulzující kapilární krve se mění v závislosti na změně jejího objemu.

Pulsní křivka

S každou srdeční kontrakcí dojde ke změně objemu arteriální krve. To vede ke změně absorpce světla. Signál přicházející na detektor má tvar pravidelných křivek, jak je vidět na Obr. 7.



Obr. 7 Pulsní křivka s typickými vrcholy [14]

Srdeční stah vyvolá tlakovou vlnu, která se šíří krevním řečištěm až do arteriol, kde část z ní pronikne dovnitř a část se odrazí a postupuje jako vlna v protisměru původního šíření. Takto odražená vlna způsobuje druhý vrchol v pulsni křivce. Pulsni křivka je dobrým ukazatelem správné srdeční činnosti. Pomocí pulsni křivky lze také vypočítat tepovou frekvenci

Výpočet saturace

Objem arteriální krve se mění v závislosti na tepové frekvenci. Fotodetektor detekuje silný signál reprezentující absorpci v nekrvavých částech tkáně, žilní a kapilární krve. Malá část z tohoto signálu, přibližně 1 % tvoří střídavá složka arteriálního pulsu. Protože jde o střídavý signál, může být lehce rozeznán od absorpce v žilní krve a nekrvavých částech

jednoduchým filtrováním. Potom je možné vypočítat střední hodnotu tohoto signálu, kterou budeme dále používat pro výpočet saturace.

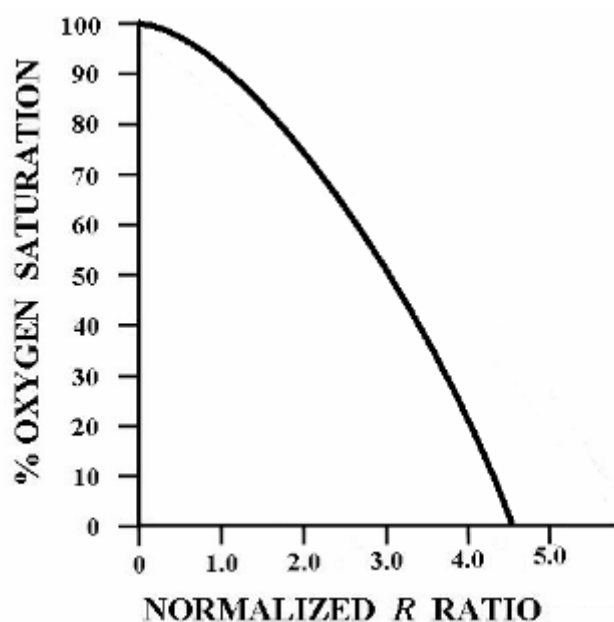
Poměr signálů představujících pulsující a nepulsující části nám umožňuje stanovit hodnotu nasycení krve kyslíkem. Tento poměr se počítá dle vzorce (5).

$$R = \frac{\left(\frac{ACrms660}{DC660} \right)}{\left(\frac{ACrms940}{DC940} \right)} \quad (5)$$

kde:

<i>ACrms660</i>	je střední hodnota střídavého signálu z R diody
<i>DC660</i>	je hodnota stejnosměrného signálu z R diody
<i>ACrms940</i>	je střední hodnota střídavého signálu z IR diody
<i>AC940</i>	je hodnota stejnosměrného signálu z IR diody

Tento poměr ovšem neudává hodnotu saturace. Číselnou hodnotu ze vztahu (5) je nutné porovnat s kalibrační křivkou, která byla získána sérií měření na dobrovolnících. (viz Obr. 8) Kalibrace oxymetrů se může lišit, ale standardem je, že při stejné absorpci pro RHb a HbO₂ vychází hodnota R rovna jedné, což odpovídá saturaci 85 %. Poměr 0,5 odpovídá 97% saturaci. [10]



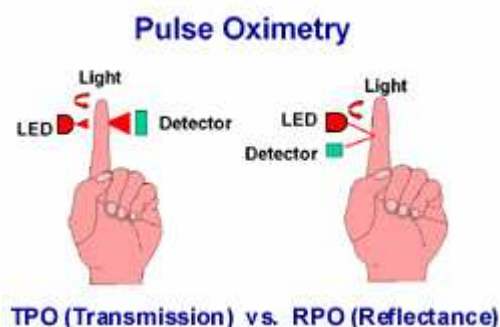
Obr. 8 Empirická křivka saturace krve kyslíkem [13]

Tato křivka může být aproximována na lineární rovnici, pomocí níž se dá jednoduše dopočítat nasycení krve kyslíkem.

$$SaO_2 = 122 - 25 \cdot R \quad (6)$$

2.3 Sondy v pulsní oxymetrii

Existují dva hlavní typy sond: transmisní a reflexní. Rozdíl je v pozici zdroje světla a jeho detektoru, jak je vidět na Obr. 9.



Obr. 9 Transmisní a reflexní sonda pulsního oxymetru [18]

Transmisní sondy

Více používaná je transmisní metoda založená na tom, že oba světelné prvky jsou umístěny na protilehlých stranách části těla. Čidla se umísťují především na prsty a lalůček ucha. Světlo prochází z emitoru kolmo na detektor, tak je zaručena jeho nejkratší dráha. Detektor měří intenzitu světla, která je závislá na objemu arteriální krve. Množství krve se mění se srdečním pulsem, proto se společně se saturací také udává informace o srdečním rytmu. [10]

Reflexní sondy

Použití transmisní pulsní oxymetrie je limitováno šířkou měřené tkáně, a proto se v některých případech používá reflexní oxymetrie. Zdroj světla a jeho detektor jsou umístěny vedle sebe na stejné straně měřené tkáně. Světelný signál z emitoru putuje do tkáně a krevního řečiště, odrazí se od pohybujících se červených krvinek a tkání a vrací se zpět do detektoru. Množství odraženého světla je tedy závislé na množství krve ve tkáni. Vzhledem k principu těchto sond se mohou použít téměř v libovolném místě na těle. Ne všechny povrchové části těla jsou ale stejně dobře prokrveny, proto se sonda přikládá na čelo nebo hrudní kost. [10]

2.4 Optické senzory v oxymetrii

Senzor pro oxymetr se skládá především ze zdroje červeného i infračerveného záření a z detektoru. Tento detektor umožňuje změřit signál procházející přes prosvětlovanou tkáň a následně tak vypočítat nasycení krve kyslíkem.

Zdroje světelného záření

Jako zdroje světelného záření se používají laserové diody, optická vlákna a hlavně elektroluminiscenční diody (LED), které jsou v pulsní oxymetrii využívány pro své jedinečné vlastnosti. Mají malé rozměry, nízkou spotřebu energie a mohou generovat záření v širokém rozsahu vlnových délek od viditelného až po infračervené světlo. Takto si můžeme zvolit LED diodu, která vyzařuje světlo o dané vlnové délce. V našem případě 660 a 940 nm. Tato

vlastnost je zásadní pro oxymetrii, protože pro měření nasycení hemoglobinu kyslíkem je velmi důležité mít zdroj záření s přesně definovanou vlnovou délkou generovaného světla.

Fotodetektory

Fotodetektor má za úkol převádět světelnou energii na elektrickou energii, kterou dále zpracováváme. Při výběru detektoru musíme dbát na jeho vlastnosti:

- rozsah vlnových délek záření, který je detektor schopen detekovat,
- odezva na přijatý optický signál,
- vlastní šum detektoru,
- rozměry detektoru.

Hojně využívané jsou fotodiody, pro svoje vlastnosti jako jsou malé rozměry, stálost a jednoduché zapojení. Dále se využívají fototranzistory nebo fotorezistory.

2.5 Konstrukční řešení pulsních oxymetrů

Nejčastěji se jedná o přenosné přístroje s různými možnostmi zobrazení. Odlišné jsou také druhy konstrukčního řešení a metody vyhodnocování informací.



Obr. 10 Různé podoby pulsních oxymetrů, a) příruční, b) prstový, c) stolní [15][16][17]

3 Omezení pulsních oxymetrů

Oxymetry mají řadu omezení, která mohou vézt k nepřesnému měření. Je nutné tato omezení znát, aby nedošlo ke špatné diagnóze nebo špatnému použití oxymetru.

3.1 Druhy omezení oxymetrů

Řadě omezení lze správným postupem měření předejít nebo je dokonce eliminovat. Tato omezení si vysvětlíme níže.

Nízké prokrvení a překrvení

Funkce pulsních oxymetrů závisí na dobrém prokrvení a adekvátní pulsaci periferních tkání. Nízké prokrvení může být způsobeno několika faktory. Patří sem zejména nízký krevní

tlak, vazokonstrikce nebo podchlazení může způsobit, že signál bude příliš malý na to, aby ho oxymetr spolehlivě vyhodnotil. Obecně platí, že jsou oxymetry při nízké perfuzi citlivější na pohybové artefakty.

Pokud je tkáň překrvená, tok žilní krve začne pulsovat. V tomto případě bude počítána i absorpce žilní krve a oxymetr bude ukazovat falešné hodnoty. [2]

Pohybové rušení

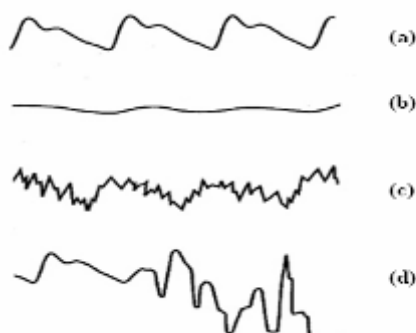
Pohyb sondy po kůži může způsobit artefakty, které oxymetr nedokáže odlišit od normální arteriální pulsace. Pohyb lze většinou rozeznat na rozdílných tvarech pletysmografické křivky a náhlou změnou srdečního pulsu. Odstranění tohoto rušení je možné dostatečným připevněním sondy a uklidněním pohybu pacienta. [2]

Parazitní světelné zdroje

Další rušení představují vnější světelné zdroje. Jejich odstranění spočívá v dokonalém upevnění sondy a překrytím snímače neprůsvitným materiálem, tak aby na detektor nevnikalo žádné vnější světlo.

3.2 Ztráta přesnosti

Přesnost měření je závislá na stupni saturace SaO_2 . Stupeň saturace se obvykle nachází v rozmezí 70 – 100 %. Pro hodnoty nad 90 % se uvádí přesnost do 2%. Při saturaci pod 90% klesá přesnost do rozmezí 5 – 10 %. Saturace 70 % se bere jako nejnižší hodnota s nejmenší přesností.



Obr. 11 Artefakty v záznamu oxymetru; a) normální záznam, b) nízké prokrvení, c) světelné rušení, d) pohybové artefakty [2]

4 Využití pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie je široce využívána v různých klinických aplikacích. Užívána je pro měření nasycení krve kyslíkem v průběhu anestezie, při operacích, na jednotkách intenzivní péče, na novorozeneckých odděleních, během transportu pacientů. Použití oxymetrie se doporučuje také u srdeční katetrizace, stejně jako u bronchoskopie a endoskopie. Dále jsou používány při domácí kyslíkové terapii, u pacientů s chronickou obstrukční nemocí plic a u astmatiků.

Uplatnění především kvůli rozměrům a hmotnosti oxymetrů je i v nelékařském prostředí, a to u pilotů, kde dochází k odkysličení mozku vlivem přetížení. Oxymetry jsou také

vhodné pro prevenci horské nemoci u horolezců. Dále nacházejí uplatnění u monitorování novorozenců pro prevenci syndromu náhlého úmrtí a prevenci hypoxie.

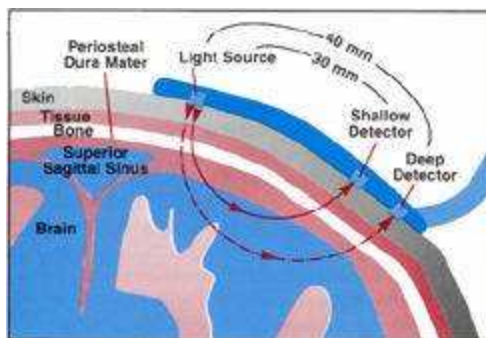
Pulsní oxymetrie v posledních letech zaznamenala velký pokrok a její uplatnění se díky novým technologiím rozšiřuje mezi řadu nových aplikací. Protože se jedná o neinvazivní metodu, relativně nenáročnou na obsluhu, je stále častěji komerčně využívána. [2]

4.1 Další využití oxymetrie

Pro svoji efektivitu, dostupnost a jednoduchost se oxymetrie objevuje v řadě jiných diagnostických metodách.

Transkraniální cerebrální oxymetrie

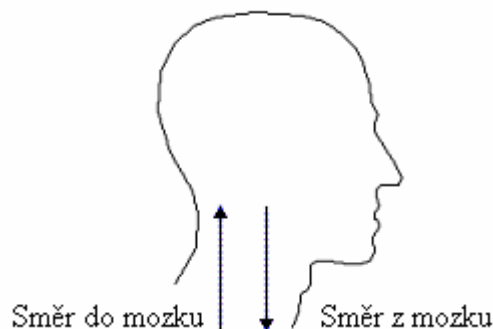
Systém transkraniální oxymetrie průběžně monitoruje regionální změny v nasycení žilní krve v mozku. Tato neinvazivní metoda byla vyvinuta za účelem sledování klesajícího nebo nedostatečného okysličení mozkové tkáně. Včasná nebo preventivní diagnostika nedokrvění mozkové tkáně statisticky snižuje možnost mozkové mrtvice a nezvratné poruchy funkce mozku. [1]



Obr. 12 Cerebrální oxymetrie [1]

Jugulární oxymetrie

Jedná se o kontinuální měření saturace krve tekoucí z mozku jugulární žílou. Metoda je invazivní, protože sonda musí být zavedena do jugulární žíly. Saturace by se měla pohybovat v rozmezí 55 – 75 %. Umožňuje detekci mozkové ischemie, která bývá způsobena poraněním mozku. Obr. 12 znázorňuje tok okysličené krve do mozku a méně okysličené krve vytékající z mozku.



Obr. 13 Jugulární oxymetrie [12]

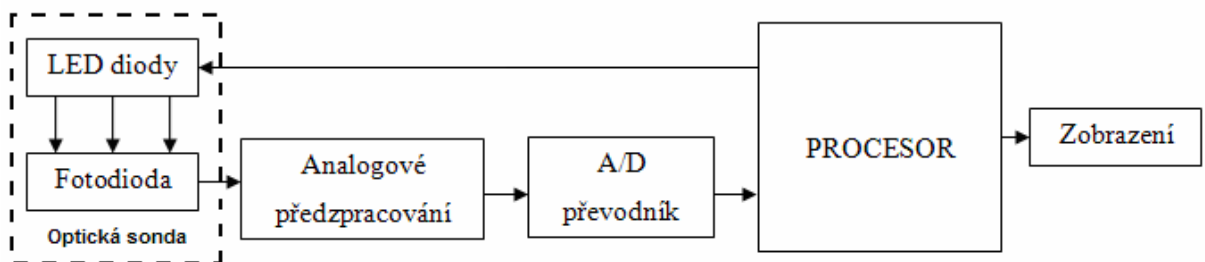
Fetální pulsní oxymetrie

Fetální pulsní oxymetrie je metoda, která měří saturaci krve přímo na kůži plodu v děloze matky. Hodnota saturace nenarozeného plodu se pohybuje pod 70 %. Sonda připevněná na prstech lékaře se zavádí do dělohy a přikládá se na pokožku plodu. Tato metoda slouží jako doplňující vyšetření před porodem a umožňuje odhalit hypoxii plodu. [6]

5 Princip funkce pulsních oxymetrů

Princip pulsních oxymetrů lze jednoduše popsat pomocí blokového schématu viz Obr. 14. Optická sonda umožňuje měřit signál vypovídající o absorpci záření ve tkáni. Střídavě měří signál z červené a infračervené diody. Toto přepínání je řízeno procesorem. Výstup sondy je přiveden na blok analogového předzpracování, ve kterém dojde k zesílení nízké úrovně signálu z fotodiody.

Signál je potom převeden v analogově digitálním převodníku a vstupuje do procesoru, kde je vypočtena saturace. V bloku zobrazení je znázorněna pulsní křivka a zobrazeny vypočtené hodnoty.



Obr. 14 Blokové schéma pulsního oxymetru [14]

5.1 Optické sondy

Základem oxymetru je optická sonda. Sondy mají mnoho různých provedení. Některé jsou součástí samotného oxymetru, jiné jsou k oxymetru připojovány přes kabel s konektorem. Sondy mají však většinou tvar kolíčku a umísťují se na prst. Nevýhodou je, že výrobci používají své typické konektory, a proto jsou kompatibilní jen s vlastními přístroji. Často je však používán dvouřadý devítipinový konektor. [14] Vnitřní uspořádání bývá u akového konektoru podobné u různých výrobců. Zdrojem červeného a infračerveného světla jsou dvě diody, které bývají zapojeny antiparalelně. Přiváděním napětí s různou polaritou je zajištěna jejich střídavá funkce. Detektor je umístěn proti diodám.

5.2 Analogové předzpracování signálu

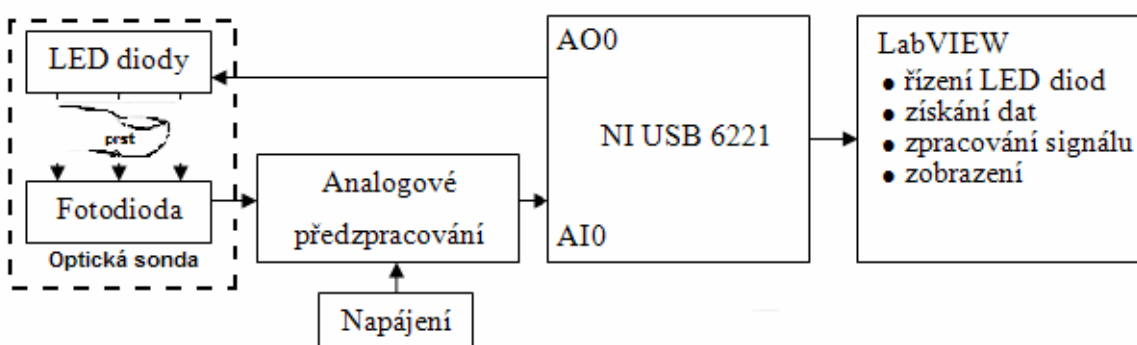
Analogové předzpracování signálu spočívá v jeho zesílení, protože napětí vystupující z fotodiody je velmi nízké. Signál je zesílen nejčastěji analogovými operačními zesilovači. Tyto zesilovače musí mít dostatečně velké zesílení a co nejmenší vlastní šum, tak aby nedošlo k ovlivnění přesnosti oxymetru. [14]

5.3 A/D převod, procesor a zobrazení

Analogově digitální převodník posílá digitální signál do procesoru. V procesoru je pomocí různých algoritmů vypočítána saturace a ta je následně zobrazena. Pro zobrazení se používají displeje. Zobrazení bývá různé, nejčastěji je však znázorněna tepová frekvence a saturace krve kyslíkem. Některé oxymetry dokonce umožňují vykreslit pulsní křivku.

6 Vlastní návrh pulsního oxymetru

Pro snímání signálu byly použity originální sondy od firmy Nonin a RALL. Data ze sondy jsou snímána pomocí měřicí karty NI USB 6221, která umožňuje A/D převod a přímou komunikaci se softwarem LabVIEW. Pomocí karty je také řízena funkce fotodiod v měřicí sondě.



Obr. 15 Blokové schéma pro vlastní systém pulsního oxymetru

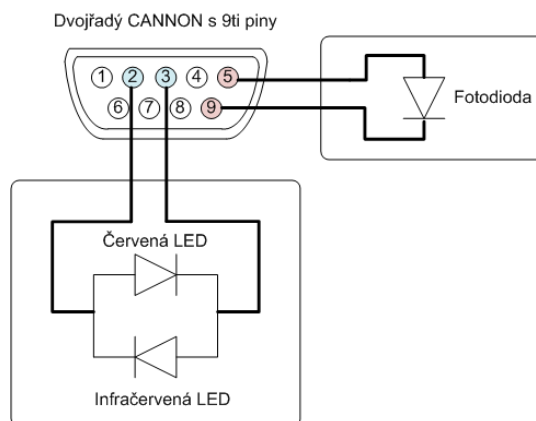
6.1 Optická sonda

Měření saturace se provádělo dvěma sondami firem NONIN a RALL. Tyto sondy obsahují dvě antiparalelně zapojené LED diody, které pracují na vlnových délkách 660 nm pro červenou diodu a 940 nm pro infračervenou diodu. Jako snímač slouží fotodioda, která je umístěna naproti LED diod.



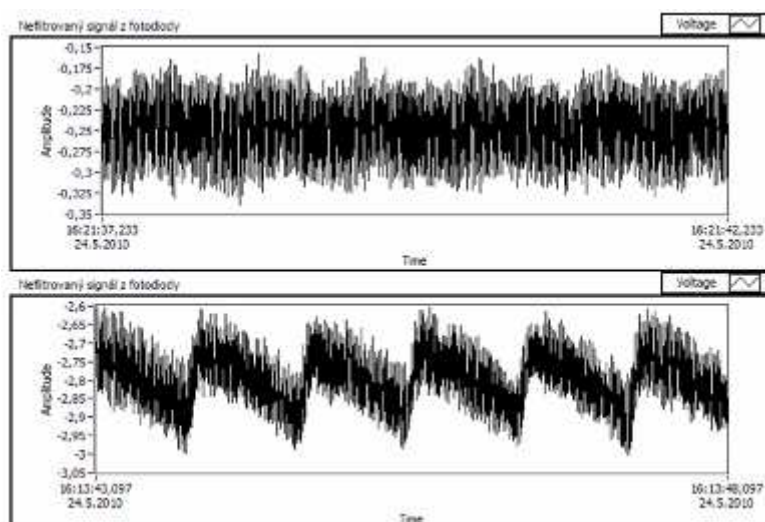
Obr. 16 Optické sondy

Oba tyto snímače se připojují pomocí dvouřadého devítipinového CANNON konektoru. Nejdůležitější bylo zjistit, které z pinů slouží pro napájení diod a které piny jsou vývody z fotodiody. To je vidět z Obr. 17.



Obr. 17 Rozmístění a význam jednotlivých pinů konektoru optické sondy [14]

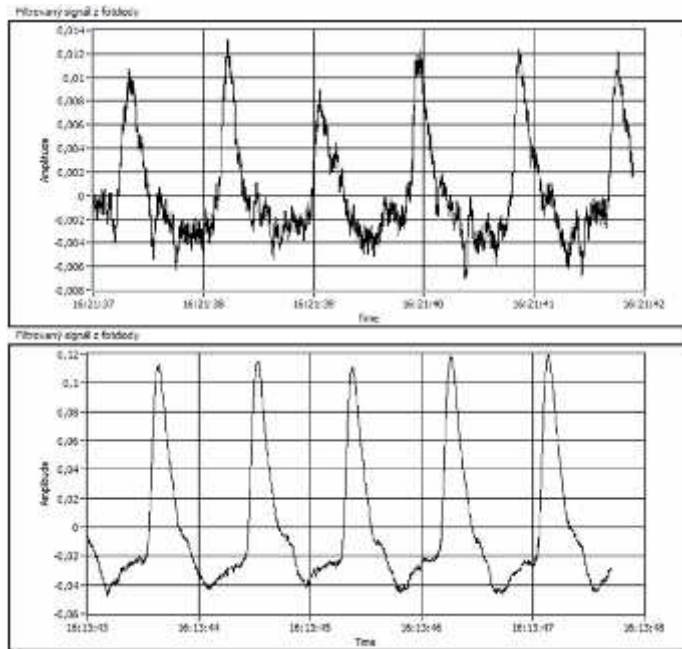
V dalším měření byla použita pouze sonda NONIN a to proto, že vykazovala mnohem menší šum měřeného signálu. Rozdíl v kvalitě jednotlivých signálů ze dvou použitých sond je vidět na Obr. 18.



Obr. 18 Porovnání signálu ze dvou použitých sond: RALL (nahore), NONIN (dole)

Z horního obrázku, který zobrazuje záznam signálu z fotodiody při rozsvícené červené diodě v sondě firmy RALL, lze jen těžko rozeznat jakoukoliv periodicitu. Zatímco ve spodním obrázku lze i bez jakékoliv předchozí filtrace a při stejném nastavení měření vidět mírně zkreslenou pulsní křivku. Po filtraci pásmovou propustí s mezními frekvencemi 0,5 a 8 Hz jsou vidět jednotlivé pulsní vlny.

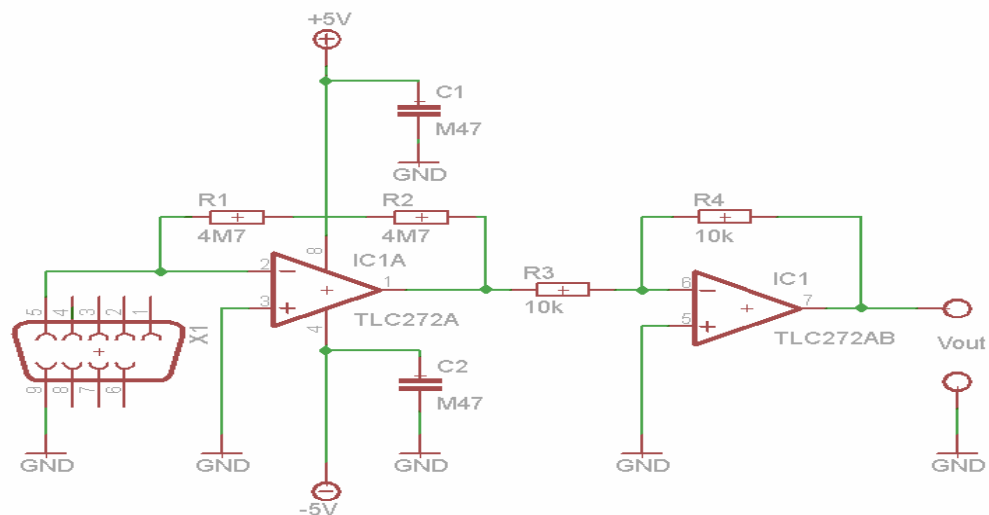
Další průběhy, viz. Obr. 19. zobrazují průběhy filtrovaných signálů z Obr. 18. Lze na nich pozorovat rozdíly v kvalitě zobrazení pro oba typy použitých sond. Ve spodní části obrázku je dobře rozeznatelná druhá vlna pulsní křivky, představující návrat krve proti směru jejího původního proudu.



Obr. 19 Filtrované signály ze dvou použitých sond: RALL (nahore), NONIN (dole)

6.2 Analogové předzpracování signálu

Signál z optické sondy, která je umístěna na vstupu analogového obvodu, je pro měření na měřící kartě nutno dostatečně předem upravit. Proto je použit obvod upravující signál do formy, kterou lze dále softwarově zpracovat.



Obr. 20 Schéma elektrického obvodu pro analogové předzpracování signálu

Základem je signál přicházející z optické sondy, kde jeho snímání zajišťuje fotodioda. Jeden vývod fotodiody je zapojen na pinu číslo 5 a druhý z pinu 9 je přiveden na společnou zem. Hlavní součástí obvodu je dvojitý operační zesilovač TLC272. Aby mohl být proud vznikající na fotodiodě dále zpracováván, musí být převeden na elektrické napětí. Proto je první část operačního zesilovače zapojena jako proudově napěťový převodník. Výstupní

napětí prvního stupně je úměrné proudu fotodiody a zpětnovazebnímu odporu, proto se v zapojení používá zpětnovazební odpor v řádech megaohmů. Paralelně se zpětnovazebním odporem se v takovýchto zapojeních používá zapojený kondenzátor s kapacitou v řádech pikofaradů pro kompenzaci kapacity fotodiody. V našem zapojení byla tato kapacita vynechána, protože kapacita spojů na desce plošného spoje tuto kapacitu nahradí. Signál z prvního stupně zesilovače je invertován. A proto je signál následně zpětně invertován pomocí druhého stupně operačního zesilovače. Druhý stupeň nemá žádné zesílení, protože by mohlo dojít k ořezání vyšších složek užitečného signálu. Napájení obvodu je odděleno kondenzátory pro potlačení případného rušení pocházejícího ze zdroje. Užitečný signál pulsní křivky je ve frekvenčním rozsahu od 0,5 – 8 Hz. Toto filtrování je prováděno softwarově programem LabVIEW. Dolní mezní kmitočet odstraňuje stejnosměrnou složku signálu a také artefakty způsobené pohybem pacienta. Proto se volí frekvence 0,5 Hz, která se jeví jako ideální pro potlačení zmíněných složek. Horní mezní frekvence odstraňuje složky, které nejsou podstatné pro zobrazení pulsní křivky a také odstraňuje rušení elektrovedné sítě.

6.3 Měřicí karta NI USB 6221

Pro řízení napájecího napětí diod optické sondy a také pro převod analogového signálu na digitální, umožňující počítačové zpracování, slouží měřicí karta National Instruments USB 6221. Tato karta se k počítači zapojuje kabelem přes USB port.



Obr. 21 Měřicí karta

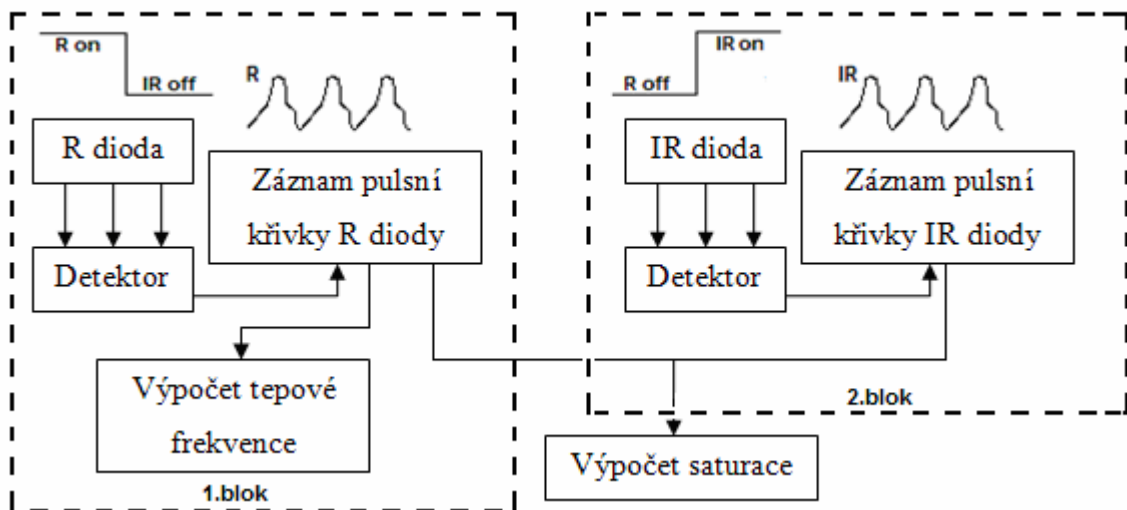
Vstupy a výstupy se ke kartě připojují jednoduše pomocí řady šroubovacích konektorů. Ovládání měřicí karty lze v softwaru LabVIEW realizovat pomocí DAQ bloků, které umožňují definovat jednotlivé vstupy a výstupy karty, zvolit, které piny budou použity a jaké výstupní hodnoty napětí bude karta generovat. Karta disponuje šestnácti analogovými vstupy s rozlišením 16 bitů, pomocí nichž lze snímat signál z optické sondy, potažmo z obvodu pro analogové předzpracování. Dále sonda obsahuje 2 analogové výstupy, kterými se ovládá funkce diod v optické sondě. Karta obsahuje zdroj +5 V, který slouží pro napájení části obvodu pro předzpracování signálu.

7 Možnosti realizace programu v LabVIEW

Program LabVIEW umožňuje generovat signály na analogové výstupy, jak v určitých časových intervalech, tak i kontinuálně. Dokáže také zaznamenávat hodnoty v přesně definovaných časových intervalech a tyto hodnoty zapisovat do jednotlivých grafů stejně jako je dokáže zaznamenávat kontinuálně. Toho bylo využito a vznikly dva postupy pro měření tepové frekvence a výpočet nasycení krve kyslíkem.

7.1 Sekvenční způsob realizace programu

Sekvenční způsob je realizován jako po sobě jdoucí sled úkolů, které postupně dokážou zobrazit pulsní křivky pro jednotlivé LED diody a v dalším kroku vypočítat saturaci.



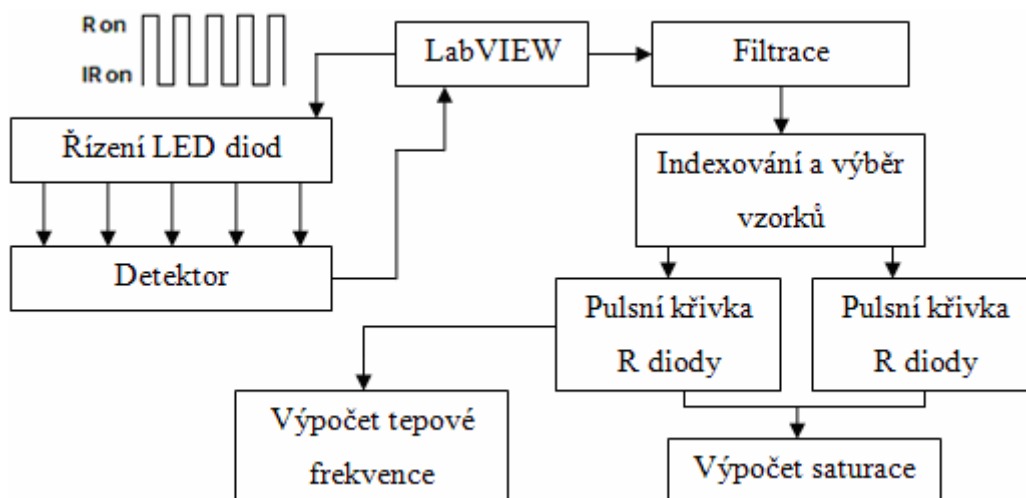
Obr. 22 Blokové schéma sekvenčního programování

Program nejprve v prvním bloku na přesně definovanou dobu zapne červenou LED diodu a snímá pulsní křivku. Pomocí pulsní křivky je vypočítána tepová frekvence a uloženy hodnoty napětí optické sondy. Dále v druhém bloku se vypne červená dioda a opět na přesně definovanou dobu se spustí infračervená LED dioda a je zaznamenána pulsní křivka. Tepová frekvence zde již není počítána, protože byla vypočítána při měření s červenou LED diodou. Hodnoty napětí na měřených sondách jsou porovnány a saturace je dopočítána pomocí vztahu (6).

7.2 Kontinuální způsob realizace programu

Druhou možností bylo realizovat program pro snímání pulsní křivky a měření tepové frekvence tak, aby měření probíhalo kontinuálně. Blokové schéma popisující strukturu tohoto programu je na Obr. 23. Program vysílá impulsy na analogový výstup a tím střídavě spíná červenou a infračervenou diodu. Signál přicházející z optické sondy je zaznamenáván měřicí kartou a dále je potom softwarově rozdělen tak, aby se zaznamenávaly vzorky střídavě vždy z jedné diody. Tyto vzorky se uloží do dvou různých grafů v pravidelných intervalech. Takto

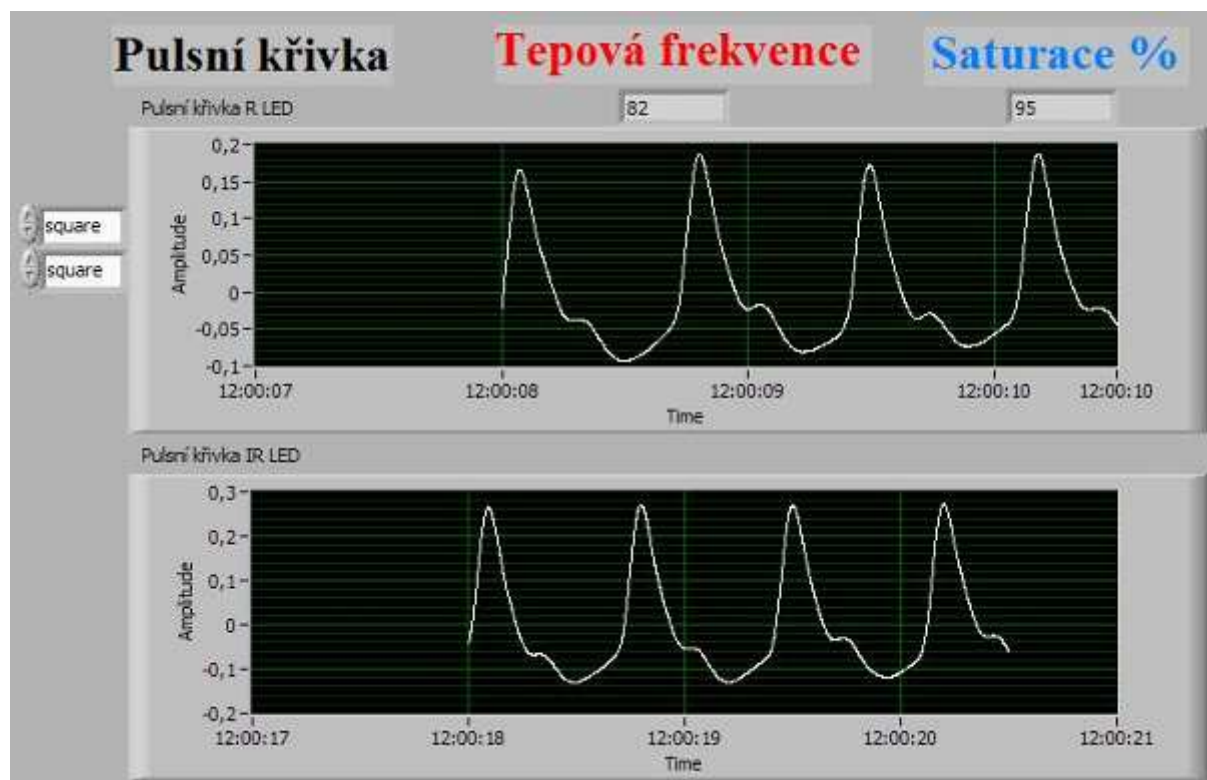
vzniká kontinuální signál zobrazující pulsní křivku pro červenou i infračervenou LED diodu. Z vytvořených křivek potom lze dopočítat tepovou frekvenci a nasycení krve kyslíkem.



Obr. 23 Blokové schéma kontinuálního programování

8 Program v LabVIEW

Při vytváření programu byl zvolen sekvenční způsob, protože kontinuální způsob se nepodařil realizovat do konečné formy. Hlavní okno programové aplikace je vidět na Obr. 24.



Obr. 24 Čelní panel programu pro zobrazení dat

Před spuštěním programu je nutné zvolit typ generovaného signálu na hodnotu „square“, čímž je zajištěno napájení diod stejnosměrným napětím.

Celý program je rozdělen na dvě sekvence umístěné ve smyčce „while“, která zajistí, že po ukončení obou sekvencí a zobrazení hodnot začne další cyklus měření. Program provádí úkoly nastavené v sekvencích v pořadí zleva doprava. Takto je zajištěno střídání měření a to nejprve s červenou diodou a poté s infračervenou diodou.

8.1 První sekvence programu

První sekvence (viz Příloha III) nastavuje hodnotu výstupního napětí a zaznamenává signál přicházející z fotodiody a dále jej zpracovává. Amplituda napětí je nastavena konstantně na +3 V, které jsou dostatečné pro napájení LED diody. Takto nastavené hodnoty ovládají blok „square wave“, který generuje obdélníkový signál a jeho výstup navazuje přímo na blok DAQ assistant ovládající analogový výstup měřicí karty a spíná tak červenou LED diodu.

Diody v optické sondě jsou zapojeny antiparalelně, proto je důležité správně zapojit přívodní kabely z přípravku pro analogové předzpracování signálu, který obsahuje konektor pro připojení sondy. Proto je před samotným zahájením měření nutné zapojit celý systém podle schématu v Příloze I. Poté program sepne červenou diodu na deset sekund. Toto je zajištěno nastavením bloku DAQ assistant, kde je nastaven počet vzorků a frekvence, kterou se budou vzorky zapisovat. V našem případě je počet vzorků 10000 a frekvence 1 kHz.

První sekvence dále obsahuje další blok DAQ assistant, který následně umožňuje zpracovávat signál přicházející z optické sondy. Tento signál je rozdělen do dalších bloků provádějících jednotlivé úkoly. První blok umožňuje filtrovat signál a je nastaven jako pásmová propust. Tento filtr propouští signál v mezních frekvencích od 0,5 do 8 Hz, čímž je vybrána střídavá složka signálu představující změny objemu arteriální krve.

Potom je takto filtrovaný signál přiveden na blok „extrakt partion of signal“, který vybere část signálu od 4 do 6,5 sekundy. Takto vybraný usek signálu je zobrazen v grafu na čelním panelu.

Dále je v první sekvenci počítána tepová frekvence. Počítá se pomocí bloku „peak detector“, který umožňuje najít vlny podle nastavených hodnot prahu a jejich šířky. Práh je nastaven na hodnotu od nejnižší amplitudy pulsní vlny po její nejvyšší hodnotu a dále je zmenšen na třetinu tak, aby byla vybrána vždy největší vlna. Šířka hledané vlny je nastavena na 150 vzorků, proto detektor tak zaznamená jen vlny s odpovídající šířkou. Takto je zjištěn počet pulsů za sekundu. Dále je hodnota násobena číslem 60 a tím získáme minutovou tepovou frekvenci, která je zobrazena na čelní panelu programové aplikace.

Hodnoty stejnosměrné složky signálu (DC) a také střední hodnoty střídavé složky (rmsAC) jsou uchovány a následně je pomocí nich a později vypočtených hodnot při sepnuté IR diodě počítáno nasycení krve kyslíkem dle vztahu (6).

Poté co se ukončí všechny dílčí úkoly v této sekvenci, program přechází do druhé poloviny reprezentované druhou sekvencí.

8.2 Druhá sekvence programu

Druhá sekvence je založena na podobném principu jako sekvence první (viz Příloha IV). Hodnota amplitudy napětí je ovšem nastavena na -3 V, takže probíhá měření s infračervenou diodou. Měření trvá také deset sekund, jak je nastaveno v bloku „DAQ assistant“. Signál z optické sondy je zaznamenáván měřicí kartou a pomocí dalšího bloku DAQ je dále zpracováván.

Signál je stejně jako v první sekvenci filtrován pásmovou propustí. Dále jsou pomocí bloků „amplitude and level measurements“ vypočítány hodnoty stejnosměrné složky a střední hodnoty střídavé složky signálu. Tyto hodnoty jsou vzájemně poděleny a výsledná hodnota spolu s takto vypočtenou hodnotou z první sekvence je znovu podělena. Podíl těchto dvou hodnot představuje poměr R, který vystupuje ve vztahu (5).

V druhé sekvenci již není počítána tepová frekvence, protože byla již vypočtena v sekvenci první.

Po ukončení celého měřicího cyklu jsou zobrazeny grafy znázorňující pulsní vlny pro obě diody zvlášť a jsou zobrazeny hodnoty vypočtené tepové frekvence a saturace.

Použitý program dokáže vypočítat tepovou frekvenci a saturaci a také dokáže zobrazit jednotlivé pulsní křivky. Nevýhodou ovšem je, že tyto hodnoty jsou vypočteny vždy jednou za dvacet sekund. V průběhu dvaceti sekund se však fyziologické hodnoty nasycení krve kyslíkem stejně jako tepová frekvence mohou změnit. Proto výsledné hodnoty nemají až tak velkou vypovídající hodnotu a je nutné provádět měření na pacientech, kteří jsou v klidu a relaxovaní.

Pacient by se rovněž v průběhu měření neměl pohybovat a ani mluvit, aby nedošlo ke zkreslení dat pohybovými artefakty. Důležité je také zvolit vhodný zdroj pro napájení přípravku pro analogové předzpracování signálu tak, aby se do obvodu nedostalo rušení způsobené nesprávně zvoleným zdrojem. V průběhu měření se jako vhodné zdroje osvědčila měřicí karta NI USB 6221, která obsahuje pevný zdroj +5 V a dále laboratorní zdroj BK 127 (viz Příloha I).

8.3 Ověření vypočtených hodnot

Vypočtené hodnoty byly ověřeny současným měřením přístrojem NONIN Onyx II (viz. Příloha V), který byl umístěn na prstu vedle optické sondy vlastního vytvořeného systému pro pulsní oxymetrii. Měření bylo opakováno celkem desetkrát a byly současně zapisovány hodnoty z obou systémů. Naměřené hodnoty jsou si v jednotlivých měřeních podobné, z čehož lze usuzovat, že vlastní návrh pulsního oxymetru je funkční. Naměřené hodnoty lze vidět v Tabulce 1.

Tabulka 1 Srovnání naměřených hodnot

Měření	NONIN Onyx II		Oxymetr v LabVIEW	
	TF	SpO ₂	TF	SpO ₂
1	72	98	73	97
2	68	96	70	95
3	70	96	72	97
4	69	96	68	97
5	71	96	72	97
6	72	96	69	96
7	70	96	71	97
8	68	97	69	97
9	68	97	70	95
10	71	96	69	96

(TF – tepová frekvence)

9 Závěr

Během vytváření bakalářské práce jsem se seznámil s pulsními oxymetry, principem jejich činnosti a možnostmi jejich konstrukce. Dále jsem se seznámil s konstrukcí sond pro pulsní oxymetry a jejich stavbou a pozoroval rozdíl mezi kvalitou některých sond.

Dále jsem se seznámil s programovým prostředím LabVIEW, s možnostmi jeho propojení s měřicí kartou, hlavně pak s generováním a zaznamenáváním signálů. Naučil jsem se ovládat funkční bloky pro zpracování a zobrazení těchto signálů. Osvoji si filtrování signálů v programu. Vytvářel jsem numerické operace pro výpočet hodnot signálů.

Poznal jsem základy možností tvorby analogových obvodů, konstrukci zesilovačů a filtrů s využitím analogových součástek, kontroly těchto obvodů pomocí osciloskopického měření, dále jsem pozoroval vliv šumu na analogové obvody a možnosti jeho odstranění.

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit systém pulsního oxymetru. Systém jsem realizoval pomocí originální sondy pulsního oxymetru. Tato sonda byla napojena na obvod pro analogové předzpracování signálu, který sloužil především pro převedení nízké úrovně signálu z optické sondy na užitečný signál, který byl dále zpracováván. Součástí obvodu byl také přívod pro napájení zdrojů světelného záření v optické sondě. Dalším krokem byla programová aplikace v prostředí LabVIEW. Tento program pracoval v sekvencích, které jednotlivě ovládaly zdroje záření a současně snímaly signál z optické sondy prostřednictvím měřicí karty. Hodnoty signálů naměřených v jednotlivých sekvencích byly filtrovány, zpracovány a graficky zobrazeny programem. Dále byly numericky vypočteny hodnoty signálů v daných sekvencích, ty byly potom numericky zpracovány a byla vypočtena tepová frekvence a hodnota saturace krve kyslíkem.

Výhodou vytvořeného programu bylo, že dokázal zobrazit oddělené pulsní křivky naměřené za použití jak červené, tak i infračervené LED diody v optické sondě. Hlavní nevýhodou tohoto programu bylo, že nedokázal měřit hodnoty kontinuálně v čase, ale byl omezen na zobrazení hodnot v časovém rozestupu. Proto tyto hodnoty nebyly natolik vypovídající, protože mohlo dojít k jejich změně v průběhu cyklu měření. Tento nedostatek by se dal odstranit, kdyby se podařilo realizovat program pro kontinuální měření a snímání hodnot až do finální formy.

Naměřené hodnoty byly porovnány s hodnotami současně měřenými na též osobě pomocí originálního přístroje pro měření saturace a tepové frekvence. Hodnoty obou systémů byly značně podobné, takže se dá usuzovat, že navržený systém pulsního oxymetru je funkční.

10 Použitá literatura

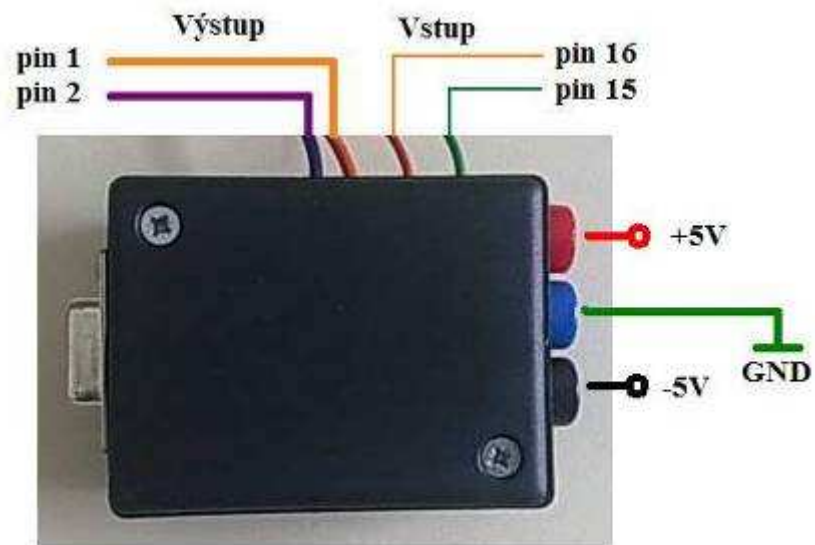
- [1] JAQUISS, Robert. Cerebral Oxymetry - A New Way to Help Protect the Brain. *Children's Hospital and Health System* [online]. 2001 [cit. 2009-12-26]. Dostupný z WWW: <<http://www.chw.org/display/PPF/DocID/21054/router.asp>>.
- [2] JUBRAM, Amal. Pulse Oxymetry. *Division of Pulmonary and Critical Care Medicine* [online]. 1999 [cit. 2009-12-17]. Dostupný z WWW: <<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/cc341.pdf>>. ISSN 1364-8535.
- [3] KAMAT, Vijaylakshmi. Pulse Oxymetry. *Indian J. Anesth* [online]. 2002 [cit. 2009-12-18]. Dostupný z WWW: <<http://medind.nic.in/iad/t02/i4/iadt02i4p261.pdf>>.
- [4] KOLÁŘ, Radim. Pulsní oxymetrie. *Elektronický text* [online]. 2009 [cit. 2009-12-26]. Dostupný z WWW: <https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/86116/prednasky/T13_oxymetrie.pdf>.
- [5] LI, Yun-Thai. Pulse Oxymetry. *Department of Electronic Engineering* [online]. 2007 [cit. 2009-12-20]. Dostupný z WWW: <<http://personal.ph.surrey.ac.uk/~phs3ps/surj/v2/li.pdf>>.
- [6] MENDELSON, Yitzhak. Pulse Oxymetry: Theory and Applications for Noninvasive Monitoring. *CLINICAL CHEMISTRY* [online]. 1992 [cit. 2009-12-17]. Dostupný z WWW: <<http://www.clinchem.org/cgi/reprint/38/9/1601.pdf>>.
- [7] *Nellcor : Pulse oxymetry* [online]. 2009. 2009 [cit. 2009-12-27]. Dostupný z WWW: <<http://www.ebme.co.uk/arts/nellcor3.htm>>.
- [8] *Operation of oximeters using red/infrared densitometry* [online]. 2007, 23.10.2007 [cit. 2009-12-19]. Dostupný z WWW: <<http://www.perfusion.com.au/CCP/Instrumentation.htm>>.
- [9] SCHNAPP, L, COHEN, N. Pulse oxymetry. Uses and abuses.. *Department of Medicine, University of California, San Francisco* [online]. 1990 [cit. 2009-12-18]. Dostupný z WWW: <<http://chestjournal.chestpubs.org/content/98/5/1244.full.pdf>>. ISSN 1244-1250 .
- [10] Pulse oxymetry notes. *Pulse oxymetry notes* [online]. 2007 [cit. 2009-12-17]. Dostupný z WWW: <<http://www.scribd.com/doc/497143/pulse-oxymetry-notes>>.
- [11] WEBSTER, John G. Design of Pulse Oximeters, Vydavatelství IOP Publishing, Hardcover, 1997

- [12] ROZSYPAL, Hanuš. *Intenzivní péče v infektologii : 2. část: Monitorace v intenzivní péči* [online]. 2002 , 30.11.2002 [cit. 2009-12-26]. Dostupný z WWW: <<http://www1.lf1.cuni.cz/~hrozs/infjip3.htm>>.
- [13] DRESHER, Russell. *Wearable Forehead Pulse Oxymetry*. Worcester, 2006. 93 s. Diplomová práce. Worcester Polytechnic Institute.
- [14] PETER, Lukáš. *Měření pulsní oxymetrie*. Ostrava, 2009. 52 s. Bakalářská práce. Technická univerzita Ostrava.
- [15] *Contec* [online]. 2010 [cit. 2010-05-16]. Handheld Pulse Oximeter. Dostupné z WWW: <http://www.contecmed.com/paypal/product_show.asp?id=80>.
- [16] DR Medical equipment [online]. 2009 [cit. 2010-05-16]. Onyx 1 Pulse Oximeter. Dostupné z WWW : <<http://www.drmedicalequipment.com/onyx-1-pulse-oximeter.php>>.
- [17] *Worldwide surgical* [online]. 2010 [cit. 2010-05-16]. Nonin Avant. Dostupné z WWW: <<http://www.worldwidesurgical.com/bp/v3/non4000/nonin-avant-4000-bluetoot.html>>.
- [18] *Med gadget* [online]. 2007-11-19 [cit. 2010-05-16]. Reflectance Pulse Oxymetry from SPO Medical. Dostupné z WWW:<http://medgadget.com/archives/2007/11/reflectance_pulse_oxymetry_from_spo_medical.html>.

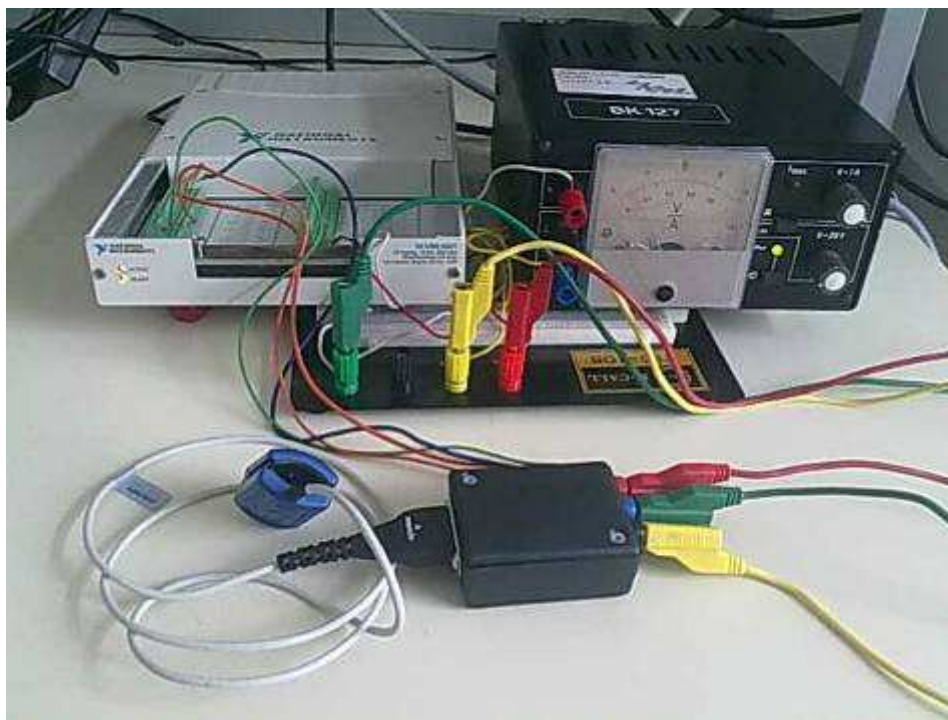
11 Seznam příloh

Příloha I Přípravek pro analogové předzpracování signálu	32
Příloha II Zapojení systému pulsního oxymetru	32
Příloha III Blokové schéma programu – první sekvence	33
Příloha IV Blokové schéma programu – druhá sekvence	34
Příloha V Oxymetr NONIN Onyx II.....	34

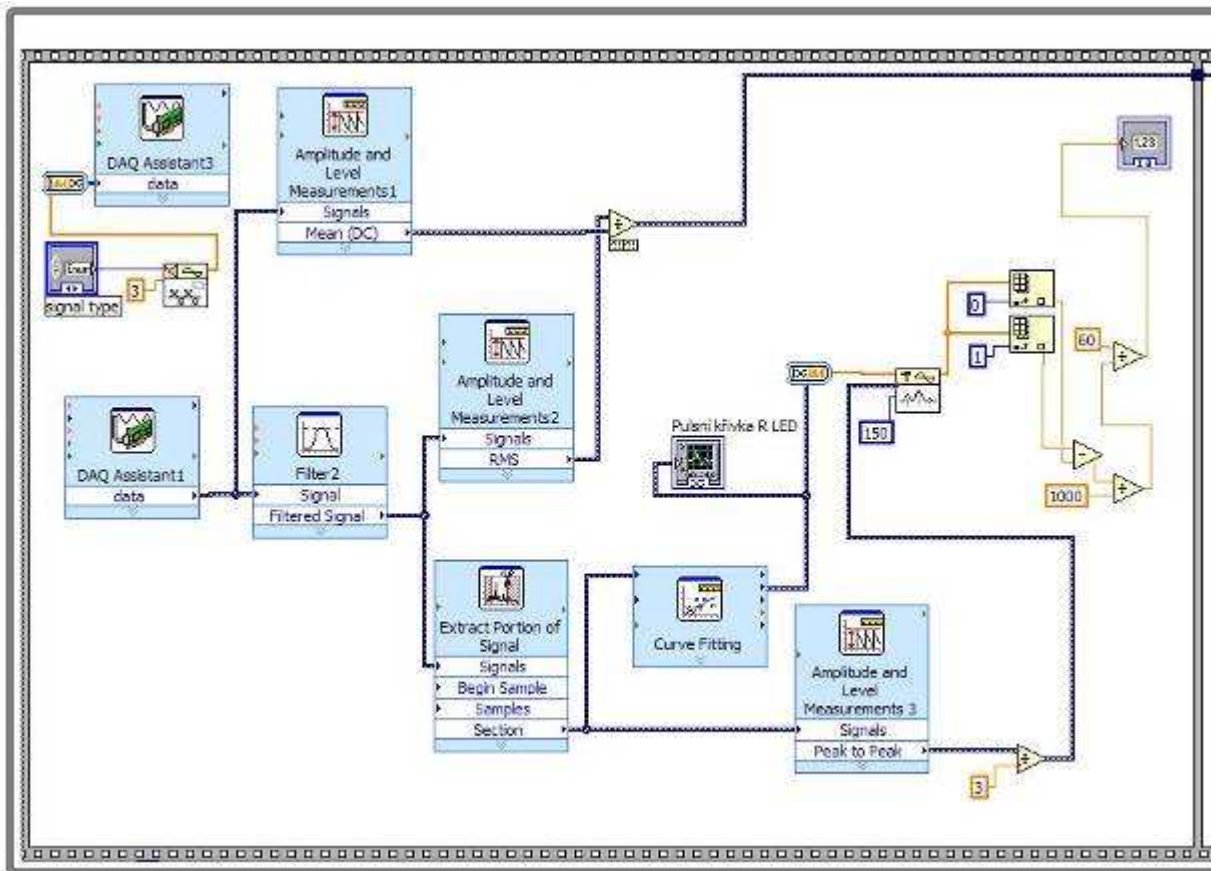
Příloha I Přípravek pro analogové předzpracování signálu



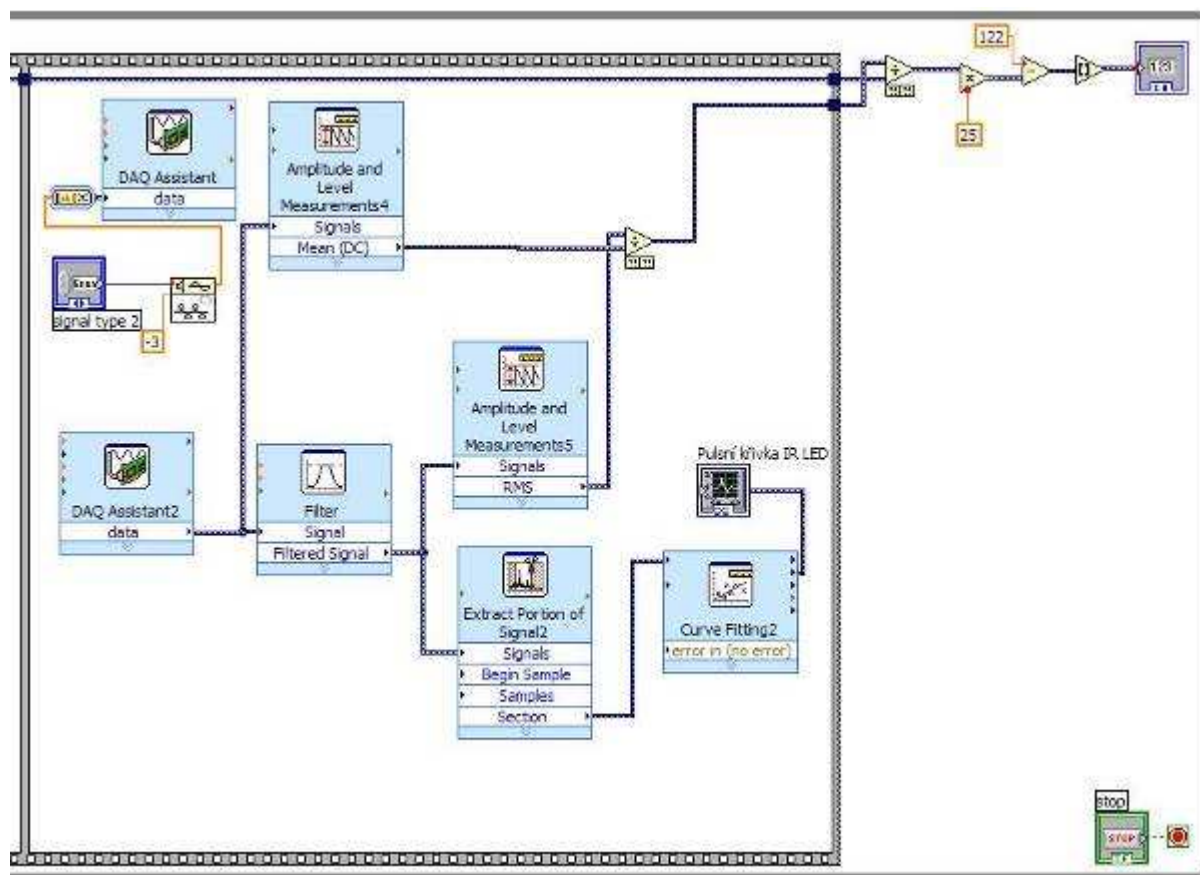
Příloha II Zapojení systému pulsního oxymetru



Příloha III Blokové schéma programu – první sekvence



Příloha IV Blokové schéma programu – druhá sekvence



Příloha V Oxymetr NONIN Onyx II

