

Obsah

1. Úvod	1
2. Princip oxymetrie	1
3 Vlastnosti krve.....	2
3.1 Lambertův – Beerův zákon	2
3.2 Absorbance.....	4
3.3 Hemoglobin.....	5
Fyziologie přenosu kyslíku	5
Absorpční vlastnosti hemoglobinu.....	7
Funkce hemoglobinu	7
3.4 Pletysmografie.....	7
4. Způsoby měření saturace a tepové frekvence.....	8
4.1 Detektory optického záření	8
Fotodetektory	8
Fotorezistor.....	8
Fotodioda.....	9
Fototranzistor	9
Elektroluminiscenční dioda (LED)	9
4.2 Princip měření nasycení krve kyslíkem	10
4.3 Měření tepové frekvence	11
4.4 Detekce srdečního tepu pomocí elektrod	12
EKG přístroj	12
4.5 Detekce srdečního tepu optickou metodou	12
5.1 Pulsní oxymetr – Obvodové řešení	13
Optický snímač:.....	14
Digitální převodník:	14
Vstupní zesilovač:	14
Paměť:	14
Napájecí zdroj:	14
Monitor:.....	15
5.2 Technické Parametry oxymetrů.....	15

6. Vlastní řešení.....	15
6.1 Popis zapojení vlastního návrhu.....	15
Optická sonda.....	16
Zesilovač signálu.....	18
Měřicí karta	19
6.2 Návrh a realizace měřicího software	20
6.3 Pořizování dat v prostředí LabVIEW	20
6.4 Měření tepové frekvence	20
6.5 Program pro saturaci kyslíku v krvi	26
7. Závěr:	30
Zdroje:	32
Seznam příloh.....	33

Seznam Obrázků

Obr. 1 Graf závislosti vlnové délky na absorpci [11].....	2
Obr. 2 Průchod monochromatického světla překážkou.....	3
Obr. 3 Závislost absorbance na koncentraci [5].....	4
Obr. 4 Buňka hemoglobinu [3]	6
Obr. 5 Sigmoidní křivka saturace hemoglobinu kyslíkem. [3]	6
Obr. 6 Graf poměru normalizovaného R k saturaci [5].....	11
Obr. 7 Blokové schéma měření optickou metodou	13
Obr. 8 Blokové schéma pulsního oxymetru	14
Obr. 9 Blokové schéma vlastního řešení	16
Obr. 10 Konstrukční řešení snímače	17
Obr. 11 Napájení optické sondy	17
Obr.12 Schéma zesilovače	18
Obr. 13 USB-6221 [9].....	19
Obr. 14 Blokové schéma měření tepové frekvence.....	21
Obr. 15 A: Příchozí signál.....	22
Obr. 16 B: Filtrovaný signál.....	22
Obr. 17 C: Hodinový signál	22
Obr. 18 D: Detektor impulsů hodinového signálu	23
Obr. 19 Signál na vstupu programu	23

Obr. 20 Filtrovaný signál červené diody	24
Obr. 21 Blokové schéma měřiče tepu	25
Obr. 22 Uživatelské rozhraní měřiče tepové frekvence	26
Obr. 23 Blokové schéma měření nasycení krve kyslíkem	27
Obr. 24 A: Nefiltrovaný signál.....	27
Obr. 25 B: Střídavý signál.....	27
Obr. 26: C SS složka pro červenou diodu	27
Obr. 27: D SS složka pro infračervenou diodu	27
Obr. 28 Program pro měření nasycení krve kyslíkem.....	29
Obr.29 Uživatelské rozhraní pro měření saturace	30

1. Úvod

Optické měřicí přístroje jsou nedílnou součástí lékařské i nelékařské praxe, důležitou metodou získávání patientských dat je i metoda pulsní oxymetrie, která nám poskytuje informace o okysličení krve pacienta. Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi měření nasycení krve kyslíkem a měřením tepové frekvence. Pro měření je navrhnut systém, jež umožňuje měřit nasycení krve kyslíkem a zkoumat tepovou frekvenci. Dané měřicí schéma je realizováno v prostředí LabVIEW.

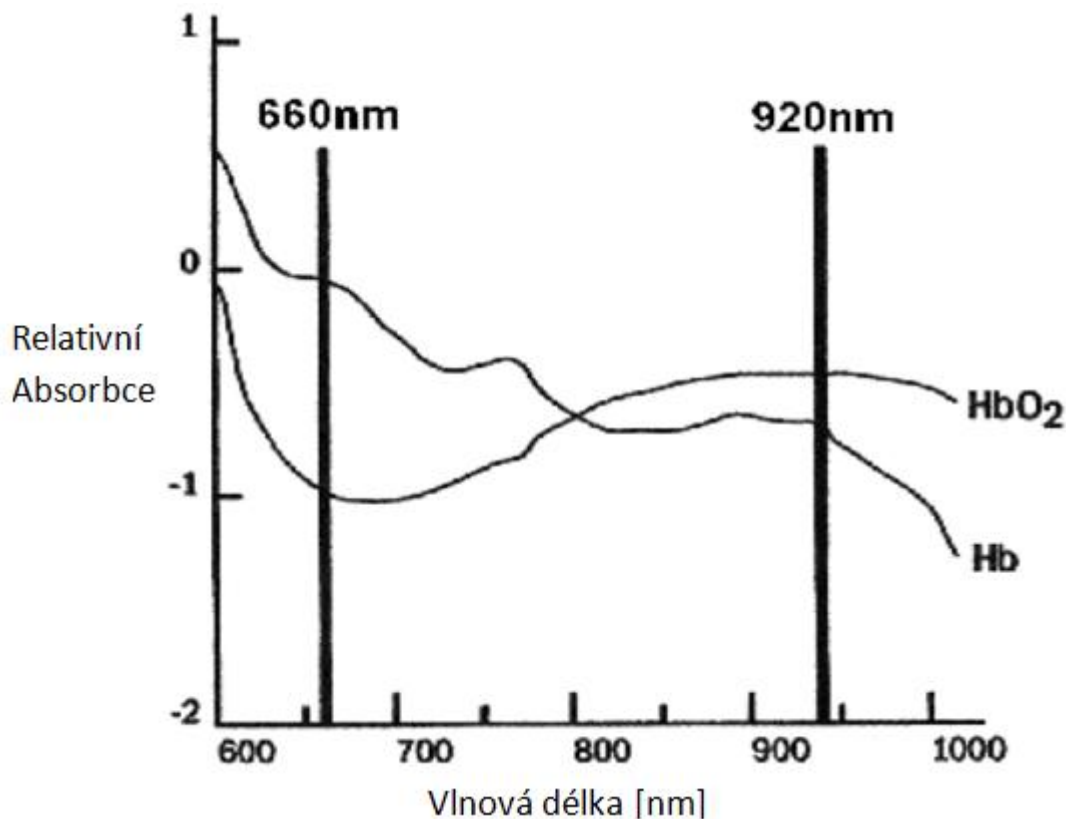
2. Princip oxymetrie

Pulsní oxymetrie je metoda sloužící k diagnostice množství kyslíku v krvi pacienta. Kyslík je v krvi vázán na molekuly hemoglobinu (respirační insuficience). Základem metody je využití poměru veškerého hemoglobinu (krevního barviva) přeměněného na oxyhemoglobin k celkovému množství hemoglobinu v krvi pacienta. Hemoglobin je červené krevní barvivo sloužící k přenosu kyslíku lidským tělem. Výsledkem měření je hodnota saturace SO_2 (1) jež se udává v procentech. Hladiny saturace u zdravého člověka se pohybuje nad 98 %, v závažných stavech se může pohybovat nad 32%. Pro měření okysličení krve kyslíkem se používají pulsní oxymetry. Tyto přístroje umožňují sledovat saturaci, ale i tepovou frekvenci pacienta. Lze je použít pro dlouhodobé monitorování a rychlé vyhodnocení. Používají se ve formě mobilních zařízení, jež poskytují snadnější přesun a použití i v extrémních situacích. Kyslík je v krvi vázán na molekuly hemoglobinu. [5]

$$SO_2 = \frac{SO_2Hb}{O_2Hb + Hb + COHb + MetHb} \quad (1)$$

Formy hemoglobinu: redukovaný hemoglobin Hb, oxyhemoglobin O_2Hb , carboxyhemoglobin CO Hb, methemoglobin MetHb, Kyslíková saturace SO_2

Pulsní oxymetrie se provádí neinvazivně a to hlavně optickou metodou. Je založena na dvou principech. Za prvé na zbarvení krve, které je ovlivněno saturací krve kyslíkem, je determinováno pomocí spektrofotometrie při použití dvou vlnových délek (obr. 1).



Obr. 1 Graf závislosti vlnové délky na absorpci [11]

Množství arteriální krve ve tkáních (a tím i světelná absorpce touto krví) se mění během pulsace, která je vyvolána vypuzením krve ze srdce do tepen (pletysmografie). Barevné změny způsobené kyslíkovou saturací přispívají k optickým vlastnostem molekul hemoglobinu, přesněji řečeno komponent hemoglobinu. Hemoglobin provádí transport kyslíku krví po navázání kyslíku na svoji molekulu. Kyslík může být opět uvolněn, tzn. krev se odkyslíčí, kyslíková saturace klesne a současně s tím ztratí i svoji jasně červenou barvu. Výsledkem toho bude větší absorpce červeného světla, zatímco absorpce infračerveného světla bude ovlivněna mnohem méně. K determinaci kyslíkové saturace arteriální krve tedy slouží pulsace arteriální krve, změny jejího objemu v průběhu systoly a diastoly, což ovlivňuje světelnou absorpci. Jelikož se vyhodnocují pouze změny světelné absorpce, nepulsující absorbující hmota, jako tkáně, kosti a žilní krev, nemají tedy na měření žádný vliv.

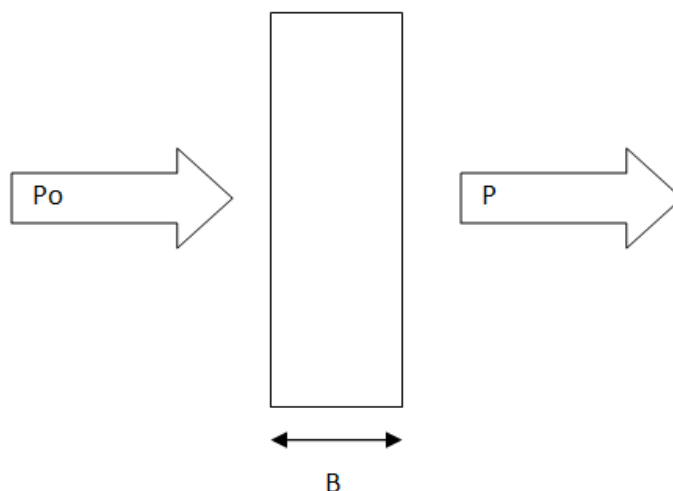
Samotné měření probíhá tak, že na prst nebo ušní lalůček pacienta se nasadí sonda, tyto části lidského těla jsou nejvíce protkány vlasečnicemi a umožňují jednoduší aplikaci sondy. Sonda poté posílá do zařízení informace o saturaci krve a tepové frekvenci. [1]

3 Vlastnosti krve

3.1 Lambertův – Beerův zákon

Koncentrace roztoku může být vypočítána z množství světla známé vlnové délky jím absorbovaného pokud jsou v roztoku obsaženy dvě látky s rozdílnými absorpčními spektry, jejich poměrná koncentrace může být vypočtena z poměru světla absorbovaného na dvou různých vlnových délkách. [2]

Obrázek níže ukazuje svazek monochromatického záření a zářivý tok P_0 , je zaměřena na určitým roztoku vzorku. Absorpce probíhá a svazek záření opouští vzorek má zářivý tok P (obr. 3). [5]



Obr. 2 Průchod monochromatického světla překážkou

$$A = ebc$$

(2)

e je molární absorptivita s jednotkami $L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$

b je cesta délky vzorku - to znamená, že cesta délka kyvety ve kterém je obsažena vzorku.

Budeme vyjádřit toto měření v centimetrech.

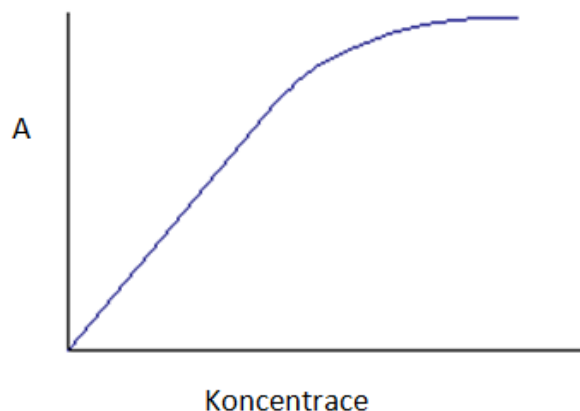
c je koncentrace látky v roztoku, vyjádřené v $mol \cdot L^{-1}$

Závislost absorbance na koncentraci nazýváme kalibrační křivkou (obr. 3). V rozsahu zákona L.B. zákona má tvar přímky vycházející z počátku. Z kalibrační křivky můžeme určit koncentraci látky ve zkoumaném roztoku. Pokud má kalibrační křivka lineární průběh můžeme k určení koncentrace látky určit výpočtem (3).

$$c_{(vz)} = \frac{A_{vz}}{A_{st} \cdot c_{st}}$$

(3)

Kde $c_{(vz)}$ - koncentrace látky ve vzorku, $c_{(st)}$ koncentrace látky ve standardu, $A_{(vz)}$ absorbance vzorku, $A_{(st)}$ - absorbance standardu.



Obr. 3 Závislost absorbance na koncentraci [5]

3.2 Absorbance

Absorbance je bezrozměrná veličina, udávající kolik světelného záření bylo roztokem absorbováno. Jedná se o záporně vzatý logaritmus podílu intenzity záření I_0 z roztoku vystupujícího k intenzitě záření do roztoku vstupujícího I .

$$A_\lambda = -\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (4)$$

kde:

A_λ ... absorbance

I_0 ... intenzita záření vystupující z roztoku

I ... intenzita záření vstupujícího do roztoku

Absorbance spektra se obvykle používají k definování photopigmentu spektra, protože jejich tvar je nezávislý na pigmentu optické hustoty (pigmentu koncentrace). V kontrastu, pohltivost spektra, jako je spektrální citlivost lidského subjektu rozšiřuje, jako optická hustota zvyšuje

Tímto způsobem můžeme měřit nasycení krve kyslíkem v případě, že máme zdroj monochromatického světla nebo zdroj světla, jehož spektrální charakteristika, závislost vyzařované intenzity na vlnové délce, se co možná nejvíce monochromatickému světlu blíží. Tuto podmínku splňují světelné zdroje s mřížkovým nebo hranolovým monochromátorem, které bývají používány ve stolních přístrojích pro spektrofotometrii. Miniaturním a levným zdrojem záření jsou LED diody. Ty však nelze považovat za monochromatický zdroj, i když emitují záření v malých rozsazích vlnových délek. [10]

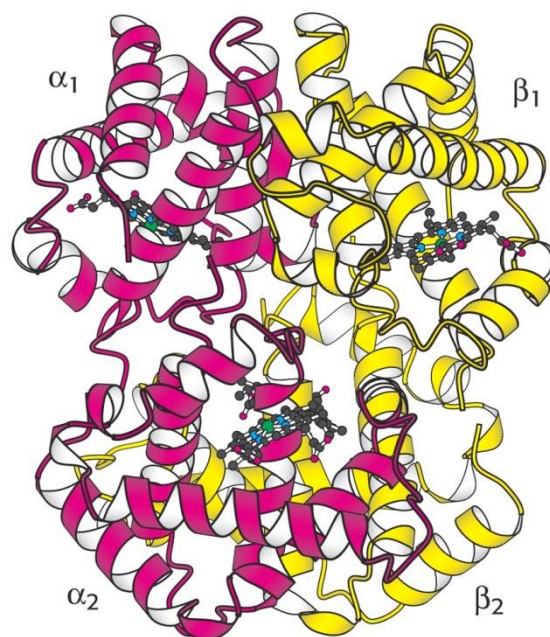
3.3 Hemoglobin

Fyziologie přenosu kyslíku

Kyslík je nepostradatelný pro život všech tkání lidského těla. Hemoglobin, který je normálně obsažen v červených krvinkách, je molekulou odpovědnou za transport kyslíku a jeho uvolňování ve tkáních, přijímá kyslík v plicích a přenáší ho až do malých kapilár, kde se uvolňuje do tkání. Za normálních podmínek hemoglobin v červených krvinkách přenáší asi 98 procent kyslíku v těle a zbylá dvě procenta kyslíku jsou rozpuštěna v plazmě. Nedostatek kyslíku, dokonce jen na několik minut, může vést k poškození tkání a poruše funkce orgánů, a pokud trvá déle, také ke smrti.

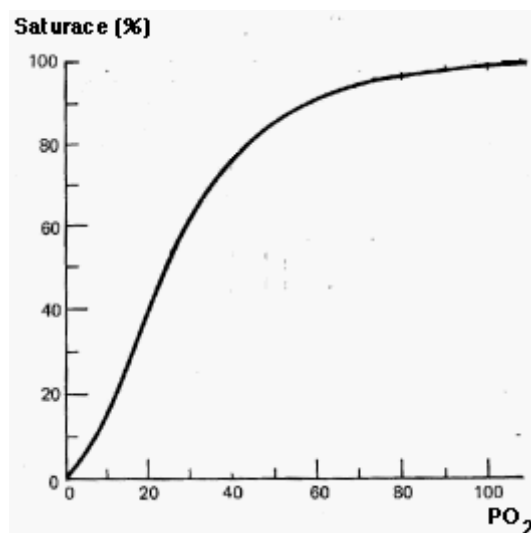
Hlavní funkcí hemoglobinu je transport kyslíku z plic nebo žáber do tkání a opačným směrem, odstraňování oxidu uhličitého z tkání do plic. V aktivních erythrocytech savců hemoglobin tvoří 35 % obsahu. Po vysušení je obsah hemoglobinu v erythrocytech asi 97 %. Hemoglobin je červený transportní metaloprotein červených krvinek, přepravuje kyslík z plic do zbytku těla, jako například do svalů, kde se uvolňuje kyslík. Jméno hemoglobin je zřetězení slov heme a globin, což odráží skutečnost, že každá podjednotka hemoglobinu je protein kulového tvaru s vložením hemo skupiny, známý jako porfyrin. U dospělých lidí, je nejčastější hemoglobin tetramer (obsahuje 4 podjednotky bílkovin), který se skládá z atomu železa a vytváří heterocyklický kruh, známý jako porfyrin (obr. 4). Atom železa se váže stejně na všechny čtyři dusíky ve středu kruhu, které leží v jedné rovině. Kyslík je pak schopen se vázat na železo ve středu kolmo k rovině tzv. porfyrinový prsten.

Při poklesu hladiny hemoglobinu, nebo absolutního poklesu červených krvinek vede k příznakům anémie. Chudokrevnost má mnoho různých příčin, ale z nedostatku železa a jeho výsledný nedostatek železa chudokrevnost jsou nejvíce obvyklé příčiny. Mutace v genu pro hemoglobin se ve skupině dědičných chorob nazývá hemoglobinopathies. [6]



Obr. 4 Buňka hemoglobinu [3]

Množství kyslíku, který se váže na hemoglobin, není lineárně závislé na koncentraci kyslíku v roztoku. Jak řečeno výše, maximálně se může navázat 204 ml O_2 /l krve při plné saturaci hemoglobinu. Dále se O_2 pouze rozpouští v plazmě podle již ukázané závislosti. [3]



Obr. 5 Sigmoidní křivka saturace hemoglobinu kyslíkem. [3]

Hemoglobin je složen ze 4 podjednotek, každá obsahuje hemovou skupinu spojenou s polypeptidovým řetězcem. Alosterické interakce mezi těmito čtyřmi subjednotkami působí charakteristickou sigmoideální závislost vazby kyslíku na hemoglobin v závislosti na PO_2 (obr. 5). Afinita deoxyhemoglobinu (nízké PO_2) je malá, zatímco afinita hemoglobinu, který

má již navázány 3 molekuly kyslíku je vysoká. Tyto rozdíly v afinitě Hb ke kyslíku při nízkém a vysokém PO_2 mají důležité důsledky.

Je usnadňována vazba O_2 na Hb v plicích kapilárách (vazba poslední, čtvrté molekuly O_2 na hemoglobin, je rychlá).

Snížení afinity ke kyslíku při nízké koncentraci kyslíku usnadňuje uvolnění kyslíku z hemoglobinu v periferních kapilárách. Jak se kyslík uvolňuje z hemoglobinu, afinita hemoglobinu ke kyslíku se snižuje a to umožňuje další a snadnější uvolňování kyslíku z hemoglobinu. [3]

Absorpční vlastnosti hemoglobinu

Hb absorbuje hůře světlo vlnové délky 940 nm (infrachervené světlo) než O_2Hb , ale lépe světlo vlnové délky 660 nm (červené světlo) proto se arteriální (tepenná) krev jeví červenější než krev venózní (žilní) problém je, že procházející složka záření není ovlivněna jen složením krve, ale i optickými vlastnostmi prosvěcované tkáně objem prosvěcované tkáně se mění v závislosti na objemu krve v ní obsažené, tím vzniká proměnná složka absorbance.

Funkce hemoglobinu

Hlavní funkcí hemoglobinu je přenos kyslíku z plic do tkání a zpětný odvod oxidu uhličitého z tkání do plic. Každý ze 4 Fe^{2+} iontů hemu reverzibilně (vratně) váže molekulu kyslíku (tzv. proces oxygenace hemoglobinu). Schopnost navázání O_2 a ztráta CO_2 na železnatém ionu je úměrný parciálnímu tlaku dýchacích plynů (v plicích má kyslík vyšší parciální tlak než oxid uhličitý – ve tkáních je tomu naopak). Parciální tlak kyslíku v plicích alveolách je asi 13–15 kPa a ve venózní krvi ve tkáních je > 5 kPa (hypoxie pod 3,5 kPa). [3]

3.4 Pletysmografie

Pletysmografická metoda je založena na průchodu světelných paprsků tkání. Světelné paprsky jsou vysílány ze světelného zdroje konstantní intenzity přiloženém na vnitřní stranu článku prstu. Na protilehlé straně prstu je čidlo - fotodioda. Světelné paprsky po průchodu tkání prstu dopadnou na fotodiodu. Rytmičké změny tkáně vzniklé při srdeční činnosti způsobí změnu elektrického proudu, která se na zapisovači zobrazí jako objemová vlna. Při vzestupu objemu krve v systole je absorbováno více světelných paprsků, takže jich na fotodiodu dopadne méně než v diastole, kdy je absorpce menší. Na rozdíl od např. EKG křivky není u pletysmografické křivky zcela jednoznačně určen tvar normálních a patologických křivek. Posuzování je tedy zcela na lékaři a je dosti subjektivní. Přesto však je takovéto vyšetření důležité a může odhalit závažné zdravotní problémy. Pro lékaře je nutné ukládání naměřených křivek, aby bylo možné tyto křivky znovu kdykoliv prohlédnout a případně je srovnat vzájemně mezi sebou. Doposud byl totiž výstup z pletysmografu prováděn pouze na připojenou tiskárnu. Z tohoto hlediska se jeví použití výpočetní techniky jako velice efektivní. [1]

4. Způsoby měření saturace a tepové frekvence

4.1 Detektory optického záření

Jsou do značné míry rozhodujícími prvky optoelektronického řetězce pro přenos a zpracování signálů.

Převádí dopadající zářivou energii na některou měřitelnou elektrickou veličinu (proud, napětí) nebo

změnu fyzikálních vlastností prvku (odpor, vodivost).

Z hlediska principů činnosti je lze dělit do dvou skupin:

→ tepelné detektory jsou založeny na přeměně zářivé energie optické vlny v teplo a detekují zvýšenou teplotu některé své části změnou některé své vlastnosti popř. vznikem termoelektrické síly.

→ kvantové detektory vychází z přímé interakce fotonů dopadajícího záření s elektrony či krystalovou mřížku materiálu detektoru. Využívají většinou vnitřního či vnějšího fotoelektrického jevu.

V technické praxi jsou vlastnosti fotodetektoru charakterizovány řadou parametrů a závislostí nezbytných

pro jejich efektivní provoz. [8]

Fotodetektory

Hlavním úkolem fotodetektoru je přeměna optického signálu na elektrický. Při výběru fotodetektoru pro optická čidla jsou velmi důležité samotné vlastnosti detektoru:

- velká citlivost v oblasti pracovních vlnových délek
- velká elektrická odezva na přijatý optický signál
- minimální šum generovaný detektorem
- malá velikost
- velká spolehlivost a životnost
- nízká cena

Existuje několik možných způsobů realizace fotodetektoru, pomocí fotonek nebo jiných polovodičových fotodetektorů. Obě tyto varianty jsou možné, záleží pouze na konkrétních požadavcích aplikace, obzvláště pak na požadavcích vlnových délek.

Pro mnohé aplikace jsou nejvýhodnější fotodiody, především pro svou stálost a jednoduché zapojení.

Někdy se využívá zapojení dvou fotodetektoru. Takovéto zapojení slouží k odstranění nežádoucích vlivů, jako je změna teploty nebo změna intenzity světla. Docílíme tak přesnějšího měření. [7]

Fotorezistor

Fotorezistor se vyskytuje i pod názvem fotoodpor. Je to pasivní elektrotechnická součástka bez PN přechodu, jejíž elektrický odpor se snižuje se zvyšující se intenzitou dopadajícího světla, resp. elektrická vodivost se zvyšuje.

Jsou to homogenní struktury přímozónového polovodiče v polykrystalické i monokrystalické podobě, využívající vnitřní fotoelektrický jev, a zejména vzrůst koncentrační vodivosti s osvětlením. Typická závislost jejich spektrální citlivosti, vykazuje pokles v oblasti vyšších vlnových délek, tzv. dlouhovlnnou mez, kdy zaniká koncentrační fotovodivost. Krátkovlnná mez je způsobena absorpcí na povrchu materiálu, která produkuje nosiče vázané

na povrchové stavy, což způsobuje vznik prostorového náboje a ochuzení ostatního objemu polovodiče. Podle vzájemného vztahu směru proudu procházejícího fotoodporem a směru dopadajícího záření rozlišujeme příčnou a podélnou konstrukci fotoodporu.

Fotorezistory se používají pro indikaci a měření neelektrických veličin. Mají široké použití při měření intenzity světla (např. v soumrakových spínačích, ve fotoaparátech), fotozávorách a optočlenech. Uplatňují se jako součásti požárních hlásičů, také v kalorimetrech a regulační technice. Svě místo mají ve vstupních obvodech polovodičových prvků, jako proměnné odpory a zpravidla se účastní nastavení pracovního bodu.[8]

Fotodioda

Jejich funkce je založena na absorpci světla a generaci nadbytečných nositelů v nevlastním polovodiči většinou typu p či ve vrstvě intrinzičského polovodiče a na vzniku fotovoltaického jevu v p-n či p-i-n přechodu. Ve vrstvě p většinou závěrně polarizovaného přechodu dochází k silné absorpci záření a vzniku nadbytečných párů elektron díra. Procentuálně podstatněji se přitom zvýší koncentrace minorů. Ty jsou v blízkosti zavřeného přechodu vtahovány driftovým polem do depletiční vrstvy a zvyšují tak zbytkový proud přechodu. Proud přechodu v závěrném směru lze psát:

$$I_f = \beta_c * \varphi'_s * \frac{\theta_s}{h \omega} - I_0 [\exp(\frac{eU}{kT}) - 1] \quad (5)$$

Kde:

β_c je poměr nosičů, které prošly přechodem k celkovému počtu generovaných nosičů, φ'_s je kvantový výtěžek vnitřního fotoelektrického jevu (je snižován rekombinačními procesy, proto je žádoucí, aby $\tau > t$), h Planckova konstanta, v rychlost částic, θ_s dopadající zářivým tokem, k Boltzmannova konstanta, I_0 je temný zbytkový proud fotodiody. [8]

Fototranzistor

Fototranzistor je bipolární křemíkový tranzistor, jehož emitorový přechod je přístupný světlu. Zapojuje se společným emitorem, vnější zdroj se připojuje mezi kolektor a emitor tak, aby kolektorový přechod byl polarizován závěrně. Báze zpravidla nebývá vyvedena. Princip spočívá v tom, že emitorový přechod je otevírán osvětlením, počet uvolněných nosičů se zvětšuje úměrně s osvětlením a je zesilován jako proud báze v bipolárním tranzistoru. Vlivem tohoto zesilovacího účinku mají fototranzistory větší citlivost na osvětlení než fotodiody. Neozářeným fototranzistorem prochází kolektorový proud, zvaný proud za temna I_0 , který je určen zbytkovým proudem tranzistoru I_{CE0} . Voltampérové charakteristiky mají tvar výstupních charakteristik bipolárního tranzistoru, parametrem je zde namísto proudu báze osvětlení E . [8]

Elektroluminiscenční dioda (LED)

Je nejrozšířenějším elektroluminiscenčním zdrojem. V nejjednodušším případě je tvořena homostrukturním p – n přechodem přímozónového či nepřímzónového polovodiče dotovaného do degenerace, který je provozován v propustném směru. Luminiscence je u ní buzena injekční metodou. Elektrony z vrstvy n jsou driftovým polem vstříkovány do oblasti p těsně přiléhající k rovině přechodu, kde mnohonásobně zvýší koncentraci minorů. Obdobně

díry injektované z p naruší termodynamickou rovnováhu v přechodové zóně vrstvy n. tím dojde v této tzv. obohacené vrstvě ke zvýšení intenzity rekombinačních procesů, z nichž některé mohou produkovat fotony. Spektrum emitovaného záření závisí nejen na šířce zakázaného pásu, popř. na druhu zářivé rekombinace, liší se také podle toho, vzniká-li záření ve vrstvě p či n. Pravděpodobnost přechodu částice z vyšší energetické hladiny dvojhodinového systému na nižší je přímo úměrná stupni degenerace nižší hladiny. Ve výpočtu pravděpodobnosti přímých přechod mezi pásy vystupuje místo degenerace hladin impulsová hustota stavů ve valenčním a vodivostním pásu. Jak se ukazuje, velikost a poloha maxima impulsové hustoty obsazených stavů závisí na efektivní hmotnosti částic. [8]

4.2 Princip měření nasycení krve kyslíkem

Pulsní oxymetrie pracuje na základě střídavého měření na dvou různých vlnových délkách. Pomocí červené a infračervené LED diody, které emitují světlo o vlnových délkách, 600-750nm pro červenou diodu a infračervené pro 850-1000nm, se prosvěcuje dobře prokrvená tkán, nejčastěji prst, popřípadě i ušní lalůček. Tyto tkáně obsahují velmi hustou síť vlásečnic a jsou dobře zásobeny krví, jsou velmi dobře prosvětlitelné a jsou to snadno přístupná místa. Metoda vychází z poznatku, že v oblasti červené části světelného spektra je velký rozdíl mezi propustností krve dobře nasycené kyslíkem a krve obsahující málo kyslíku, zatímco v infračervené oblasti světla je propustnost světelného záření na nasycení krve kyslíkem nezávislá.

Tradiční algoritmus pro výpočet SpO₂ normalizovaného poměru Q k červené až infračervené složky intenzity světla

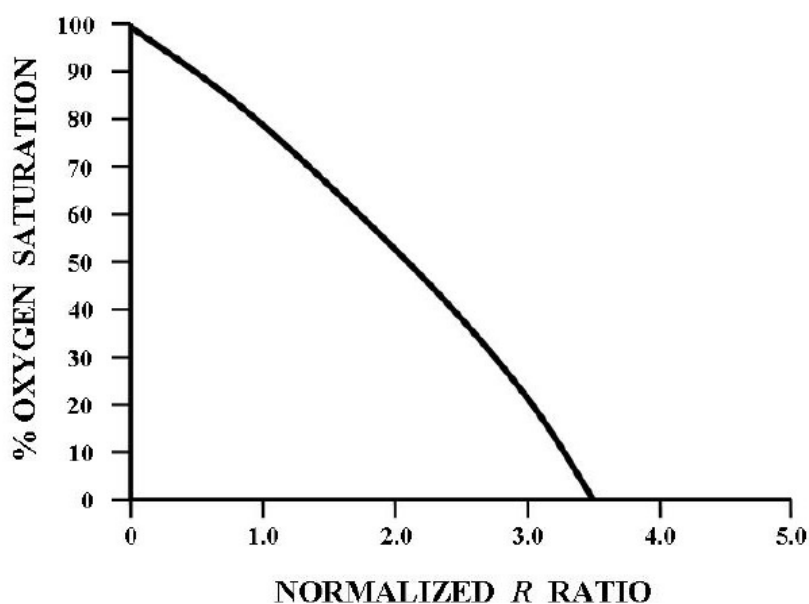
$$Q = \frac{AC_r/DC_r}{AC_{ir}/DC_{ir}} \quad (6)$$

Kde: AC_r... Střídavá složka signálu červené diody
 AC_{ir}... Střídavá složka signálu infračervené diody
 DC_{ir}... stejnosměrná složka signálu červené diody
 DC_r... stejnosměrná složka signálu infračervené diody

Podle dlouhodobých výsledků měření můžeme hodnotu SpO₂ uvažovat v aproximovaném tvaru:

$$SpO_2 = 110 - 25Q \quad (7)$$

Normalizovaný poměr červené a infračervené složky R/IR nazývaný též "poměr poměrů", se používá pro kalibraci pulsních oxymetrů a získávání SpO₂ [5]. Na obrázku dole lze pozorovat typický vztah mezi hodnotou saturace a poměrem červené a infračervené složky (obr. 6).



Obr. 6 Graf poměru normalizovaného R k saturaci [5]

Procházející složka záření není ovlivněna jen složením krve, ale i optickými vlastnostmi prosvěcované tkáně. Objem prosvěcované tkáně se mění v závislosti na objemu krve v ní obsažené, tím vzniká proměnná složka absorbance. [5]

4.3 Měření tepové frekvence

Průměrný srdeční puls má hodnotu kolem 72 úderů za minutu, může být ale i nižší a nemusí to být známkou onemocnění. U trénovaných osob se obvykle vyskytuje nižší hodnota pulsu, jež je v důsledku vyšší kvality srdce, které dokáže přečerpávat větší množství krve, hodnota se pak může pohybovat kolem 40 úderů za minutu. Při zpomalení srdeční frekvence, kdy klesne srdeční puls pod 60 úderů za minutu, mluvíme o tzv. bradykardii. Naopak při zrychlení srdeční frekvence (srdeční puls nad 90 úderů za minutu) mluvíme o tzv. tachykardii]. Při vysoké zátěži se může tepová frekvence pohybovat nad 200 tepů za minutu. V literatuře se může objevovat výraz pro tepovou frekvenci TP nebo BPM z anglického (Beat per minute). Perioda srdečního tepu je součtem period systoly a diastoly. Na periodě rozlišujeme různé části pomocí písmen P, Q, R, S, T. Kde HR udává rychlost tepu srdce, která je při normálních podmínkách mezi 60 až 100 tepy za sekundu. T segment je měřen od konce S vlny po začátek vlny T. Tento segment je důležitý zejména v rozpoznávání nemocí jako je infarkt myokardu a srdeční ischemie. Normální rozsah je -2 až 2mm. PR interval je oblast od začátku P vlny po konec Q vlny. PR interval udává trvání depolarizace síní. Normální doba trvání je od 0.12s do 0.20s Doba trvání QRS je měřena od začátku vlny Q pro konec vlny S a udává dobu trvání stažení srdeční komory. Počet opakujících se R vln udává tepovou frekvenci.

$$T_p = \frac{60}{T} \quad (8)$$

kde TP je tepová frekvence za minutu [t/min], a kde T je perioda R vlny [s].

Tepová frekvence se zaznamenává pomocí zařízení, jež využívá, buďto pomocí elektrod tato metoda snímá přímý EKG signál nebo pomocí obrazu pulsní oxymetrie snímaných optickou sondou. U zařízení které budeme blíže zkoumat se používá výhradně optická metoda pro použití jak u měřiče tepové frekvence, tak i u saturace.

4.4 Detekce srdečního tepu pomocí elektrod

EKG přístroj

EKG přístroj neboli elektrokardiograf je speciální přístroj, který citlivě snímá elektrickou aktivitu (EKG signál) srdce v čase. Pomocí vodičů, které se připevňují na různé části těla, vyhodnocuje elektrické změny na srdci na několika místech zároveň. Výsledek je obvykle zaznamenáván na speciální papír jako takzvaná EKG křivka. Tu potom lékař zhodnotí a podle ní může posuzovat srdeční funkci.

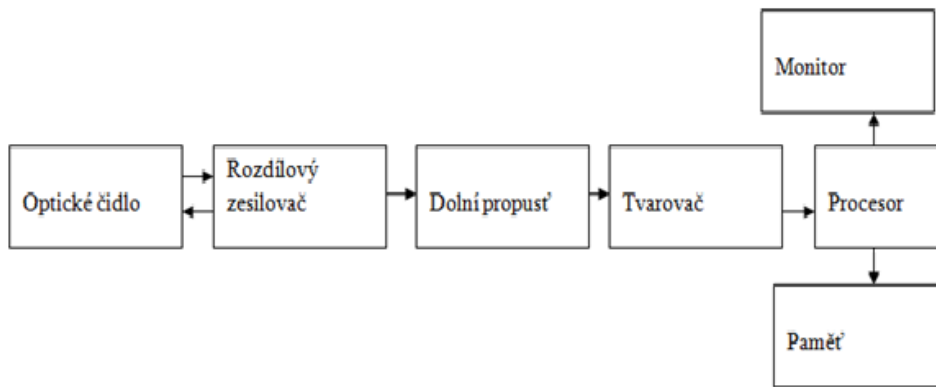
Na přístroje pro měření EKG signálu jsou kladeny velké nároky v podobě přesnosti a správnosti vyhodnocení změřeného signálu. Podle parametrů jako je šířka převodníku, vzorkovací frekvence a odstup signálu od šumu se rozlišují přístroje na několik typů.

V nemocnicích se používají nejkvalitnější přístroje, které mají velmi dobré vlastnosti v oblasti měření a nabízí plno další přídavných funkcí, avšak stojí několik set tisíc. Poté existují elektrokardiografy pro osobní použití, které nabízejí vysoce přesné výsledky měření, ale oproti velkým nemocničním přístrojům nenabízejí další přídavné funkce jako je například měření z více míst najednou, přímý tisk EKG grafu atp.

Lidské tělo produkuje velmi nízké hodnoty napětí v řádech milivoltů, tudíž je potřeba je zesílit. Aby nedocházelo ke značnému zkreslení signálu, je potřeba vybírat kvalitní součástky při tvorbě zařízení zvláště pak sou kladeny vysoké nároky na vstupní zesilovač, který se musí vypořádávat s mnoha druhy šumů, jež lidské tělo produkuje. Používají se kvalitní AD převodníky, jež převádí signál do softwarové části zařízení. [1]

4.5 Detekce srdečního tepu optickou metodou

Základ metody spočívá v použití optické sondy, která se přikládá na prst, ušní lalůček nebo u novorozenců na končetinu. V optické sondě je umístěna LED dioda a naproti ní fototranzistor s širokým spektrálním rozsahem. Za ní následuje rozdílový zesilovač, dolní propust, tvarovač, procesor, monitor a paměť (obr. 7).

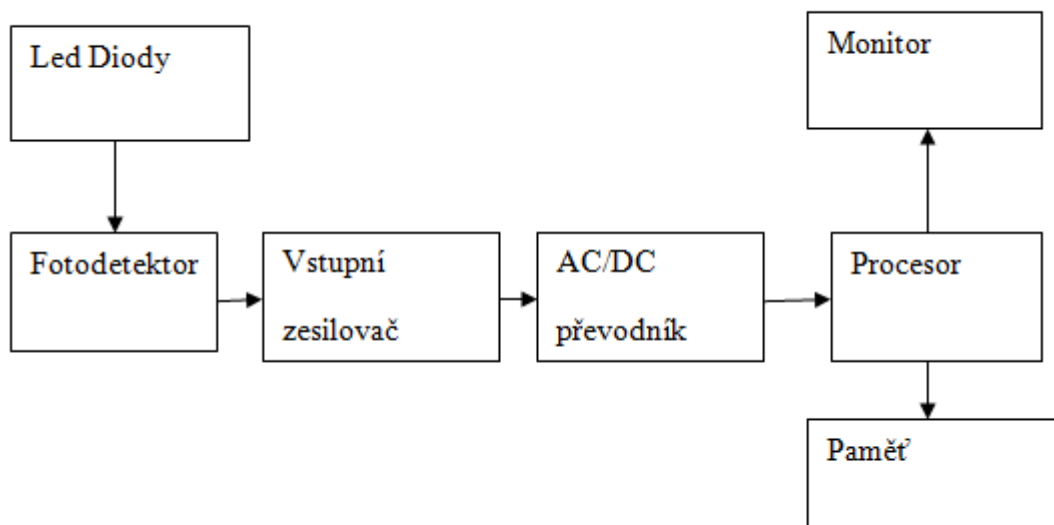


Obr. 7 Blokové schéma měření optickou metodou

5.1 Pulsní oxymetr – Obvodové řešení

Každý pulsní oxymetr má jiné hardwarové a softwarové vybavení lišící se podle typu použití, značky výrobce a různých doplňujících funkcí, jež můžou udělat z oxymetru všestranného pomocníka. Následující schéma (obr. 8) je obecné zobrazení standardního oxymetru s jeho nejdůležitějšími částmi. Obvodové schéma pulsního oxymetru se skládá ze 7 částí (obr. 8).

- Led diod
- Fotodetektoru
- Vstupního zesilovače
- AC/DC převodníku
- Procesoru
- Monitoru
- Paměti



Obr. 8 Blokové schéma pulsního oxymetru

Optický snímač:

Jako zdroje světelného záření slouží diody emitující červené a infračervené světlo, jako přijímač slouží fotocitlivý prvek. Měří tak poměr pulsující absorpce červeného infračerveného světla, jež je přímo úměrný kyslíkové saturaci. Vlastní snímač se sestává ze zdroje světla (žárovky) a dvou detektorů. První slouží k měření světla v oblasti vlnové délky 660nm, druhý v oblasti vlnové délky 880 nm. Druhý detektor slouží pro kompenzaci tkáně mezi detektorem a diodami. Tyto 2 diody pracují současně v různou dobu.

Digitální převodník:

Převádí analogový signál napětí na soubor logických hodnot.

Vstupní zesilovač:

Fotodiody poskytují nízké úrovně napětí, zesilovač toto napětí zvyšuje. Je požadována vysoká vstupní impedance, velké zesílení a minimální šum.

Paměť:

Doba, po kterou si dokáže přístroj pamatovat data. Daný přístroj 33,5 hod. Umožňuje ukládání dat. Paměti bývají často integrované, možné využití přenosných pamětí.

Napájecí zdroj:

Používají se baterie ni-mh, nebo ni-cd. Bateriové napájení musí vždy splňovat bezpečnostní třídu 1. Musí umožňovat chod přístroje i při výpadku proudu. Schopen plynulého nabíjení při vybití.

Napájecí napětí musí být stabilizováno, vysílací jas z žárovky se mění se třetí mocninou proudu, jež by mohlo zaznamenávat výrazné odchylky.

Monitor:

Použití normálních displejů, nebo použití displeje počítače. V dnešní době nejčastěji barevné Led displeje.

5.2 Technické Parametry oxymetrů

Zde uvádím nejčastější parametry oxymetrů pro standardní použití.

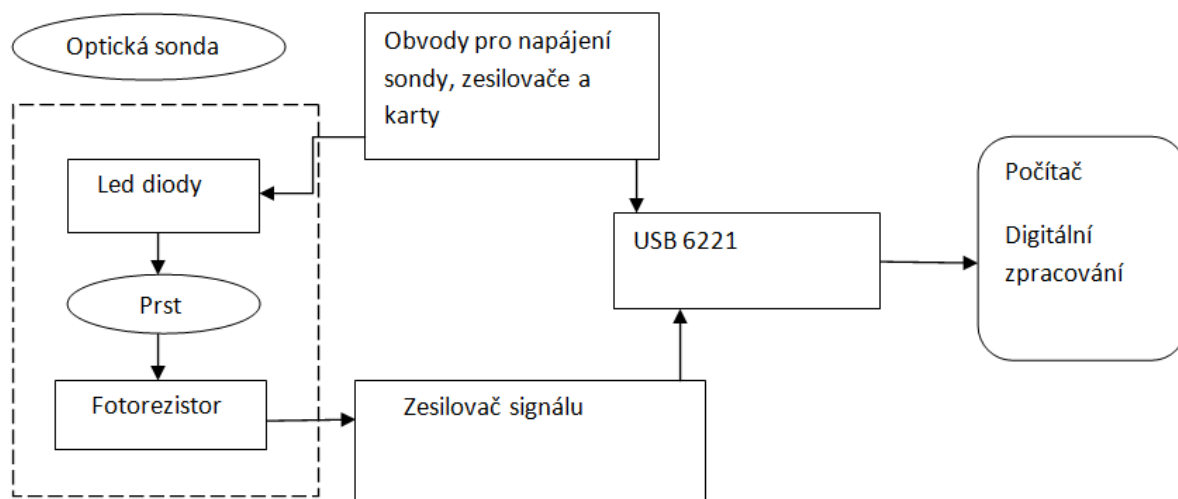
- **Rozsah měření:** Udává možnosti zobrazení saturace na přístroji. Pohybuje se od 0 po 100%. Pro správnou funkci přístroje musí být splněna
- **Rozsah srdeční frekvence:** Udává tepovou frekvenci srdce 18 až 300 úderů za minutu
- **Srdeční frekvence:** přesnost měření: $\pm 3\%$, ± 3 digit
- **Přesnost nasycení krve kyslíkem:** 70 až 100% ± 2 číslice
- **Provozní nadmořská výška:** Udává maximální možnou výšku pro použití přístroje 12 metrů nad mořem
- **Napájení:** Udává způsob získávání elektrické energie Baterie (6 článků) nebo 12 V DC/AC, nebo nabíjení přímo ze sítě pomocí adaptéru.
- **Hmotnost:** Váha daného zařízení, pohybuje se od stovek gramu u kapesních přístrojů až po kilogramy.

6. Vlastní řešení

6.1 Popis zapojení vlastního návrhu

Vlastní řešení je odvozeno z obecného schématu (obr. 8). Signál z optické sondy má nízkou úroveň, proto je za sondu zapojen zesilovač, který signál zesílí. V bloku pro napájení je zahrnuto napájení diod z karty a $\pm 5V$ z externího zdroje. Ze zesilovače jde signál do měřicí karty, která digitalizuje signál a přechází do počítače kde je uložen program pro filtraci signálu a získávání dat. Zařízení se skládá z 5 částí (obr. 9).

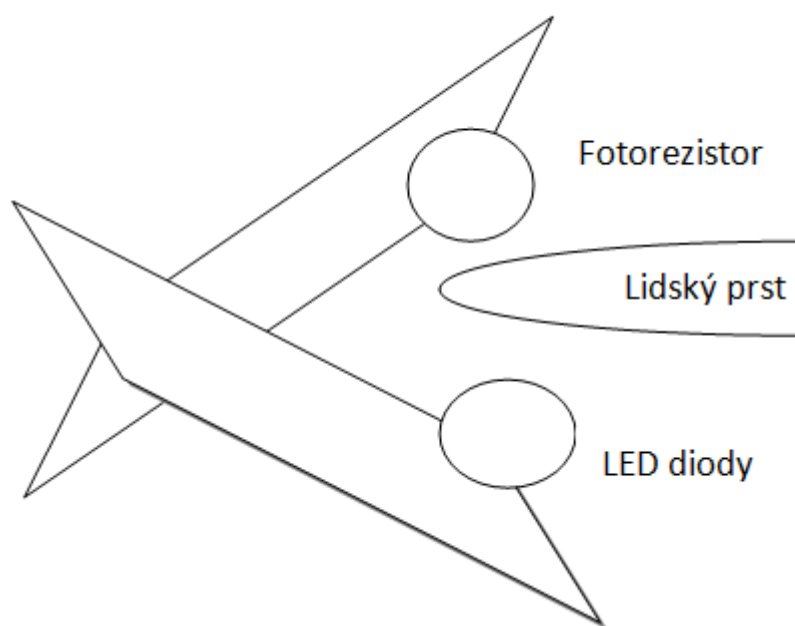
- Optické sondy
- Zesilovače signálu
- Obvodu pro napájení
- Karty USB 6221
- Počítače



Obr. 9 Blokové schéma vlastního řešení

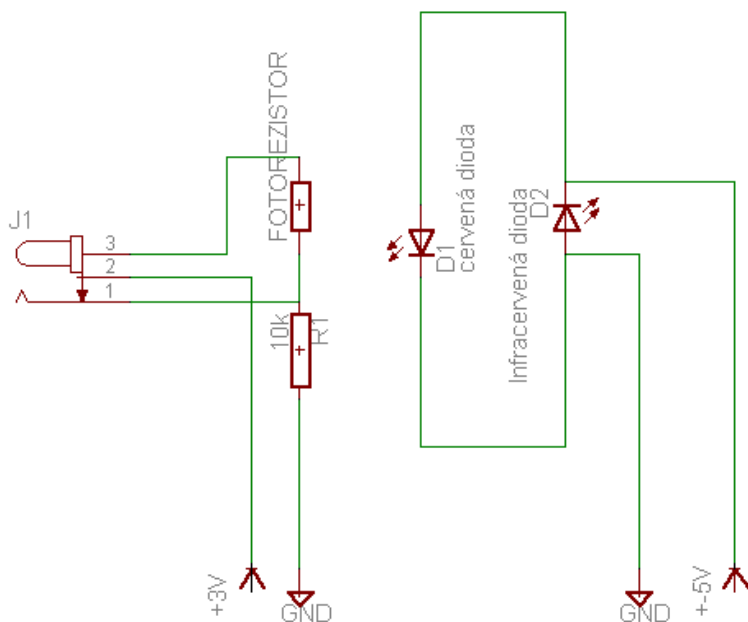
Optická sonda

Vlastní výroba optické sondy (obr. 10) spočívá v umístění fotoemitoru v tomto případě dvou Led diod červené a infračervené. Diody svítí střídavě v intervalech, kdy na ně přichází kladná a záporná vlna napětí ze zdroje. Naproti diodám je umístěn fotorezistor. Tyto dvě části jsou umístěny naproti sobě v obyčejném kolíčku. Kolíček zabezpečuje fixaci měřené části a zabraňuje změně objemu při pulsování těla, které by ovlivnilo měření. Na katodu diody je přivedeno napětí 3V a anodou je dioda uzemněna. Fotorezistor je napájen 5 volty a výstup je veden přes dělič napětí na výstup sondy (obr. 11). Tato optická sonda má jako výstupní zařízení 3,5 mm Jack, jež se může volně připojit na vstup přípravku.



Obr. 10 Konstrukční řešení snímače

Sondu připojujeme k zesilovači přes 3,5 mm jack, Led diody jsou napájeny z měřící karty 3V, rozsvěčují se střídavě podle nastavené frekvence střídání diod. Fotorezistor je napájen +5V z externího zdroje a vede na jack přes dělič napětí.



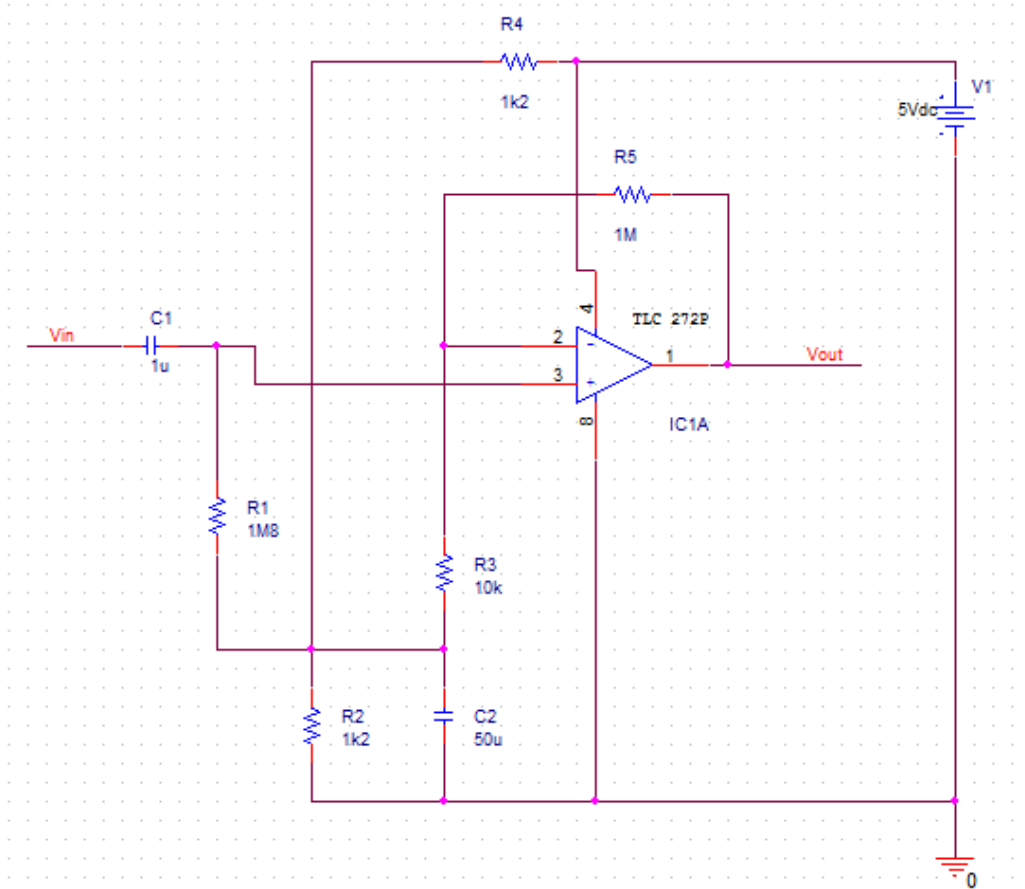
Obr. 11 Napájení optické sondy

Tab. 2 Rozpis součástek pro optickou sondu

Rozpis součástek				
ks	Název	typ označení	hodnota	Poznámka
1	Rezistor	RR10K	10k Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	Fotorezistor	VT83N2		max. napětí 200V
1	dioda	LED 3MM RED 150MCD		Červená 660 nm
1	dioda	LD274-3		IR-LED 950nm
1	Jack	SCA-2032		3,5 mm

Zesilovač signálu

Zesilovač (obr.12) je postaven na univerzálním plošném spoji, jež má lepší vlastnosti jako původně zamýšlený plán postavit analogovou část na nepájivém poli. Výhodou je lepší manipulace, větší jistota zapojených součástek a nižší vlivy okolních šumů, které vznikají u nepájivého pole, potřebou většího množství propojovacích drátů. Je nastaven na zesílení signálu 100 a je napájen napětím 5V.



Obr.12 Schéma zesilovače

Tab.1 Rozpis součástek pro zesilovač signálu

Rozpis součástek				
ks	Název	typ označení	hodnota	Poznámka
1	R1	RR 1M8	1M8	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	R3	RR 10K	10k	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	R5	RR 1M	1M	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
2	R2, R4	RR 1K2	1k2	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	C1	Ker 1u	1uF	Keramický 50V
1	C2	E 50u	50uF	Elektrolytický radiální 50V
1	TLC 272p			Integrovaný obvod

Měřicí karta

National Instruments USB-6221 (obr. 13) je výkonný modul optimalizovaný pro nejvyšší přesnost při rychlé vzorkovací frekvenci. Je navržen speciálně pro mobilní nebo prostorově omezené aplikace. Plug-and-play instalace minimalizuje konfiguraci a nastavení času, zatímco přímo připojovací šroubovací-terminál pomůže udržet nízké náklady a zjednodušuje připojení signálu. Tento modul také obsahuje NI streaming technologii, která umožňuje DMA-jako obousměrné vysokorychlostní přenos dat přes sběrnici USB. Modul obsahuje:

16 analogových vstupů (16bit, 250 kS/s)
2 analog výstupy (16bit, 833 kS/s); 24 digitálních I/O ; 32- bitový čítač
Na pinu 31 vstupu digitální části je vyvedeno stálé napětí 5V. [9]



Obr. 13 USB-6221 [9]

6.2 Návrh a realizace měřicího software

Pro realizaci byl zvolen měřicí software LabVIEW 8.2. Programovací a vývojové prostředí LabVIEW (z angl. Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench) čili „laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů“, někdy též LV, je produktem americké firmy National Instruments, která je průkopníkem a největším výrobcem v oblasti virtuální instrumentace, technické disciplíny, která zažívá veliký rozvoj v oblasti vývoje, výzkumu, školství a průmyslu.

Prostředí LabVIEW, někdy nazývané též jako G-jazyk (tedy „grafický“ jazyk), je vhodné nejen k programování systémů pro měření a analýzu signálů, řízení a vizualizaci technologických procesů různé složitosti, ale také k programování složitých systémů, jako je třeba robot. S určitou nadsázkou lze říci, že prostředí LabVIEW nemá omezení své použitelnosti.

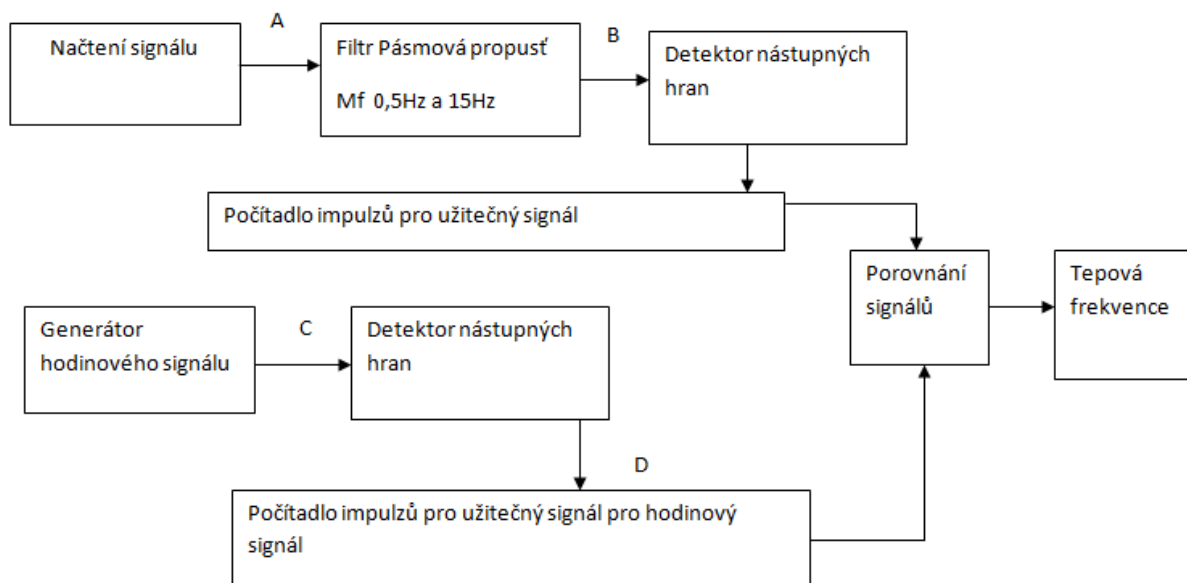
Hlavním cílem virtuální instrumentace je nahradit dočasně nebo i trvale prostorově, finančně a mnohdy i časově náročné využití technických prostředků (hardware) řešením virtuálním (zdánlivým) za přispění programových prostředků (software) a zejména pak grafickými a vizuálními prostředky a zprostředkovat tak uživateli maximální názornost. Toto řešení umožňuje rychlé navrhování nových aplikací i provádění změn v konfiguraci, což je u realizace skutečnými nástroji za pomoci reálných součástí často velice nákladné nebo přímo nemožné. [4]

6.3 Pořizování dat v prostředí LabVIEW

Práce s daty získanými při měření a generování fyzikálních signálů se nazývá pořizování dat – Data Acquisition (DAQ). Systémy určené pro pořizování dat, neboli tzv. DAQ systémy, tvořené počítačem umožnily zvýšení rychlosti měření a zpracování dat. Obvodové řešení DAQ systému umožnilo rovněž analogový způsob zpracování signálů počítačovými systémy za pomoci vhodného programového vybavení. Tím vzniká tzv. virtuální přístrojová technika. Její hlavní charakteristikou je kombinace technického a programového vybavení s počítačovými technologiemi umožňující vytváření uživatelsky definovaných řešení. Oblast pořizování dat patří mezi nejsilnější nástroje prostředí LabVIEW. Každý signál z měření lze zpracovávat a vyhodnocovat z několika informací stavu, průběhu, rychlosti a frekvenčního rozsahu. [4]

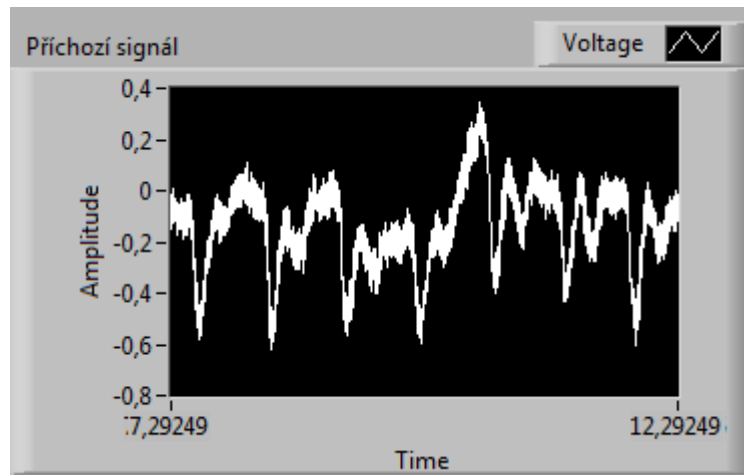
6.4 Měření tepové frekvence

Blokové schéma (Obr. 14) pro měření tepu jsem rozdělil do 9 bloků, a na horní a dolní větev. V bloku načtení signálu dochází k příjmu signálu (obr. 15) z měřicí karty do programu následuje filtr pro omezení nežádoucích složek, výsledný signál (obr. 16) následuje detektor nástupných hran, jež využívá výrazného rozdílu v úrovni R vlny k ostatnímu signálu. Každá R vlna je zaznamenána v bloku počítadlo impulsů, kde je po každém přijmutí vlny hodnota zvýšena o hodnotu 1. V dolní větvi z generátoru impulsů s frekvencí 1 Hz a sinusovým tvarem (obr. 17), přes detektor hran a počítadlo impulsů (obr. 18), postup je obdobný jako pro horní větev dostává signál k bloku porovnání signálů a změna jednotek na tepy za sekundu. Z této části se signál dostává do bloku Tepová frekvence kde je zobrazena výsledná tepová frekvence.

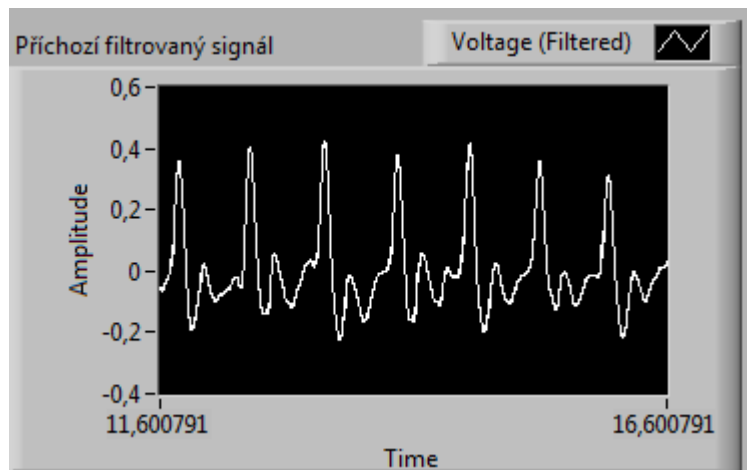


Obr. 14 Blokové schéma měření tepové frekvence

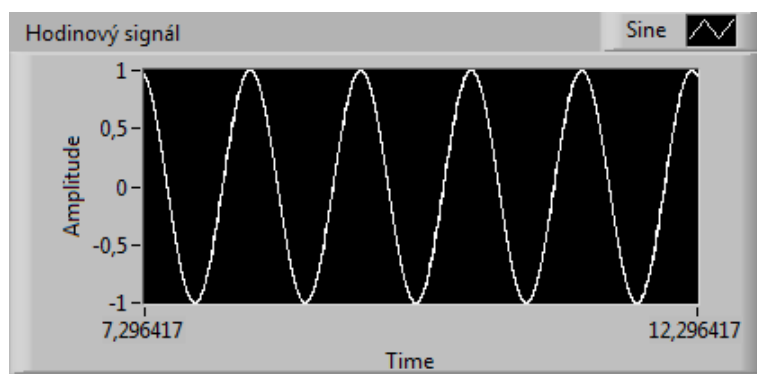
Zde uvádím průběh signálu mezi dílčími subsystemy blokového schématu. Pro větší názornost jsem označil průběžné diagramy velkými písmeny, ty pak odkazují na písmena ve schématu.



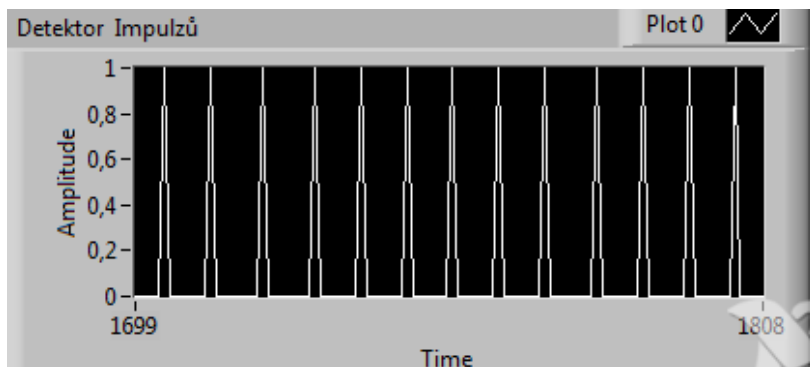
Obr. 15 A: Příchozí signál



Obr. 16 B: Filtrovaný signál



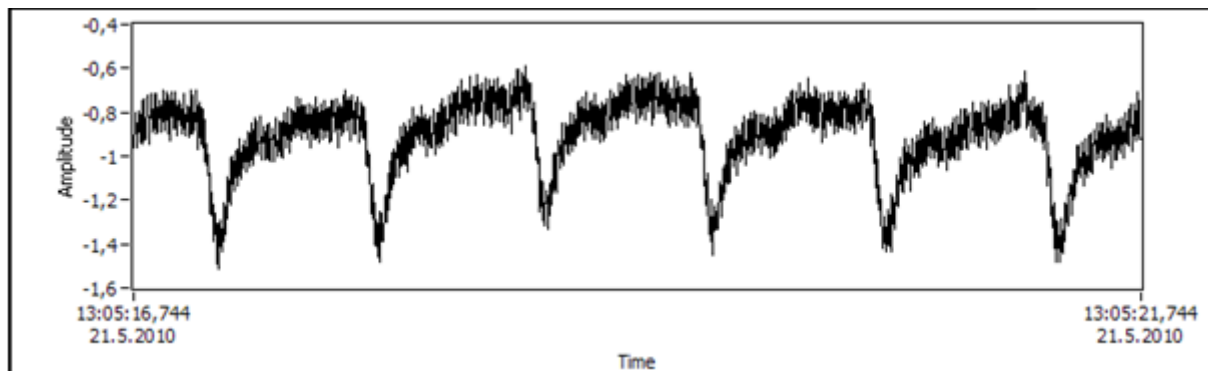
Obr. 17 C: Hodinový signál



Obr. 18 D: Detektor impulsů hodinového signálu

Program LabVIEW umožňuje názorné blokové programování (obr. 21), které lze jednoduše přenést do uživatelského rozhraní (obr. 17). Následuje samotný popis programu.

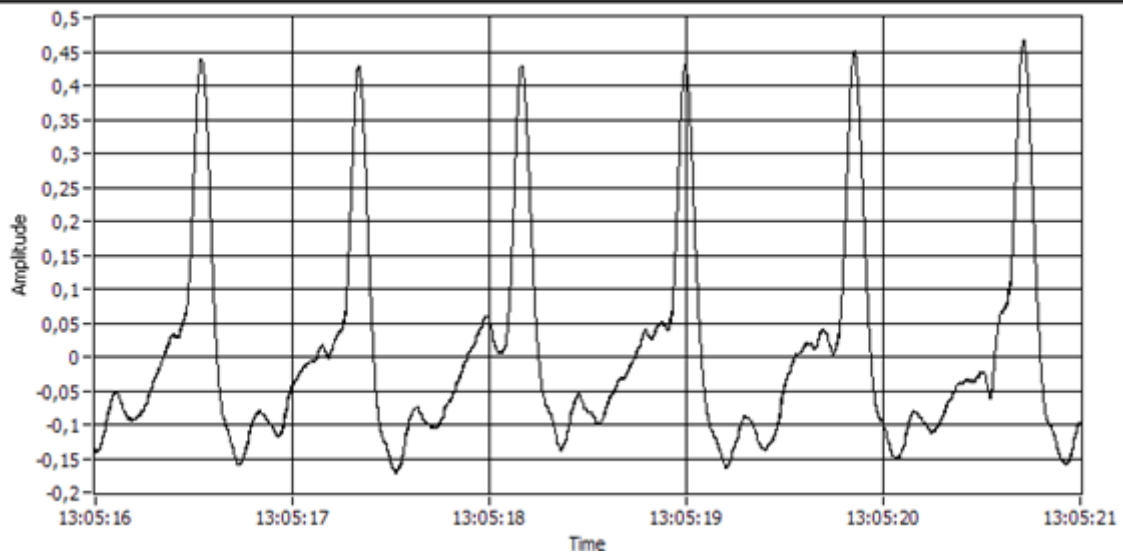
Signál je načten do počítače pomocí bloku DAQ assistant, tento signál je znehodnocen šumy, má opačnou polaritu a stejnosměrnou složku (Obr. 19). Poté prochází blokem Filter. V tomto bloku je nastaven Besselův filtr pásmová propust', s mezními frekvencemi dolní 1 Hz a horní 40 Hz, jež zabezpečuje odfiltrování stejnosměrné složky a zároveň filtruje síťové napětí 50Hz.



Obr. 19 Signál na vstupu programu

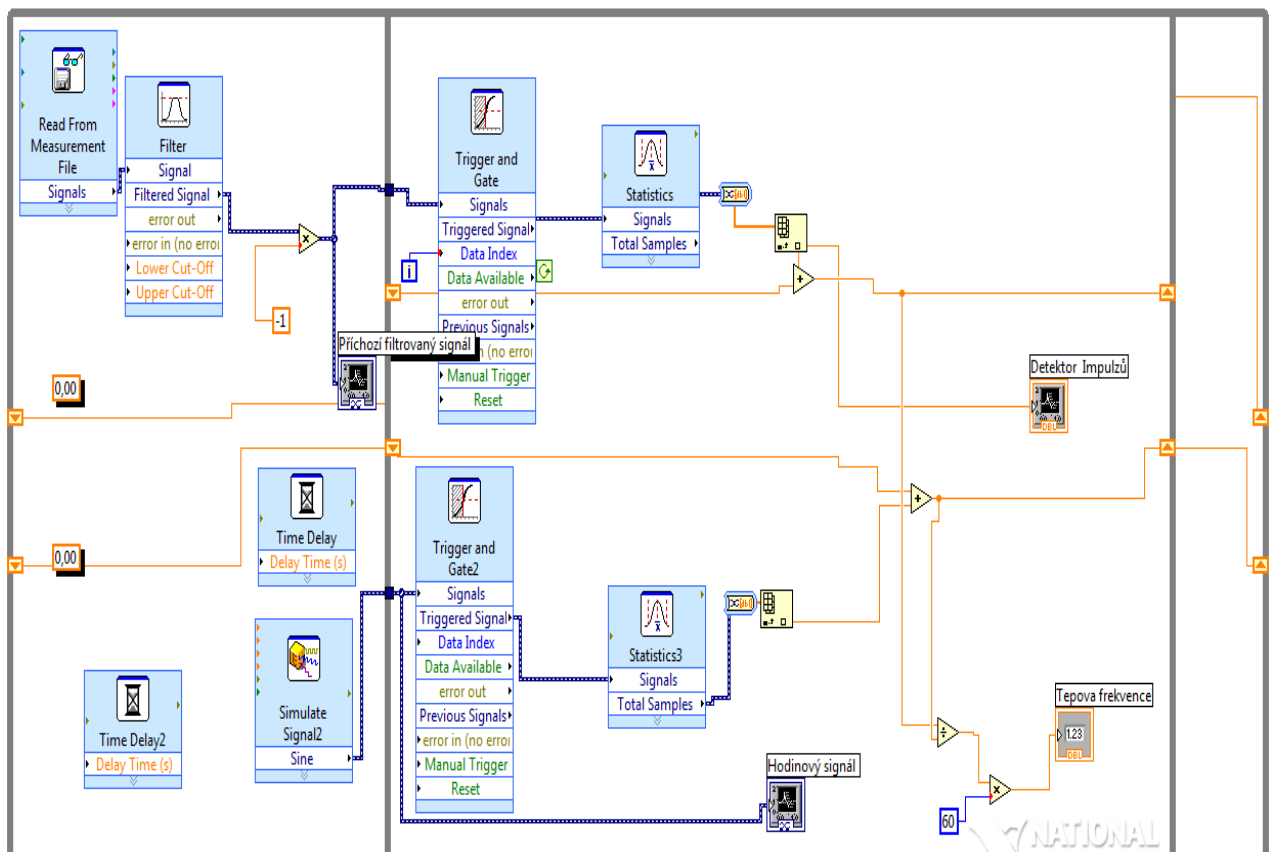
Tento signál je vynásoben konstantou -1, výsledek je patrný na (obr. 20). Následuje blok Trigger and gate, kde je zaznamenáván každý vzorek náběžné hrany s hodnotou 0,2 V. V bloku Statistics jsou tyto impulsy zaznamenávány a putují na čítač, jež po jednom připisuje k výsledné postupné hodnotě.

Podobným způsobem je vytvořena i spodní větev programu, která má za úkol generovat hodinový signál. Jako signál pro tuto větev slouží blok Simulate signál. Je nastaven na frekvenci 1 Hz za sekundu, další průběh se shoduje s horní větví.



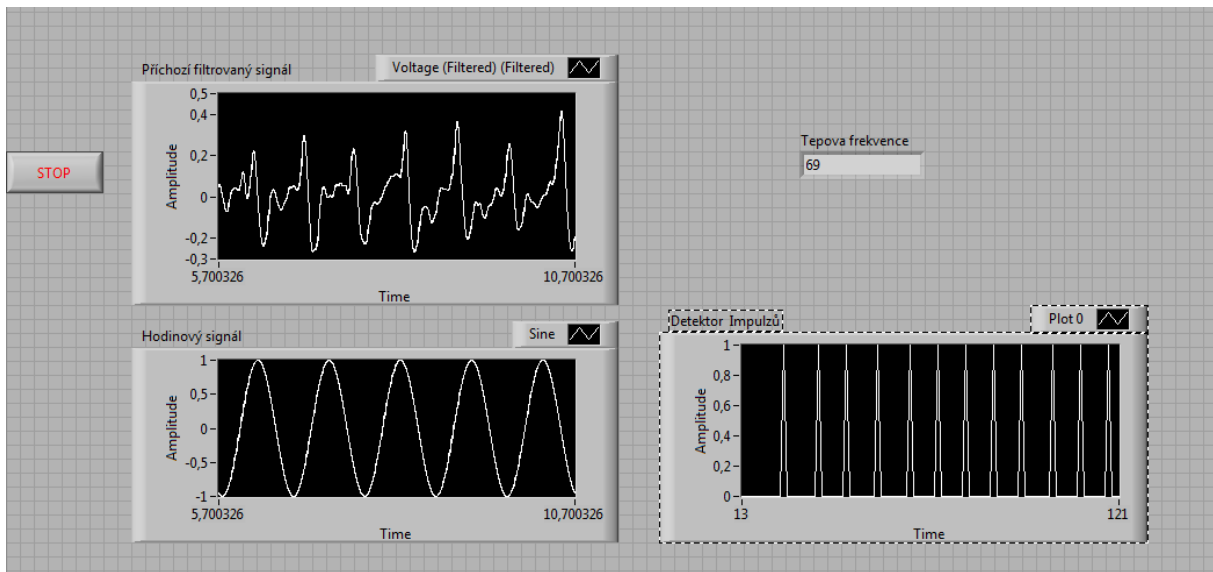
Obr. 20 Filtrovaný signál červené diody

Porovnáním frekvencí nabíhání impulsů obou větví a následným vynásobením konstantou 60 dostáváme výsledný počet tepů za minutu. Celý program je uzavřen do smyčky While loop, jež umožňuje opakovaný průběh programu.



Obr. 21 Blokové schéma měřiče tepu

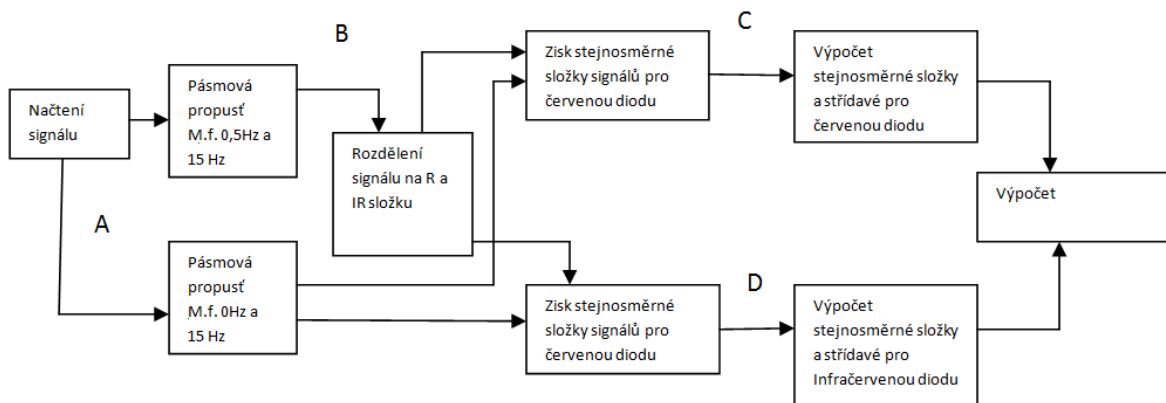
Program LabVIEW umožňuje jednoduché vytváření prostředí pro snadnou ovladatelnost a přehlednost aplikací. Pro zjištění tepové frekvence je vytvořeno uživatelské rozhraní (obr. 22).



Obr. 22 Uživatelské rozhraní měřiče tepové frekvence

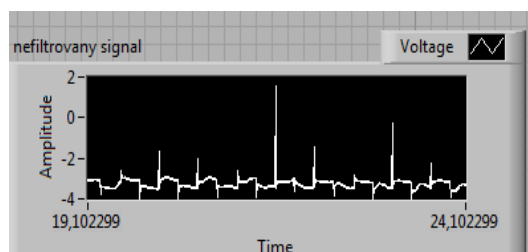
6.5 Program pro saturaci kyslíku v krvi

Pro měření nasycení krve kyslíkem jsem vytvořil blokové schéma (obr.23). Signál na vstupu (obr. 24) je ovlivňován střídavým zapínáním a vypínáním červené a infračervené diody s frekvencí 1Hz, pro nižší frekvenci bychom přidali invertující blok při signálu z infračervené diody a přiřadili zpožďovací člen k signálu červené diody o délku jednoho impulsu dosáhli bychom lepší citlivosti a snížení vlivu zapínání diod, ale obvod by byl náchylnější k okamžitým změnám teploty a pohybových otřesů. Tím vzniká střídavá složka signálu po té je odfiltrován propustkami na signál se střídavou složkou (obr. 25) a bez této složky. V dalším bloku se rozdělí střídavý signál na R a IR složku, aby se mohl v dalším bloku odečíst od signálu se stejnosměrnou složkou. V dalším bloku se počítá signál střídavé a stejnosměrné složky (obr. 26), (obr. 27) aby se mohli červená a infračervená část použít dle vzorce (6) a aproximovat dle vzorce (7).

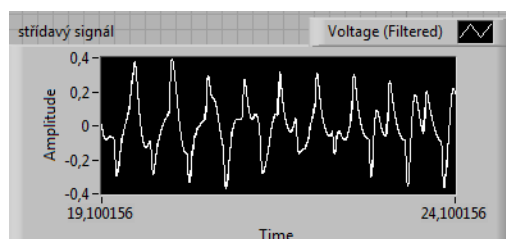


Obr. 23 Blokové schéma měření nasycení krve kyslíkem

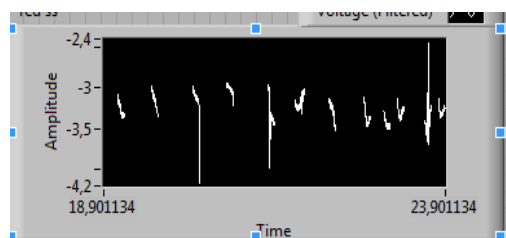
Dílčí průběhy blokového schématu nasycení krve kyslíkem:



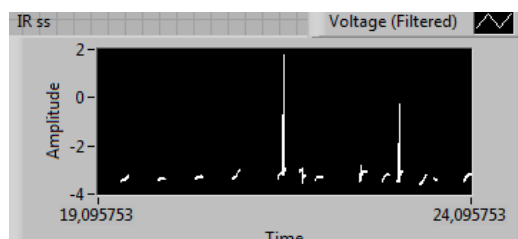
Obr. 24 A: Nefiltrovaný signál



Obr. 25 B: Střídavý signál

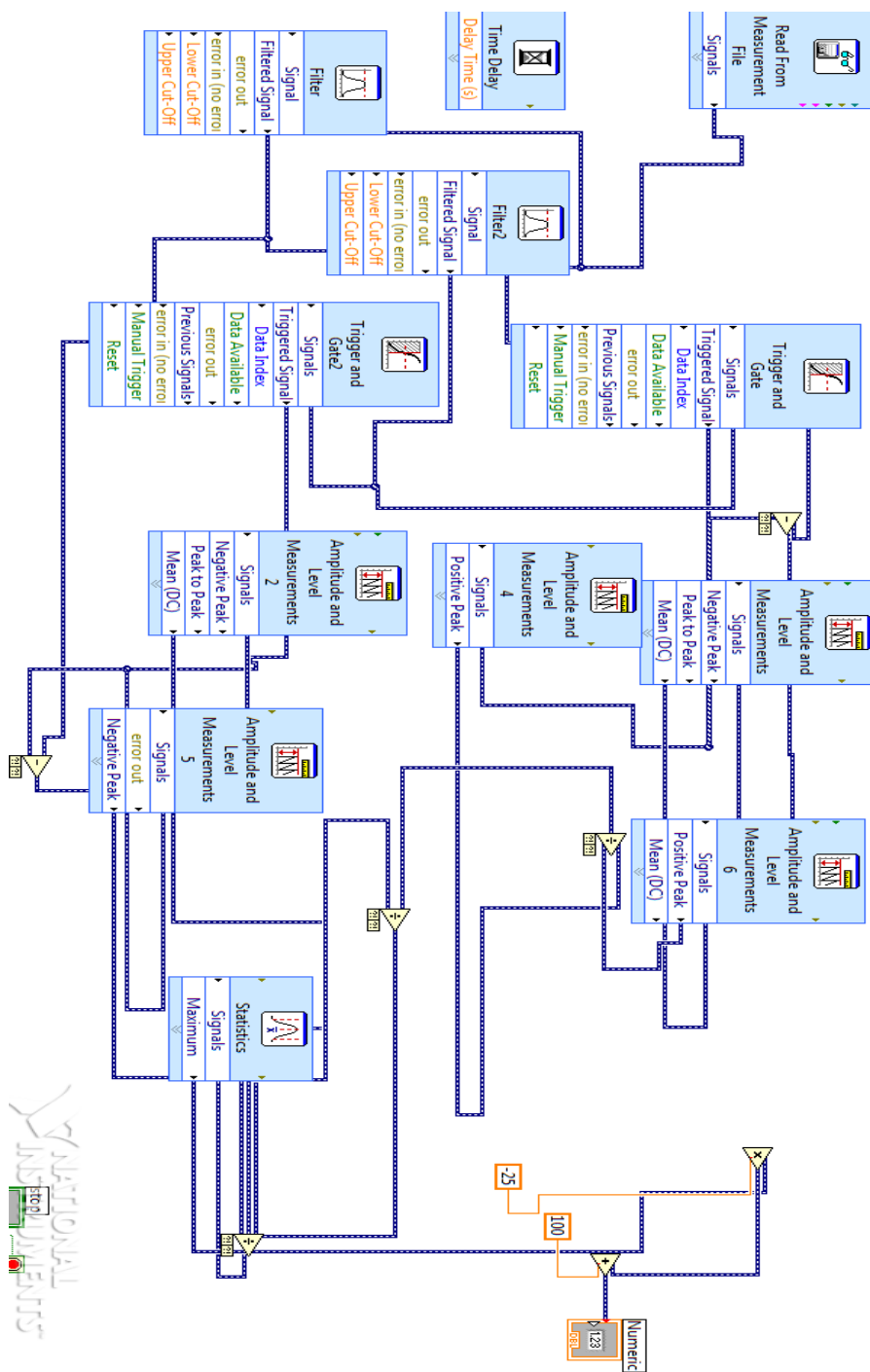


Obr. 26: C SS složka pro červenou diodu



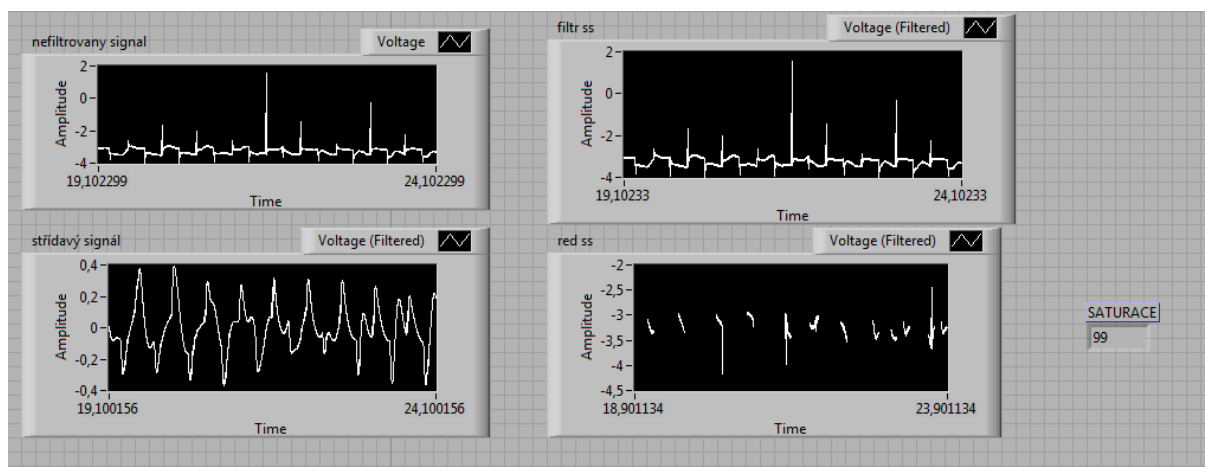
Obr. 27: D SS složka pro infračervenou diodu

Základní idea pro tvorbu programu saturace krve kyslíkem spočívá ve využití vztahu pro normalizovaný poměr Q (6) a rovnice aproximované přímkou ze vztahu (7). Na vstup programu (obr. 28) přichází střídavý signál z obou diod, jsou zde použity 2 různé pásmové filtry. Oba s horní mezní frekvencí 15 Hz a dolní mezní frekvencí 1 Hz pro prvním filtr a 0Hz pro druhý. Oba mají za úkol omezit frekvenci rušivého síťového napětí. Signál z prvního filtru je zbaven stejnosměrné složky, druhý stejnosměrnou složku obsahuje. Pro horní větev programu platí, že signál bez stejnosměrné složky je zpracováván blokem Trigger and gate , jenž má hodnotu spouštění nastavenou do hodnoty 0V náběžné hrany a mez vypnutí je nastavena na hodnotu 0V sestupné hrany. Tímto postupem oddělíme střídavou složku červené a infračervené diody. Dále za tento blok je přiveden signál z druhého filtru, od něj odečteme signál z bloku Trigger and gate , který vedeme do bloku amplitude a level measurement, kde získáme stejnosměrnou složku signálu z červené diody , tento výsledek podělíme se signálem z Trigger and gate kde je hodnota střídavé složky z červené diody. Stejný postup platí i pro dolní větev programu, jen u bloku Trigger and gate pro zapnutí platí sestupná hrana a vypnutí nástupná hrana signálu. Obě větve podělíme podle vzorce (6) a po dosazení do vztahu (7) získáváme výslednou hodnotu saturace.



Obr. 28 Program pro měření nasycení krve kyslíkem

Pro program saturace je vytvořeno uživatelské rozhraní (obr. 29), které můžeme vidět dole.



Obr.29 Uživatelské rozhraní pro měření saturace

7. Závěr:

Bakalářská práce se zabývá problematikou nasycení krve kyslíkem a měření tepové frekvence. Po úvodním seznámení s problematikou následuje obecný popis oxymetru s dílčími prvky. Pro vlastní návrh měřicího systému bylo nejprve nutné navrhnout hardwarovou část zařízení. Optickou sondu jsem zvolil vlastní výroby, z důvodu možnosti realizace pro široké okolí. Průmyslově vyráběná sonda je velmi drahá a náchylná k poškození. Při návrhu analogové části jsem nejprve počítal s využitím nepájivého pole, jenž má ale nevýhodu ve značné křehkosti spojů mezi součástkami a náchylnost k rušení vnějšími vlivy, proto jsem analogovou část vytvářel na univerzálním plošném spoji. Původní myšlenka též byla vytvořit filtry signálu analogově, ale po seznámení s programem LabVIEW jsem se rozhodl filtrovat signál a různě jej tvarovat v programu LabVIEW. Číslíkové zpracování má mnoho výhod například cena, možnost měnit parametry subsystému rychle a snadnější analýza. Tento postup mě ušetřil mnoha problémům. K měření jsem využil měřicí kartu USB-6221 od firmy National Instruments jež sem řídil pomocí jejich vstupů a výstupů, jež obsahuje a dá se na ně jednoduše připojit propojovacími kabeli. Karta je ovládána přes rozhraní USB počítačem s nainstalovaným programem LabVIEW s podprogramem DAQ, jež je speciálně určen pro práci s kartou. Pro realizaci samotného programu jsem využil program LabVIEW. Celé programování se odehrává v blocích Front panel a Block diagram. Front panel slouží jako uživatelské rozhraní s jednoduchým vkládáním ovládacích prvků a ukazatelů výsledných hodnot. Block diagram slouží pro programování samotných funkcí a nastavování rozhraní front panel. V první části návrhu programu je zrealizován systém pro měření srdečního tepu. Pro měření stačí brát signál pouze z červené diody. Program dokáže detekovat nejvýznamnější část signálu tepové frekvence R-vlnu. Danou část dokáže detekovat a zaznamenat do čítače, výsledný počet R-vln je porovnám s hodinovým signálem který je v programu zajištěn pomocí generátoru pulsů. Druhá část programové realizace se zabývá měřením nasycení krve kyslíkem. Zde nastal problém, jež se muselo vyřešit. To byl, že signál

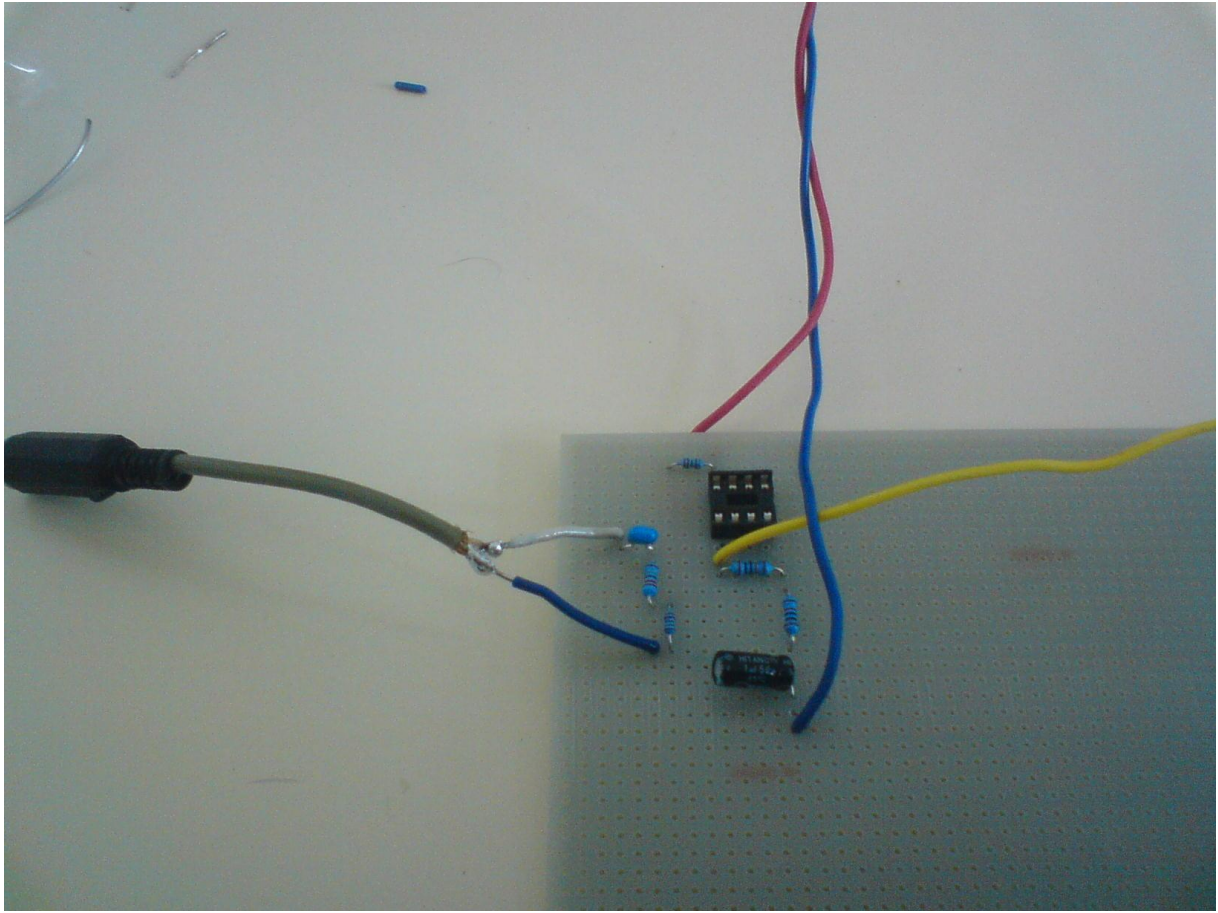
z červené a infračervené diody jsou posílány na stejném kanálu. Vyřešení tohoto problému spočívá v rozdělení signálu na 2 nezávislé složky. K tomuto řešení mi pomohl blok Trigger and weave jež dokáže rozdělit signál pomocí náběžných a sestupných hran. V programu jsem rozdělil prvotní signál na červenou a infračervenou část a navíc jsem rozdělil na střídavou a stejnosměrnou složku. Daná realizace měřiče tepové frekvence je plně funkční u systému měření nasycení krve kyslíkem je měření děleno nulovými hodnotami, jež vznikají při zpracování nulových hodnot vycházejících při dělení signálu, ale hodnota saturace je patrná a probíhá průběžně, toto zapojení je spíš návrh možného řešení, protože je zde uvažováno s tepovým rytmem 60 tepů za minutu a synchronizováním přepínáním diod.

Zdroje:

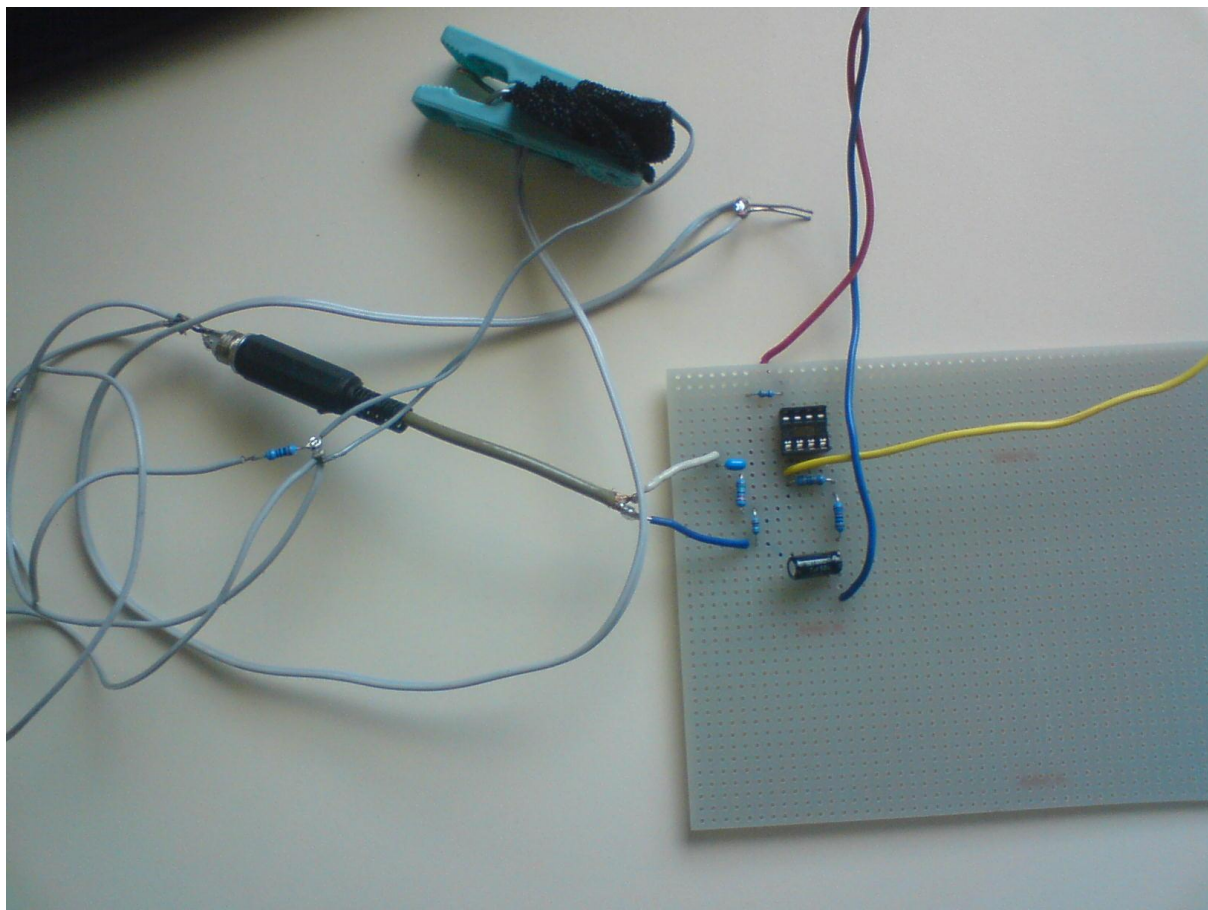
- [1] Matějka, Jan. (2003). Záznam a přenos pletysmografického vyšetření [online]. <http://fei1.vsb.cz/wofex/2003/paper/p2645/kybernetika/semkovic_jan-matejka_vladislav.pdf>
- [2] Havlík, Jan. (2009). oxymetrie [online]. <[Http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x311et/Lectures/06_Oxymetrie.pdf](http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x311et/Lectures/06_Oxymetrie.pdf)>
- [3] VLACH, J. Zacináme s LabVIEW. Praha : BEN - technická literatura, 2008
- [4] anonymous .(2010). Hemoglobin online <<http://en.wikipedia.org/wiki/Hemoglobin>>
- [5] Mendelson Y, "Pulse Oxymetry: Theory and Applications for Noninvasive Monitoring," Clinical Chemistry, 38(9), pp. 1601-7, 1992.
- [6] Harrison, Karl. (2005). Hemoglobin [online]. <<http://www.3dchem.com/molecules.asp?ID=213#>>
- [7] Doleček, J.: Moderní učebnice elektroniky 3.; nakladatelství BEN - technická literatura, 2005
- [8] Doc., Ing. Urban, F. , CSc., Ing. Mikel, B,. (2006) OPTOELEKTRONIKA A OPTICKÉ KOMUNIKACE
- [9] online < <http://sine.ni.com/ds/app/doc/p/id/ds-10/lang/en>>
- [10] Prof. MUDr. Herget,J. DrSc (2010). TRANSPORT O2 A CO2 KRVÍ [online]. <http://fyziologie.lf2.cuni.cz/uceni/lecture_notes/transport_plynu/index.htm>
- [11] Imramovský, M. (2007). Zdravotnické elektrické přístroje I. Praha: Garda

Seznam příloh

Příloha 1. Zesilovač.....	i
Příloha 2. měřící sonda se zesilovačem.....	ii



Příloha 1. Zesilovač



Příloha 2. Měřicí sonda se zesilovačem