



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské informatiky

**Identifikace parametrů přenosové funkce
zkoumaného subjektu pomocí běžecího
trenažéru**

**Identification of transfer function of the
examined subject using a treadmill**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínská informatika

Autor bakalářské práce: Matěj Fiklík

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jan Kauler, Ph.D.

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Fiklík** Jméno: **Matěj** Osobní číslo: **496195**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské informatiky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínská informatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Identifikace parametrů přenosové funkce zkoumaného subjektu pomocí běžecího trenažéru.

Název bakalářské práce anglicky:

Identification of parameters of the transfer function of the examined subject by means of a treadmill.

Pokyny pro vypracování:

S využitím vámi již zpracovaného sw vybavení k řízení běžecího trenažéru, vytvořte programové vybavení umožňující identifikovat zkoumaný subjekt pomocí přenosové funkce. Dále vytvořte programové vybavení, které umožní porovnání parametrů této přenosové funkce subjektu s naměřenou hodnotou VO₂max (pulsní oxymetr) během experimentu a tím potvrdit nebo vyvrátit korelaci mezi časovou konstantou v přenosové funkci a hodnotou VO₂max.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Petr Noskovič, Modelování a identifikace systémů, ed. 1, Montax a.s., 1999, ISBN 80-7225-030-2
- [2] Jiří Kozumplík a kol., Číslicové zpracování signálů., ed. 1, VUT Brno, 2001, ISBN 80-214-1964-4
- [3] MUDr. Jaroslav Novák, Kardiopulsační zdatnost u sportující populace, 2015

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Jan Kauler, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Mgr. Pavel Böhm, MBA

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2023**

doc. Ing. Zoltán Szabó Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Identifikace parametrů přenosové funkce zkoumaného subjektu pomocí běžecského trenažéru.“ samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně 13.5.2023

.....

Matěj Fiklík

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval zejména vedoucímu práce, panu Ing. Janu Kaulerovi, Ph.D., za jeho rady ohledně průběhu měření a pomoc při výběru součástí a konstrukci měřicího zařízení.

ABSTRAKT

Identifikace parametrů přenosové funkce zkoumaného subjektu pomocí běžeckého trenážeru

Cílem této práce je návrh, příprava prostředí a následné provedení experimentu, pomocí něhož bude možné sledovat vývoj vybraných biologických parametrů při zlepšující se kondici testovaného subjektu. Konkrétně jsou sledovány změny časové konstanty přenosové funkce, saturace periferní krve kyslíkem (SpO_2) a maximálního objemu kyslíku, který je tělo schopno přijmout (VO_2max). V rámci práce jsou srovnány jednotlivé metody měření těchto parametrů. Následně je popsán průběh jednotlivých dílčích měření, včetně potřebného vybavení a definován průběh celého experimentu. Dále je vytvořen návrh a popsána konstrukce měřícího zařízení na bázi pulzního oxymetru, které bylo využito při měření. Následující řešenou problematikou je předzpracování naměřených dat a následný výpočet zadaných parametrů v programu Matlab. Na závěr byl popsán vývoj parametrů v závislosti na změně fyzické kondice a otestována jejich vzájemná korelace pomocí Spearmanova korelačního koeficientu.

Klíčová slova

SpO_2 , VO_2max , přenosová funkce regulované soustavy, pulsní oxymetr, Matlab

ABSTRACT

Identification of transfer function of the examined subject using a treadmill

The purpose of this work is a creating a design, preparing an environment, and then conducting an experiment, by means of which it will be possible to monitor a development of chosen biological parameters during the improvement of the tested subject's physical condition. Namely the changes of a time constant from the plant transfer function, oxygen saturation (SpO_2) and maximal oxygen consumption ($VO_2 max$) are being monitored. As a part of this thesis, individual methods used for measurement of these parameters are compared. Subsequently, the process of measuring these parameters is described, including the necessary equipment and the process of the entire experiment is defined. The description of design and construction of a measurement device based on pulse oximeter, which is used during measurement, is discussed next. The following addressed problem is data preprocessing and calculation of the chosen parameters using Matlab program. Finally, the development of these parameters depending on changes in physical condition is described and their mutual correlation is tested using Spearman correlation coefficient.

Keywords

SpO_2 , $VO_2 max$, plant transfer function, pulse oximeter, Matlab

Obsah

Seznam symbolů, zkratek a obrázků	4
1 Úvod	6
2 Cíle práce.....	7
3 Metody detekce biologických signálů.....	8
3.1 Detekce tepové frekvence	8
3.2 Detekce saturace krve kyslíkem	9
3.3 Detekce VO ₂ max	10
3.4 Detekce přenosové funkce.....	11
4 Průběh experimentu	12
5 Konstrukce měřícího zařízení.....	13
5.1 Čidlo	13
5.2 Mikropočítač	14
5.3 Zapojení.....	16
5.4 Programové vybavení.....	17
6 Programová část na straně PC	18
6.1 Ovládání vybavení.....	18
6.2 Kalkulace tepové frekvence	19
6.3 Filtrace R a IR	21
6.4 Kalkulace SpO ₂	24
6.5 Kalkulace VO ₂ max	26
6.6 Identifikace parametrů přenosové funkce	27
7 Výsledky experimentu	29
8 Diskuse	32
9 Závěr	33
Seznam použité literatury	34
Seznam příloh na CD.....	Chyba! Záložka není definována.

Seznam symbolů, zkratk a obrázků

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
SpO_2	%	Saturace periferní krve kyslíkem
$VO_2 max$	ml/kg/min	Maximální objem přijatého kyslíku

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
BPM	Počet tepů za minutu
EKG	Elektrokardiografie
R	Červené záření
IR	Infračervené záření
DC	Stejnoseměrná složka signálu
AC	Střídavá složka signálu

Seznam obrázků

Obrázek 3.1: Odezva na jednotkový skok. Zdroj: [9].....	11
Obrázek 5.1: Blokové schéma přístroje. Zdroj: autor.....	13
Obrázek 5.2: pulzní oxymetr a snímač srdečního tepu MAX30102. Zdroj: [11].....	14
Obrázek 5.3: princip oxymetru MAX30102. Zdroj: [13]	14
Obrázek 5.4: Arduino Mega 2560 Rev 3. Zdroj: [15]	15
Obrázek 5.5: Zapojení přístroje. Zdroj: autor	16
Obrázek 5.6: Konečná podoba zařízení. Zdroj: autor	17
Obrázek 5.7: Formát výstupních dat zařízení. Zdroj: autor	17
Obrázek 6.1: Nefiltrovaná data ze zařízení. Zdroj: autor.....	18
Obrázek 6.2: Detekční hladina. Zdroj: autor	20
Obrázek 6.3: Filtrace tepové frekvence klouzavým mediánem. Zdroj: autor.....	21
Obrázek 6.4: Data po odstranění stejnosměrné složky. Zdroj: autor	22
Obrázek 6.5: Signál zpracovaný dolní propustí. Zdroj: autor.....	23
Obrázek 6.6: Data získaná průměrovým filtrem. Zdroj: autor	23
Obrázek 6.7: AC a DC složka v signálu absorbovaného záření. Zdroj: [19].....	24
Obrázek 6.8: Měření SpO2 vybranými metodami. Zdroj: autor.....	26
Obrázek 6.9: Aproximace tepové frekvence v úseku odezvy na jednotkový skok funkcí. Zdroj: autor	28
Obrázek 7.1: Průběh sledovaných parametrů v čase. Zdroj: autor	30
Obrázek 7.2: Korelační diagramy dvojic zkoumaných parametrů. Zdroj: autor	30

1 Úvod

V této bakalářské práci se zabývám návrhem, přípravou prostředí a následným provedením experimentu, během kterého bude možno sledovat vývoj časové konstanty přenosové funkce, saturace periferní krve kyslíkem (SpO_2) a maximálního objemu kyslíku, který je tělo schopno přijmout ($VO_2 max$) při zlepšující se fyzické kondici jedince.

Celý experiment spočívá v tom, že testovaný jedinec nejprve podstoupí prvotní měření vybraných biologických signálů. Následně změni svůj životní styl a začne pravidelně sportovat, čímž bude zlepšovat svou fyzickou kondici. Zároveň se bude pravidelně podrobovat měření dříve zvolených biologických signálů, aby bylo možno sledovat vývoj v čase.

V rámci příprav pro tento experiment jsem nejprve srovnal známé metody pro měření a odhad zadaných biologických signálů na pohybujícím se subjektu. Následně jsem navrhl průběh měření tak, aby během něj bylo možno získat veškerá potřebná data. Poté jsem navrhl a zkonstruoval měřicí zařízení, fungující na bázi pulzního oxymetru. V programové části jsem se zabýval filtrací naměřených dat a následnou implementací zvolených metod v programu Matlab. Po těchto přípravách jsem celý experiment provedl a vyhodnotil.

2 Cíle práce

Hlavním cílem této práce byl popis případných změn časové konstanty přenosové funkce, SpO_2 a $VO_2 max$ v závislosti na zlepšující se fyzické kondici jedince. Proto bylo zapotřebí nejprve prostudovat známé metody měření a výpočtu těchto parametrů a najít mezi nimi vhodný kompromis mezi přesností a náročností dané metody.

Ke sledování změn v parametrech bylo zapotřebí navrhnout vhodný experiment. V tomto návrhu bylo nutno definovat způsob zlepšování fyzické kondice a průběh dílčích měření. Při nich musí být možné získat veškerá potřebná data pro výpočet parametrů zvolenými metodami a zároveň by nemělo docházet k nepřesnostem vlivem nesprávně stanoveného postupu. Při návrhu těchto měření nelze opomenout ani popis potřebného vybavení.

Dalším dílčím cílem byl návrh a konstrukce měřicího zařízení, které umožní získávání dat během jednotlivých měření, z nichž bude možno získat hodnoty zadaných parametrů. Kromě fyzické části konstrukce je zde zahrnuto i vytvoření programového vybavení zajišťujícího správný chod zařízení.

Posledním krokem k dokončení příprav pro experiment byla implementace dříve vybraných metod pro výpočet parametrů tak, aby odpovídali konkrétnímu experimentu a použitému vybavení. V rámci tohoto kroku bylo třeba řešit také vhodné předzpracování naměřených dat.

Dalším cílem po vytvoření prostředí bylo provedení samotného experimentu a získání experimentálních dat.

Konečným cílem pak bylo vyhodnocení získaných dat, jehož součástí bylo určení průběhu dat v čase a dokázání či vyvrácení korelace mezi jednotlivými parametry.

3 Metody detekce biologických signálů

Prvním problémem, kterým jsem se v rámci své bakalářské práce zabýval, bylo zvolení metod detekce tepové frekvence, SpO_2 , $VO_2 max$ a parametrů přenosové funkce. Za tímto účelem jsem prostudoval známé metody měření tepové frekvence a metody výpočtu a určení zadaných parametrů. Následně jsem zhodnotil výhody a nevýhody jejich využití v rámci připravovaného experimentu. Při vyhodnocování jednotlivých metod jsem se snažil najít kompromis mezi jejich přesností, možnostmi použití dané metody na pohybujícím se subjektu, finančními náklady pro implementaci dané metody. Mimo to byly preferovány metody, které budou využívat stejného zařízení.

3.1 Detekce tepové frekvence

Pro detekci tepové frekvence existuje hned několik metod. Podle principu, na jehož základě je převáděn tep na elektrické impulzy, lze rozlišit tři základní kategorie.

- Elektrické metody
- Balistokardiografické metody
- Pletysmografické metody

Elektrické metody využívají poznatku, že průběh srdečního cyklu lze sledovat na základě změn akčních potenciálů způsobovaných činnostmi srdečního svalu. Do této kategorie se řadí například Elektrokardiografie (EKG). Při této metodě se snímá elektrická aktivita srdce pomocí vhodně umístěných elektrod. Po vhodné filtraci naměřených dat vznikne elektrokardiogram, z něhož lze získat tepovou frekvenci detekováním R-R intervalů. Hlavním negativním faktorem, který vedl k zavrnutí této metody pro můj experiment, je její nevhodnost použití na pohybujícím se subjektu. Při pohybu produkují elektrickou aktivitu i ostatní svaly. Vzniklý svalový akční potenciál se promítne do dat naměřených elektrodami, což vede ke vzniku šumu. Proto při měření tepové frekvence pomocí elektrokardiografie na subjektu v pohybu je její přesnost závislá na vyfiltrování takto vzniklého šumu.

Jiným způsobem měření tepové frekvence je detekce mechanických změn v průběhu srdečního cyklu na povrchu pokožky. Mezi tyto změny lze zařadit pohyb pokožky v blízkosti tepen, nebo akustické změny způsobené tokem krve. Tím se zabývají Balistokardiografické metody. Stejně jako Elektrické metody nejsou ani Balistografické metody vhodné pro použití na pohybujícím se subjektu. U snímání akustických změn je důvod stejný jako u EKG, vznik šumu. Při pohybu se nelze vyhnout produkci akustického šumu, který by zkresloval data naměřená na mikrofonu. V případě snímání pohybu pokožky je přesnost závislá na přesném umístění čidla. Při pohybu může dojít k posunu čidla, což by mělo za výsledek výrazné snížení přesnosti měření.

Poslední základní kategorií jsou Pletysmografické metody. Princip těchto metod je založen na detekci změn lokálního objemu krve mezi systolickou a diastolickou fází srdečního cyklu. Způsobů, jakými je možno tuto změnu měřit existuje hned několik. V případě impedanční pletysmografie je měřena změna impedance způsobená změnou objemu krve v tepnách. Při systolické fázi dochází ke zvýšení objemu krve, což má za následek snížení impedance. Při diastolické fázi je tomu přesně naopak. Takový pohyb impedance lze detekovat pomocí vhodně umístěných elektrod a voltmetru. Princip Magnetické pletysmografie je založen na schopnosti hemoglobinu měnit magnetické pole. Při použití permanentního magnetu a magnetického senzoru v blízkosti tepny lze změny magnetického pole měřit a následně z nich získat tepovou frekvenci. Poslední formou pletysmografie je Foto-pletysmografie. Ta využívá schopnosti krve absorbovat a odrážet světlo o určité vlnové délce. Při zvýšení objemu krve v tepnách během systolické fáze dochází k absorbování a zároveň i odrazu většího množství světla než během diastolické fáze. Obecně se při aplikaci foto-pletysmografie využívá zdroje světelného záření a světelného senzoru, umístěných v blízkosti tepny. Jejich vzájemná poloha se však může lišit v závislosti na tom, kterou z optických vlastností chceme snímat. V případě měření absorbance světelného záření se senzor nachází naproti zdroji a měřená tepna je mezi nimi. Naopak při měření odrazu světla je senzor na stejné straně tepny jako zdroj. Z naměřeného signálu lze následně získat tepovou frekvenci obdobně jako u EKG měření intervalů mezi vlnami.

Z výše uvedených je Foto-pletysmografie nejméně náchylná na vznik chybných dat při měření na pohybující se osobě. Proto jsem si pro měření tepové frekvence zvolil právě tuto metodu. [1][2]

3.2 Detekce saturace krve kyslíkem

Saturace krve kyslíkem je poměr hemoglobinu nasyceného kyslíkem a celkového hemoglobinu udávaná v procentech. Saturace se dělí do kategorií podle místa měření na:

- Saturace tepenné krve
- Saturace žilné krve
- Saturace periferní krve

Nejčastěji se využívá měření saturace periferní krve kyslíkem (SpO_2), která udává v procentech prokysličení krve v kapilárách. Tuto hodnotu lze měřit pomocí pulzní oxymetrie. Ta vychází z poznatku, že okysličený hemoglobin absorbuje a odráží světlo o jiné vlnové délce než neokysličený hemoglobin. Obdobně jako u foto-pletysmografie se k měření používá zdroj světelného záření, který ale musí být schopen zároveň vyzařovat záření o dvou různých vlnových délkách, a světelný senzor. Umístění může být opět dvojí, zdroj a senzor naproti sobě s měřenou tepnou mezi nimi pro absorbanci, nebo zdroj a senzor vedle sebe na jedné straně tepny pro odraz světla. Hodnotu SpO_2 lze vypočítat z hodnot záření o obou vlnových délkách dopadajícího na senzor.

Pro detekci saturace krve kyslíkem jsem si zvolil měření SpO_2 pulzním oxymetrem. Hlavním důvodem je, že pro měření saturace touto metodou lze použít stejný měřicí přístroj jako pro snímání tepové frekvence pomocí Foto-pletysmografie. [3][4]

3.3 Detekce $VO_2 max$

$VO_2 max$ je symbol udávající maximální objem kyslíku, který je osoba schopna přijmout za jednotku času. Vyjadřuje se buď jako absolutní hodnota například v litrech za minutu, nebo jako relativní poměr v mililitrech na kilogram tělesné hmoty za minutu. $VO_2 max$ lze měřit přímou metodou, nebo odhadnout některou z nepřímých metod.

Při použití přímé metody se analyzují vydechované plyny, z jejichž rozboru lze stanovit vydechovaný oxid uhličitý a vdechovaný kyslík. K měření dochází při aktivním pohybu na běhacím pásu nebo cyklistickém ergometru. Přímou metodou lze docílit nejlepších výsledků, ale je k ní zapotřebí speciálního analyzátoru vydechovaných plynů, a proto je nejnáročnější na použité vybavení.

Alternativou jsou nepřímé metody. Pomocí nich je možno hodnotu $VO_2 max$ odhadnout na základě tepové frekvence, překonané vzdálenosti nebo času potřebného pro dokončení sportovní aktivity. V těchto metodách je přesně definován typ sportovní aktivity, doba, po jakou je třeba ji provozovat nebo vzdálenost kterou je nutno překonat, seznam měřených veličin a rovnice pro následný výpočet odhadu $VO_2 max$. Příkladem je takzvaný 1.5 Mile Run Test, při kterém má jedinec za úkol uběhnout vzdálenost 1,5 míle, a to co nejrychleji dokáže. Relativní $VO_2 max$ se následně odhaduje právě na základě potřebného času, pohlaví a tělesné hmotnosti. Dále do této kategorie spadají metody odhadující $VO_2 max$ bez nutnosti aktivního pohybu. Přesnost nepřímých metod je značně nižší, jelikož se jedná pouze o odhady založené na statistických datech. Jejich požadavky na použité vybavení jsou však znatelně nižší než u přímé metody. [5]

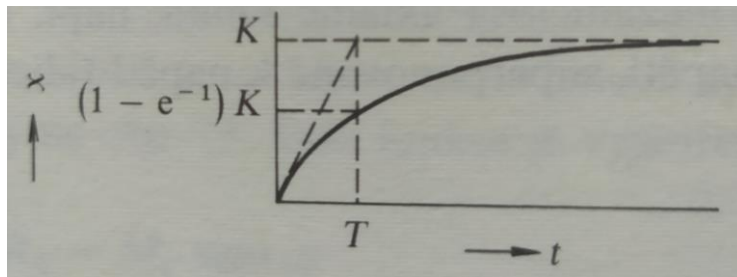
Právě kvůli malé náročnosti na vybavení jsem si zvolil nepřímou metodu, která odhaduje hodnotu $VO_2 max$ na základě poměru maximální a klidové tepové frekvence. Klidovou tepovou frekvenci jsem získal měřením, zatímco pro odhad maximální tepové frekvence jsem použil predikci na základě věku. [6][7]

3.4 Detekce přenosové funkce

Přenosová funkce se primárně nepoužívá pro charakterizaci funkce lidského těla, jako tomu u předchozích parametrů. Jedná se totiž o funkci zkoumanou primárně v elektrotechnice při automatickém řízení. Její pomocí lze vyjádřit dynamické vlastnosti regulovaných soustav a regulátorů, které jsou potřebné pro správný návrh regulátorů a celkový popis regulované soustavy. V případě mého experimentu jsem uvažoval nad lidským tělem jako nad statickou regulovanou soustavou prvního řádu, která reaguje na pohyb změnou tepové frekvence. Přenosová funkce takové regulované soustavy má vzorec:

$$G(s) = \frac{K}{Ts+1} \quad (3.1)$$

kde K značí zesílení a T je časová konstanta. Tyto dva parametry lze získat z grafu odezvy na jednotkový skok, který je zobrazený na Obr. 3.1



Obrázek 3.1: Odezva na jednotkový skok. Zdroj: [9]

K tedy představuje hodnotu, na které se hodnota tepová frekvence ustálí po vystavení regulované soustavy jednotkovému skoku a T se rovná času, ve kterém hodnota tepové frekvence dosáhne hodnoty rovné $(1-e^{-1}) * K$, což je přibližně $0,632 * K$. [8][9]

4 Průběh experimentu

Po zvolení metod detekce zadaných parametrů bylo zapotřebí definovat průběh celého experimentu. Cílem má být sledování změn zadaných signálů při zlepšování fyzické kondice testovaného subjektu. Nejprve je tedy třeba provést prvotní měření pro stanovení počáteční kondice. Následně musí subjekt začít zlepšovat svoji fyzickou kondici pravidelným provozováním libovolné fyzické aktivity. Tuto aktivitu, stejně jako frekvenci, s jakou je provozována, je třeba zaznamenat. Zároveň se bude pravidelně podrobovat měření vybraných parametrů, jejichž hodnoty se budou ukládat včetně datumu jejich pořízení. Díky tomu bude možno sledovat vývoj zvolených parametrů v čase. Po provedení posledního měření budou naměřená data vyhodnocena, čímž se potvrdí nebo vyvrátí jejich závislost na fyzické kondici.

Neméně důležité bylo přesně stanovit průběh jednotlivých měření tak, aby nedocházelo k nepřesnostem v naměřených datech vlivem nejednotného postupu. Zároveň bylo během měření zapotřebí získat všechna data nutná pro následný výpočet hodnot zadaných parametrů. Aby byly splněny tyto podmínky, definoval jsem průběh měření následovně. Před začátkem snímání dat musí být měřený subjekt v klidu na vypnutém běžeckém trenažeru, aby došlo k poklesu jeho tepové frekvence na klidovou hodnotu. Poté začne samotné měření, v jehož první části zůstane subjekt v klidu na vypnutém běžeckém trenažeru a dochází k snímání klidové tepové frekvence. Následně dojde ke skokovému zvýšení rychlosti pásu běžeckého trenažeru na nenulovou hodnotu. Ta zůstane konstantní minimálně takovou dobu, než dojde k ustálení tepové frekvence na nějaké konstantní hodnotě. Nakonec se rychlost sníží zpátky na nulu a subjekt zůstane v klidu, čímž dojde k poklesu tepové frekvence. Klidová tepová frekvence získaná z první části se využije pro výpočet hodnoty $VO_2 max$. Díky skokovému nárůstu rychlosti během druhé části dojde k simulaci jednotkového skoku, čímž získáme odezvu tepové frekvence na tento jednotkový skok pro výpočet parametrů přenosové funkce. Zároveň je v průběhu celého měření snímána hodnota SpO_2 .

Abych mohl takto definované měření provést, bylo mi umožněno využít běžecký trenažer, který je výsledkem diplomové práce paní Bc. Jany Očenáškové. [10] K měření biologických funkcí jsem navrhl a zkonstruoval vlastní zařízení popsané v následující kapitole 5. *Konstrukce měřícího zařízení.*

5 Konstrukce měřícího zařízení

Po výběru metod detekce vybraných parametrů a definici průběhu jednotlivých měření přišla na řadu konstrukce měřícího zařízení, pomocí kterého by bylo možné získat data potřebná pro výpočet hodnot vybraných parametrů zvolenými metodami. Při výběru těchto metod, popsaném v kapitole 3. *Metody detekce biologických signálů*, jsem kladl důraz na to, aby bylo možno získat veškerá potřebná data pomocí jediného přístroje. Takové zařízení musí být schopno měřit buď absorpenci nebo odraz světelného záření na části lidského těla. Jeho konstrukci jsem rozdělil do následujících tří částí: čidlo, mikropočítač, počítač. Čidlo musí obsahovat zdroj světelného záření a světelný senzor. Data získaná ze senzoru na čidle jsou neustále posílána do mikropočítače, který má kromě zprostředkování komunikace mezi čidlem a počítačem funkci A/D převodníku. Data v digitální podobě jsou následně přeposlána z mikropočítače do počítače, kde dochází k jejich ukládání a následné filtraci a analýze. Zjednodušený návrh celého zařízení jsem vyobrazil pomocí blokového schématu na Obr. 5.1.



Obrázek 5.1: Blokové schéma přístroje. Zdroj: autor

Při výběru konkrétních součástí jsem se rozhodl pro výrobky přímo značky Arduino, nebo alespoň výrobky s touto značkou kompatibilní. Důvodem je hlavně cenová dostupnost a jednoduchost použití.

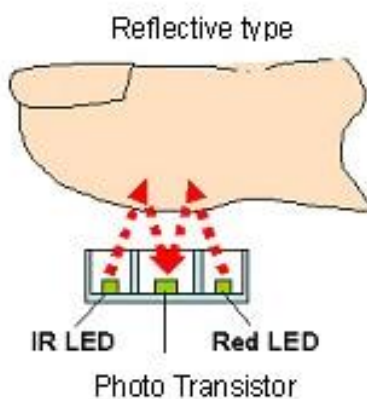
5.1 Čidlo

Abych byl schopný měřit i hodnoty SpO_2 , potřeboval jsem čidlo umožňující vyzařování a snímání infračerveného a červeného světla zároveň. Dále musí být přizpůsobeno k uchycení na část lidského těla, kde bude měřit odraz nebo absorpenci těchto záření. Proto jsem se po konzultaci s vedoucím práce panem Ing. Janem Kaulerem, Ph.D. rozhodl pro pulzní oxymetr a snímač srdečního tepu MAX30102, zobrazený na Obr. 5.2.



Obrázek 5.2: pulzní oxymetr a snímač srdečního tepu MAX30102. Zdroj: [11]

Toto čidlo je vybaveno světelným senzorem a dvěma LED diodami, které vyzařují červené světlo o vlnové délce 660 nm a infračervené světlo o vlnové délce 880 nm. Po stranách čidla jsou viditelné výřezy, kterými lze protáhnout pásek k upevnění čidla na koneček prstu. LED diody jsou umístěny v jedné linii se světelným senzorem mezi nimi. Jedná se tedy o čidlo uzpůsobené pro měření odrazu světla z konečku prstu viz Obr. 5.3. [12]



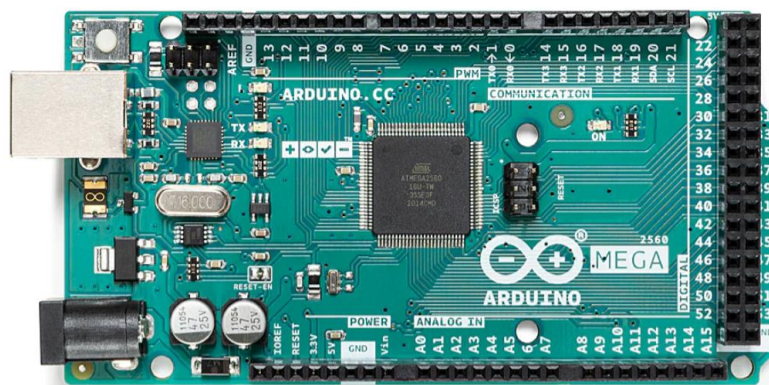
Obrázek 5.3: princip oxymetru MAX30102. Zdroj: [13]

5.2 Mikropočítač

Jak jsem již uvedl, mikropočítač v mém zařízení se stará nejen o komunikaci mezi senzorem a počítačem, ale funguje také jako A/D převodník. A/D převodník je zařízení, které provádí vzorkování a kvantování analogového signálu, čímž vzniká signál digitální. Analogový signál, který je výstupem z čidla, je spojitého charakteru. To znamená, že má nekonečný počet vzorků v čase a zároveň nekonečný počet hodnot. Kvůli tomu je pro zpracování v počítači nevhodný. Analogový signál je třeba nejprve převést pomocí vzorkování a kvantování na digitální, který je diskrétního charakteru. Vzorkování je operace, při které A/D převodník zaznamenává hodnoty ze spojitého signálu pouze

jednou za daný časový interval, čímž získáme signál s konečným počtem vzorků. Frekvence zápisu hodnot je dána vzorkovací frekvencí. Při kvantování dochází k zaokrouhlení naměřené hodnoty na některou z konečného počtu kvantovaných hodnot. Po těchto dvou operacích vzniká digitální signál, který je konečný v počtu vzorků i v rozsahu hodnot a je tedy lépe uzpůsoben pro počítačové zpracování. [14]

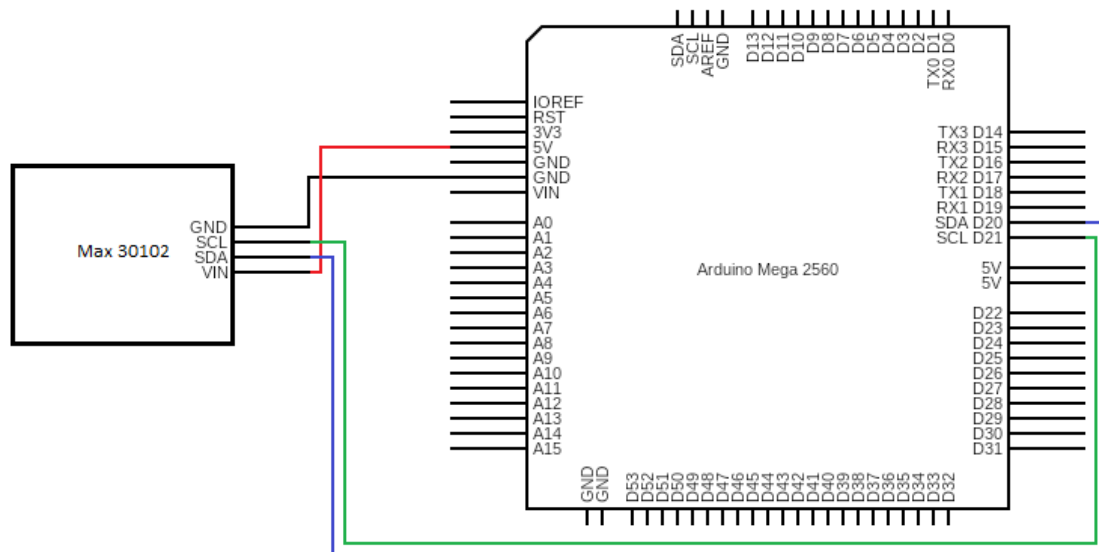
Jako konkrétní typ mikropočítače jsem dostal k dispozici Mega 2560 Rev3 značky Arduino viz Obr. 5.4. Ten pracuje na frekvenci 16MHz a disponuje 16 analogovými vstupy a 54 digitálními vstupy/výstupy, což je pro mé použití více než dostačující. Dále disponuje USB konektorem, pomocí kterého je deska napájena a zároveň může komunikovat s počítačem. [15]



Obrázek 5.4: Arduino Mega 2560 Rev 3. Zdroj: [15]

5.3 Zapojení

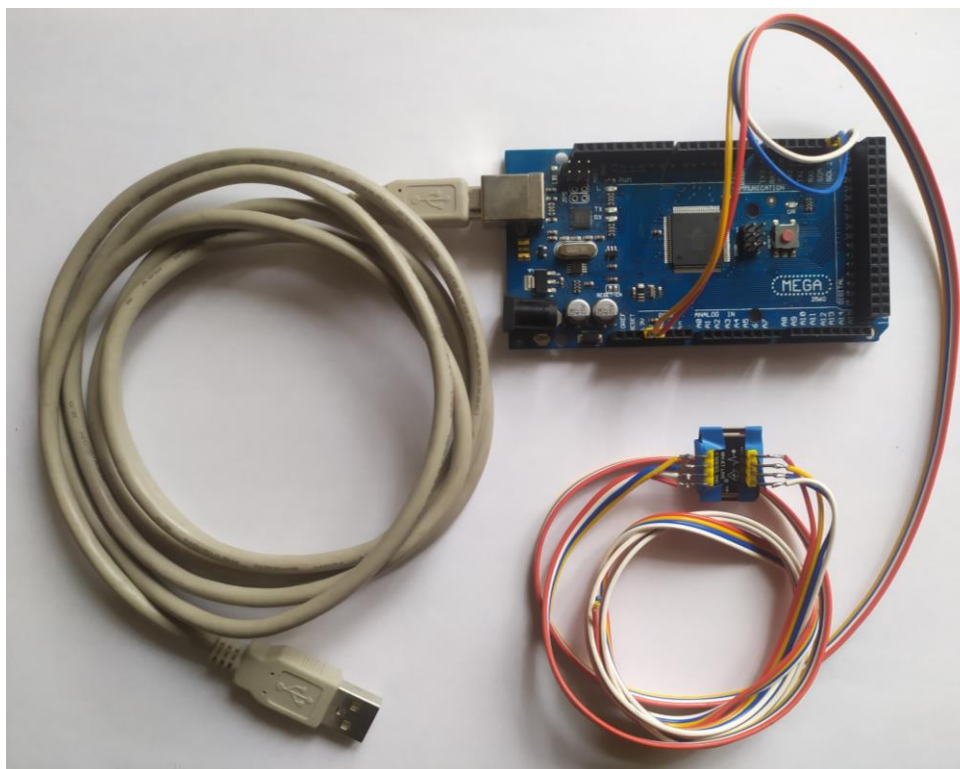
Zapojení celého zařízení jsem se rozhodl znázornit pomocí nákresu. Ten je vyobrazen na Obr. 5.5.



Obrázek 5.5: Zapojení přístroje. Zdroj: autor

Jak je z nákresu patrné, čidlo je propojeno s mikropočítačem pomocí čtyř konektorů. VIN vstup na straně čidla slouží pro jeho napájení a je propojen s 5V výstupem na straně mikropočítače, což je pracovní napětí senzoru. Pomocí SCL a SDA vstupů dochází k oboustranné komunikaci a jsou proto připojeny do odpovídajících vstupů na druhém zařízení. GND vstup má funkci uzemnění a je ho tedy možno propojit s libovolným stejnojmenným výstupem. [12]

Spoje na straně čipu jsem s asistencí pana Ing. Jana Kaulera Ph.D. spájel s kabely přes úhlový konektor a následně přelepil páskou, aby nedocházelo k rušení vlivem kontaktu s pokožkou. Na druhý konec kabelů jsem připájel přímé konektory, které lze volně připojovat a odpojovat od mikropočítače. Konečná podoba zařízení je vyfotografována na Obr. 5.6.



Obrázek 5.6: Konečná podoba zařízení. Zdroj: autor

5.4 Programové vybavení

Pro dokončení zařízení bylo nutné definovat jeho chování prostřednictvím programu, který bude obsahovat instrukce pro správný chod čidla a komunikaci s počítačem. K tomu jsem využil Arduino IDE, což je programovací prostředí vyvinuté značkou Arduino pro vytváření programů do jejich mikropočítačů. V něm jsem pracoval primárně s volně dostupnou knihovnou `SparkFun_MAX3010x_Pulse_and_Proximity_Sensor_Library-1.1.1`, která umožňuje komunikaci mezi mikropočítačem a čidlem. Tato knihovna již obsahuje algoritmy pro výpočet jak tepové frekvence, tak SpO_2 . Po jejich otestování jsem se je však rozhodl nevyužít. Důvodem byla nízká přesnost naměřených hodnot a velký počet extrémních výkyvů. Místo toho jsem na straně mikropočítače vytvořil pouze jednoduchý program, který přeposílá naměřené hodnoty odražených záření a čas jejich naměření přes USB do počítače. Výstupem za jeden časový interval je tedy vždy trojice hodnot, jak je znázorněno na Obr. 5.7. K výpočtu zkoumaných parametrů z odraženého záření dochází až na straně počítače.

<u>54702</u> ; <u>48606</u> ; <u>61</u>	— Hodnota červeného světla
54702; <u>48611</u> ; <u>102</u>	— Hodnota infračerveného světla
54705; <u>48609</u> ; <u>161</u>	— Čas od počátku měření

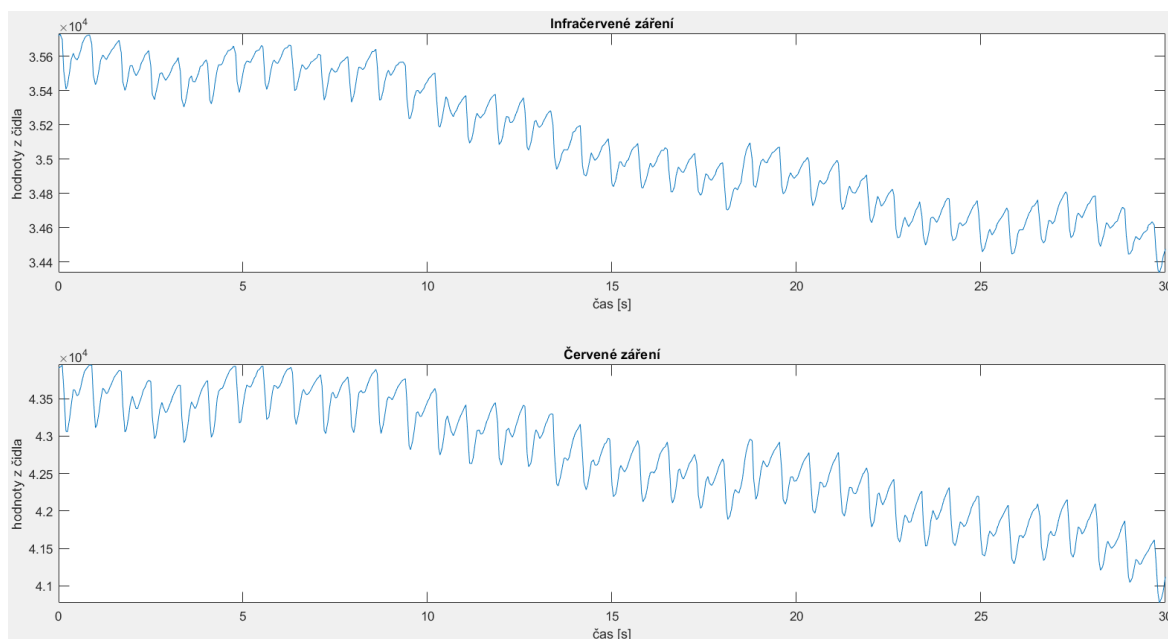
Obrázek 5.7: Formát výstupních dat zařízení. Zdroj: autor

6 Programová část na straně PC

Poslední částí příprav na experiment bylo vytvoření programů pro ovládání běžecského trenážeru během experimentu, přijímání dat z měřicího zařízení, filtraci naměřených dat a kalkulaci požadovaných parametrů. Tuto část jsem se rozhodl řešit na straně počítače za použití prostředí Matlab, které je velmi dobře uzpůsobené k práci se signály. Pro přehlednost jsem uvedené problémy řešil v samostatných skriptech a podle toho jsem i tuto část práce rozdělil do následujících podkapitol.

6.1 Ovládání vybavení

První skript zajišťuje komunikaci s běžeckým trenážerem a měřícím zařízením a tím řídí průběh celého měření. K ovládání trenážeru jsem využil funkce vytvořené paní Bc. Janou Očenáškovou v rámci její diplomové práce. [10] Z měřicího zařízení jsem potřeboval pouze přijímat data, čehož jsem docílil použitím sériové komunikace přes USB. Ovládání rychlosti pásu je nastaveno tak, aby odpovídalo průběhu měření popsaného v kapitole 4. *Průběh experimentu*. Protože tento skript musí přijímat data ze zařízení v reálném čase, rozhodl jsem se zde implementovat pouze ukládání naměřených dat a další výpočty řešit v oddělených skriptech až po ukončení samotného měření. Výsledkem skriptu jsou tedy pouze nefiltrovaná data získaná ze zařízení v průběhu celého měření. Část takto získaných dat je vyobrazená na Obr. 6.1.



Obrázek 6.1: Nefiltrovaná data ze zařízení. Zdroj: autor

6.2 Kalkulace tepové frekvence

Aby bylo možné získat z naměřených dat hodnoty tepové frekvence, je nejprve nutné definovat, jak se v datech jednotlivé tepy projevují. Jak jsem již nastínil v kapitole 3.1. *Detekce tepové frekvence*, nárůst odraženého záření odpovídá nárůstu objemu krve v tepnách. Z toho vyplývá, že jedna perioda signálu odpovídá jednomu srdečnímu cyklu, a tedy i intervalu mezi tepy. Metod, jak měřit periodu takového signálu je více.

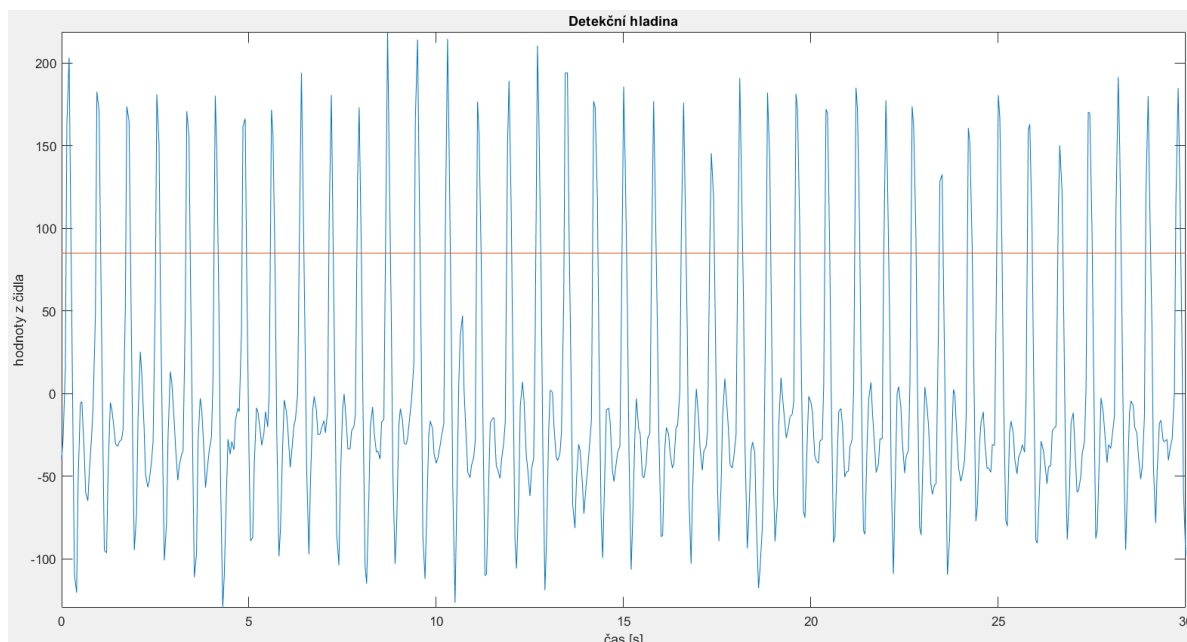
První z možností, nad kterou jsem uvažoval, je detekce inflexních bodů. V diskrétním signálu je takový bod charakterizován největší změnou hodnot. Je to tedy bod splňující následující podmínku:

$$|x_k - x_{k-1}| > |x_{k+1} - x_k| \quad (6.1)$$

kde x je hodnota bodu a k je pořadí prvku. Pokud jsou rozdíly kladné, jedná se o změnu z konvexní funkce na konkávní a tento bod odpovídá největšímu nárůstu objemu krve během systolické fáze. Za ideálních podmínek by frekvence těchto bodů odpovídala tepové frekvenci. Tuto metodu jsem však zavrhl ze dvou důvodů. Prvním je možný výskyt dvou lokálních maxim během jedné periody signálu, jak je vidět na Obr. 6.1. Menší signalizuje krev vracející se z periferií během diastolické fáze, proto ho budu pro přehlednost nazývat diastolické maximum. Větší odpovídá velkému průtoku krve během systoly a budu se na něj tedy odkazovat jako na systolické maximum. Problémem je, že zatímco systolické maximum by při správném měření mělo být zřetelné v každém srdečním cyklu, diastolické maximum může zanikat. K tomu dochází obzvláště za vyšší tepové frekvence. Tím pádem může jeden srdeční cyklus obsahovat jeden i dva inflexní body s kladnými rozdíly. Kvůli tomu jejich frekvence nemusí odpovídat tepové frekvenci. Další problém je šum. Tato metoda požaduje dokonalou filtraci šumu, jelikož každý kladný výkyv hodnot způsobený šumem obsahuje další inflexní bod.

Jinou možností je detekování minimálních hodnot signálu. Ty odpovídají nejmenšímu průtoku krve v prstu během celého srdečního cyklu, a proto musí být v srdečním cyklu pouze jedna. Proto jejich frekvence odpovídá tepové frekvenci.

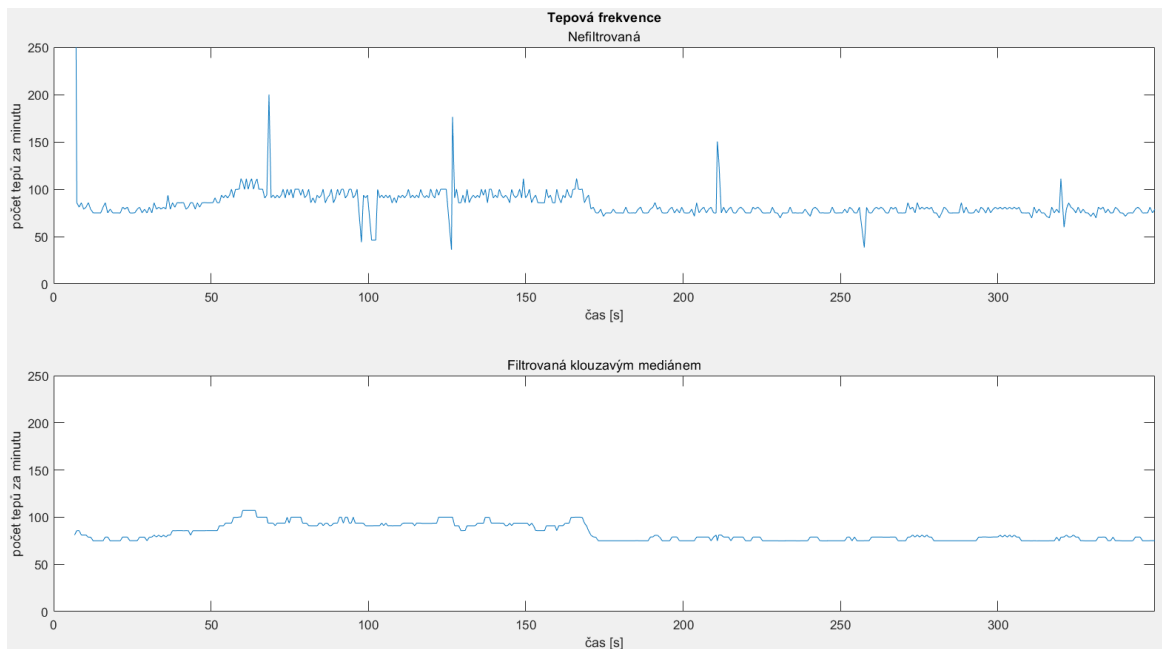
Jelikož jsem hodnoty během filtrace, kterou popisuji v kapitole 6.3. *Filtrace R a IR* , invertoval, algoritmicky šlo o detekci lokálních maxim. Pro implementaci této metody je nejdříve zapotřebí odlišit nejvyšší lokální maximum během jedné periody od ostatních, která mohou vznikat například vlivem poklesu krve mezi diastolickým a systolickým maximumem. Toho jsem docílil předzpracováním dat vhodnými filtry a zavedením detekční hladiny, znázorněné na Obr 6.2.



Obrázek 6.2: Detekční hladina. Zdroj: autor

Hodnotu detekční hladiny bylo zapotřebí definovat pro jednotlivá data ručně. Důvodem jsou rozdíly v hodnotách odraženého záření mezi jednotlivými měřeními.

Algoritmus tedy považuje za nejvyšší lokální maximum první bod po překročení detekční hladiny, jehož následovník má nižší nebo stejnou hodnotu. Zároveň je přidána podmínka, že mezi překročením detekční hladiny směrem nahoru a následným překročením zpět dolů může být detekováno lokální maximum jen jednou. Tato podmínka slouží k potlačení extrémně kladných hodnot vlivem neodfiltrovaného šumu. Při detekci maxima dochází k výpočtu a uložení hodnoty a času naměření aktuální tepové frekvence. Takto sestrojený algoritmus měl již minimum falešných hodnot. Pro odstranění těchto ojedinělých extrémů jsem se rozhodl filtrovat tepovou frekvenci pomocí klouzavého mediánu, jehož výsledek je vidět na Obr. 6.3. Výsledek tohoto skriptu byla tepová frekvence v průběhu celého měření, získaná na základě již předzpracovaných hodnot odrazu infračerveného záření.



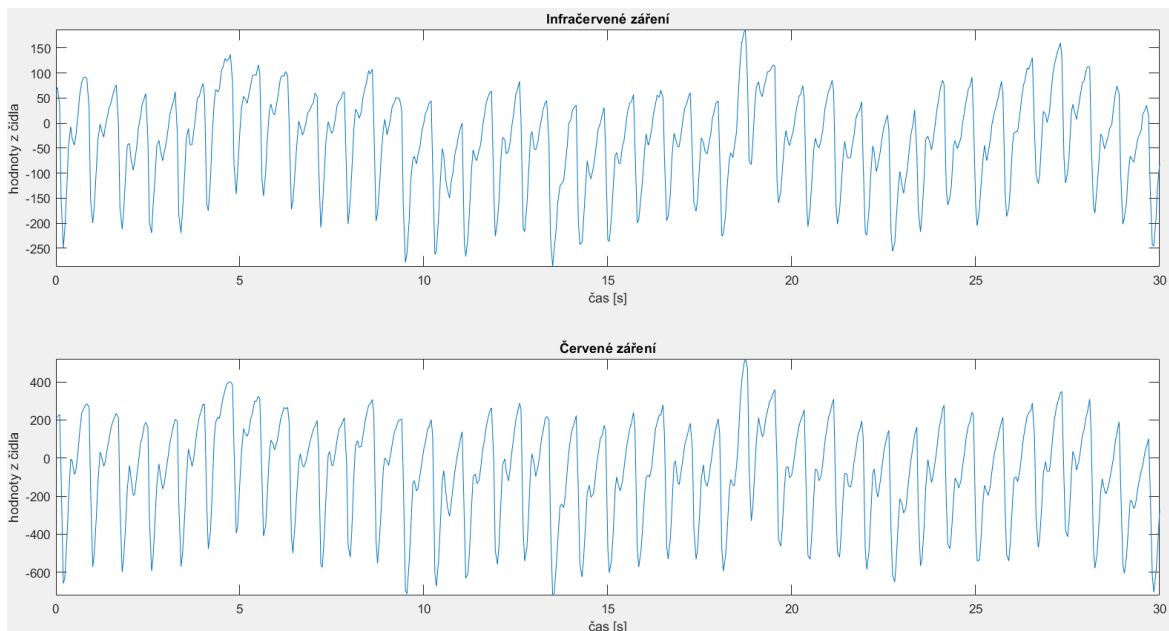
Obrázek 6.3: Filtrace tepové frekvence klouzavým mediánem. Zdroj: autor

6.3 Filtrace R a IR

Abych mohl k detekci tepové frekvence využít algoritmus zmíněný v kapitole 6.2. *Kalkulace tepové frekvence*, bylo nutné naměřené hodnoty nejprve filtrovat. Prvním problémem zřetelným na Obr. 6.1 je posun hodnot celého signálu. Naměřené hodnoty se nepohybují kolem 0, ale kolem hodnoty přibližně 40 000 – 43 000 pro červené záření a 34 000 – 36 000 pro infračervené záření. Navíc se tato hodnota v čase mění, což znemožňuje detekci tepů pomocí detekční hladiny. Proto jsem na naměřené data použil filtr pro odstranění stejnosměrné složky. Jedná se o filtr s nekonečnou impulzní odezvou prvního řádu, počítající hodnoty podle následující rovnice:

$$y_k = (x_k - x_{k-1}) + \alpha * y_{k-1} \quad (6.2)$$

kde y značí výstupní hodnotu filtru, x nefiltrovanou hodnotu ze zařízení, k pořadí prvku a α určuje zlomovou frekvenci. Pro odstranění stejnosměrné složky se pro parametr α používá hodnoty lehce nižší než jedna. Já jsem ve svém filtru zvolil $\alpha=0,95$. [16] Po použití filtru na data zobrazená na Obr. 6.1 jsem získal signál vykreslený na Obr. 6.4, který již osciluje kolem přibližně nulové hodnoty. Tento filtr jsem aplikoval na oba signály kvůli kalkulaci SpO_2 . Výsledkem skriptu jsou hodnoty záření získané aplikací tohoto filtru na čistá data získaná z měřicího zařízení.

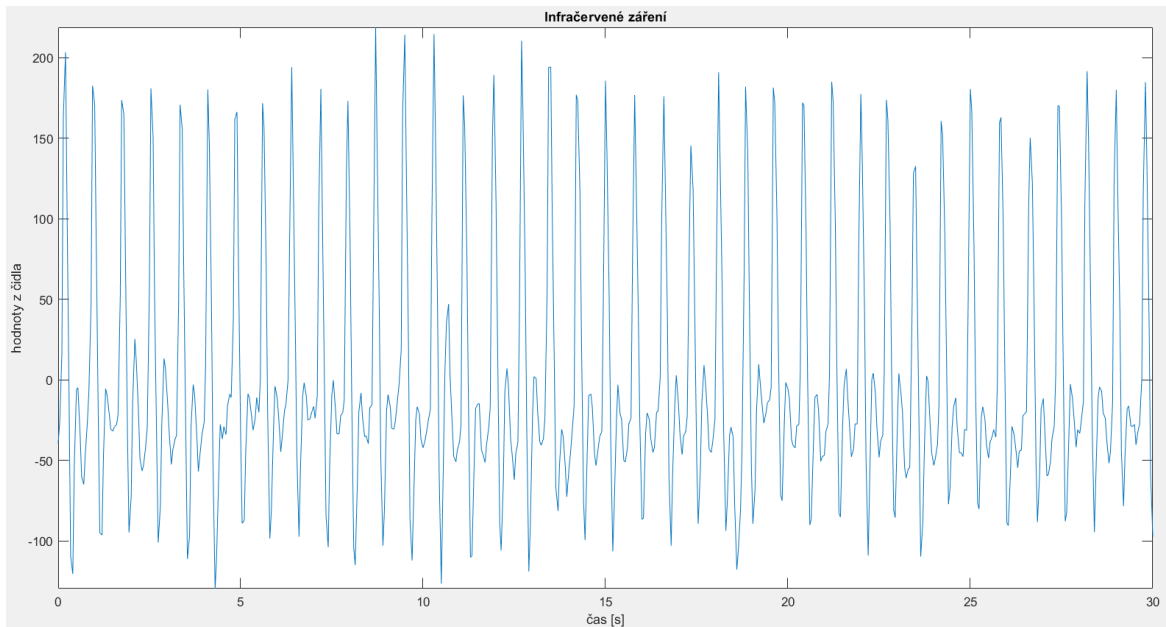


Obrázek 6.4: Data po odstranění stejnosměrné složky. Zdroj: autor

Na takto upravených datech stále docházelo k mírnému plavání izoliny, a proto nebylo možno stanovit detekční hladinu tak, aby nedocházelo k vynechávání některých minim, nebo naopak k snímání falešných hodnot. Abych tento problém vyřešil, použil jsem filtr na bázi plovoucího okna, který počítá nové hodnoty jako rozdíl průměru hodnot vzorků plovoucího okna od staré hodnoty. Matematický popis tohoto výpočtu je následující:

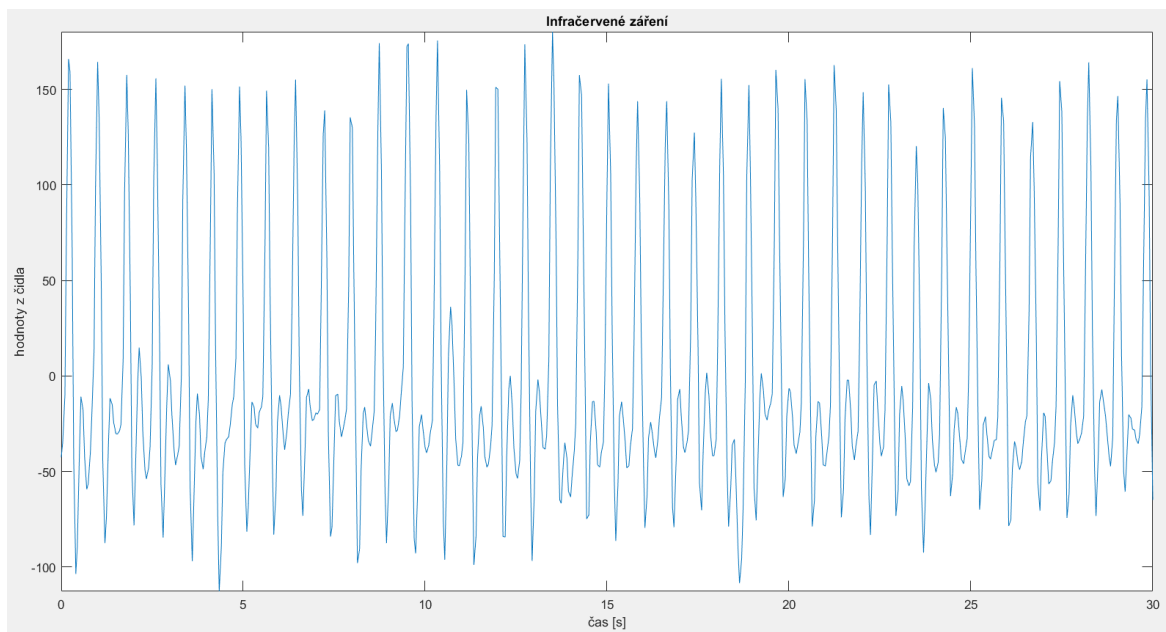
$$y_k = \frac{\sum_{i=(k-4)}^k x_i}{5} - x_k \quad (6.3)$$

Kde y značí výstupní hodnotu, x vstupní hodnotu a k pořadí prvku. Tím dochází i k invertování celého signálu, čímž se z lokálních minim stávají maxima. Tento filtr je aplikován na data infračerveného záření po odstranění stejnosměrné složky předchozím filtrem. Výstupem skriptu jsou tedy filtrované hodnoty pouze infračerveného záření. Po aplikaci filtru na data infračerveného záření z Obr. 6.4. jsem získal signál vyobrazený na Obr. 6.5.



Obrázek 6.6: Data získaná průměrovým filtrem. Zdroj: autor

Na závěr jsem pro odstranění vysokofrekvenčního šumu aplikoval Butterworthovu dolní propust prvního řádu. Při její implementaci jsem vycházel ze článku *Digital Implementation of Butterworth First-Order Filter Type IIR* [17]. Jako maximální propouštěnou frekvenci jsem stanovil 4 Hz, což odpovídá tepové frekvenci 240 BPM. Vzorkovací frekvenci, která je 20 Hz, jsem vypočítal z časových rozdílů mezi příchozími vzorky. Vstupem pro tento filtr jsou opět výstupní data z předchozího průměrového filtru. Výstupem skriptu jsou pak kompletně vyfiltrované hodnoty, na jejichž základě je detekována tepová frekvence. Po aplikaci této dolní propusti na data z Obr. 6.5 jsem získal signál vyobrazený na Obr. 6.6.



Obrázek 6.5: Signál zpracovaný dolní propustí. Zdroj: autor

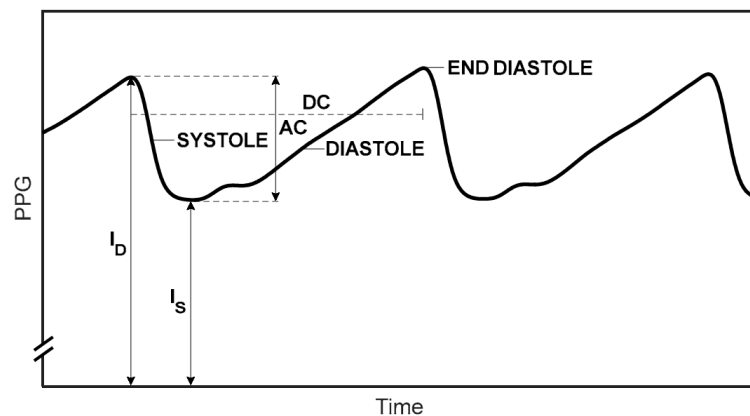
6.4 Kalkulace SpO₂

Odhad úrovně saturace krve kyslíkem se provádí na základě hodnot odrazu obou naměřených záření. Metod, jak z těchto odrazů získat konkrétní hodnotu SpO₂, existuje více. Po jejich podrobném prostudování jsem však narazil na problém. Každá z metod, které jsem našel, požaduje kalibraci na specifické zařízení. Tu lze provést měření na souboru zdravých pacientů, jejichž SpO₂ je řízeno za pomoci plynové masky, a nebo měřeno druhým již kalibrovaným zařízením. K takové kalibraci jsem bohužel neměl k dispozici vybavení ani pacienty. Proto jsem se rozhodl vyzkoušet jednotlivé metody, a poté z nich vybrat takovou, která bude dávat nejrealnější hodnoty. Všechny metody uvedené níže vypočítávají saturaci krve následující rovnicí:

$$SpO_2 = k_1 + k_2 * R \quad (6.4)$$

kde k_1 a k_2 jsou konstanty získané kalibrací a R je R:IR modulační poměr. Já jsem si zvolil $k_1 = 110$ a $k_2 = -25$. [18] Rozdíl mezi jednotlivými metodami spočívá ve výpočtu zmíněného modulačního poměru.

První metoda pracuje s velikostmi stejnosměrné složky (DC) a střídavé složky (AC) signálů, vyobrazených na Obr. 6.7. Tento obrázek slouží k ilustraci pouze zmíněných složek. Jedná se totiž o měření absorpance záření, tudíž hodnoty systoly a diastoly neodpovídají hodnotám při měření odrazu záření.



Obrázek 6.7: AC a DC složka v signálu absorbovaného záření.
Zdroj: [19]

DC složka odpovídá odrazu záření od tkání a žil, zatímco AC složka udává odraz od krve v kapilárách. Matematicky představuje AC složka rozdíl minimální a maximální hodnoty během jedné periody a DC složka průměr hodnot během stejné periody. Modulační poměr se z těchto hodnot počítá následovně:

$$R = \frac{(AC/DC)_1}{(AC/DC)_2} \quad (6.5)$$

Kde dolní index 1 značí hodnoty počítané z odrazu červeného záření a dolní index 2 hodnoty odraženého infračerveného záření. Pro určení jedné periody jsem využil algoritmus uvedený v kapitole 6.2. *Kalkulace tepové frekvence*, pomocí kterého jsem definoval zkoumané periody jako intervaly mezi detekovanými minimy záření. Výsledkem této metody je tedy hodnota SpO_2 vypočítaná jednou za periodu signálu z nefiltrovaných dat. [19]

Další metoda, kterou jsem testoval, funguje velmi podobně. Jediný rozdíl je ve vzorci výpočtu modulačního poměru:

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_1)}{I_{min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{max}(\lambda_2)}{I_{min}(\lambda_2)}\right)} \quad (6.6)$$

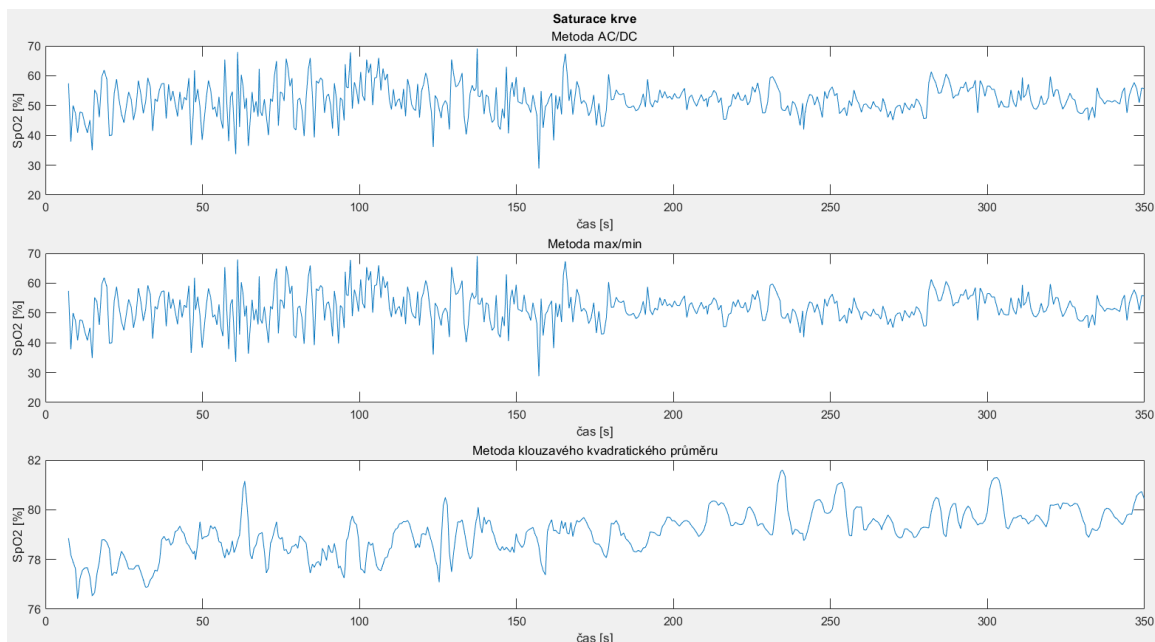
Kde I_{max} značí hodnotu maxima během jedné periody, I_{min} hodnotu minima během periody, λ_1 označuje hodnoty odvozené od odrazu červeného záření a λ_2 hodnoty odvozené od infračerveného záření. K výpočtu SpO_2 dochází také jednou za periodu signálu z nefiltrovaných dat. [20]

Poslední testovaná možnost je však v několika směrech odlišná. K výpočtu totiž využívá pouze střídavou složku signálů. Vstupem tedy nejsou nefiltrovaná data jako u předchozích dvou, nýbrž data získaná z filtru pro odstranění stejnosměrné složky, popsáno v kapitole 6.3. *Filtrace R a IR*. Navíc do svého výpočtu nezahrnuje pouze vybrané hodnoty, jako je tomu u předchozích metod, ale veškeré naměřené hodnoty. Vzorec pro kalkulaci modulačního poměru je následující:

$$R = \frac{\log(I_{AC}(\lambda_1))}{\log(I_{AC}(\lambda_2))} \quad (6.7)$$

Kde I_{AC} je kvadratický průměr naměřených hodnot, λ_1 značí hodnoty odrazu červeného záření a λ_2 hodnoty infračerveného záření. Kvůli srovnání s ostatními jsem tuto metodu implementoval tak, že k výpočtu SpO_2 dochází opět každou periodu. U této metody to však není podmínkou a výpočet lze provádět i v jiných intervalech. Kvadratický průměr hodnot je v mém případě počítán na základě plovoucího okna velikosti 4 periody. [21]

Při hodnocení těchto metod jsem vycházel z faktu, že u zdravého člověka by se měla hodnota SpO_2 pohybovat přibližně v rozmezí 96–100 %. [4] Pro otestování jsem použil data ze stejného měření jako při výpočtu tepové frekvence na Obr 6.3. Výsledek jednotlivých metod kalkulace SpO_2 v průběhu jednoho měření je vyobrazen na Obr. 6.8.



Obrázek 6.8: Měření SpO2 vybranými metodami. Zdroj: autor

Jak je již na první pohled viditelné, hodnoty prvních dvou metod jsou téměř identické. U třetí metody však dochází k mírnému vyhlazení signálu, které je zapříčiněno využitím plovoucího okna. Hlavní rozdíl je však v konkrétních hodnotách. U prvních dvou metod se hodnoty SpO_2 pohybují v rozmezí přibližně 30–70 %. Takové hodnoty jsou zaprvé výrazně nižší, než by tomu mělo být u zdravého člověka, a za druhé je tento interval extrémně velký. Metoda klouzavého kvadratického průměru však vrací hodnoty v rozmezí přibližně 76–82 %. Takové rozmezí je výrazně blíže uvedenému rozmezí, ve kterém by se měly pohybovat hodnoty SpO_2 zdravých osob. Proto jsem v rámci tohoto experimentu dále pracoval právě s metodou klouzavého kvadratického průměru. Přesto bez kalibrace nelze předpokládat, že tyto hodnoty odpovídají reálným hodnotám SpO_2 . V mé práci však vyhodnocuji pouze změnu SpO_2 , která musí být zřetelná i při falešných absolutních hodnotách, způsobených neodpovídajícími hodnotami kalibračních koeficientů. Pro srovnání hodnot SpO_2 mezi jednotlivými měřeními jsem dále pracoval s průměrnou hodnotou SpO_2 za průběh jednoho měření.

6.5 Kalkulace VO_2 max

K výpočtu VO_2 max jsem zvolil nepřímou metodu, která tuto veličinu odhaduje na základě následující rovnice:

$$VO_2 \text{ max} = 15.3 * \frac{HR_{max}}{HR_{rest}} \quad (6.8)$$

Kde HR_{max} značí maximální tepovou frekvenci a HR_{rest} klidové tepové frekvenci. [6] U této metody se jedná o vyjádření relativního poměru, jehož jednotky jsou mililitry na kilogram tělesné hmoty za minutu.

Zvolené vybavení mi však nedovolovalo přesně měřit maximální tepovou frekvenci. Použitý běžecký trenažer je schopný vyvinout rychlost pouze 2,4 km/h, což pro získání maximální tepové frekvence není ani zdaleka dostačující. Jinou možností jsou venkovní fyzické testy, u kterých jsem zase narazil na problém s měřicím zařízením. Při jeho návrhu jsem uvažoval nad jeho používáním v laboratorních podmínkách, nikoliv v prostorách bez přístupu k elektřině. Proto není vybaveno baterií a je tedy závislé na externím zdroji napájení. Kromě toho musí být k počítači neustále připojeno i proto, že naměřená data rovnou posílá přes USB a nedochází v něm k žádnému ukládání. Z toho vyplývá, že ho není možné používat pro venkovní aktivity. Z těchto důvodů jsem se rozhodl maximální tepovou frekvenci pouze odhadnout na základě věku pomocí následujícího vzorce: [7]

$$HR_{max} = 220 - V\acute{e}k \quad (6.9)$$

Za klidovou tepovou frekvenci jsem se rozhodl považovat průměr tepové frekvence z první části měření, kdy jsou pásy běžeckého trenažeru vypnuté a testovaný subjekt je v klidu. Výstupem z tohoto skriptu je tímto způsobem odhadnutá hodnota $VO_2 max$.

6.6 Identifikace parametrů přenosové funkce

Posledním zkoumanou charakteristikou je přenosová funkce. Jak jsem uvedl v kapitole 4.4. *Detekce přenosové funkce*, jediné dva parametry definující průběh této funkce jsou zesílení a časová konstanta, a lze je získat z odezvy na jednotkový skok. V naměřených datech tato odezva odpovídá úseku v datech naměřené tepové frekvence od spuštění do vypnutí pásů běžeckého trenažeru. Abych tyto parametry určil co nejpřesněji, bylo nejprve potřeba aproximovat naměřená data funkcí. U odezvy statické regulované soustavy prvního řádu by tato odezva měla mít následující průběh:

$$y_t = K \left(1 - e^{-\frac{t}{T}} \right) \quad (6.10)$$

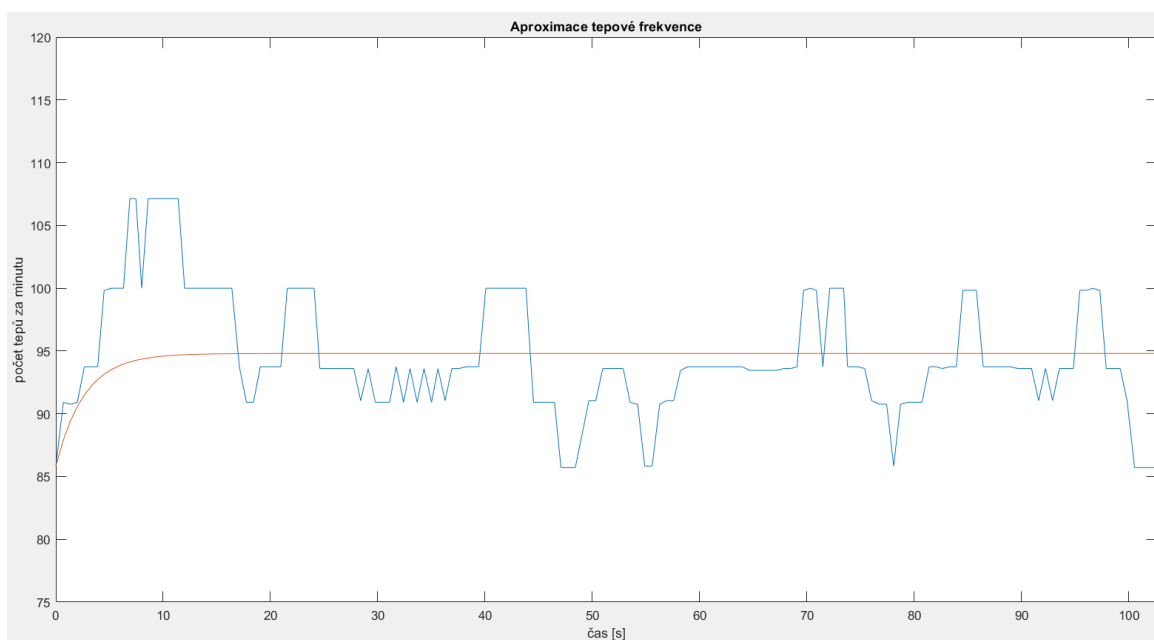
Kde K značí zesílení, T časovou konstantu a t je pořadí prvku.

K tomu jsem využil Gauss-Newtonův algoritmus, který slouží k řešení problému minimálních čtverců. Při aproximaci dat funkcí postupně upravuje parametry funkce tak, aby docházelo k minimalizaci součtu čtverců reziduí. Rezidua představují rozdíl funkčních hodnot a naměřených dat. Součet čtverců reziduí tedy kvantifikuje chybu při použití funkce s danými parametry. K výpočtu nových parametrů funkce se využívá jacobihho matice funkce. Při každé iteraci algoritmu dochází k výpočtu nových parametrů pomocí následující rovnice:

$$x_{k+1} = x_k + \left(J(x_k)^T J(x_k) \right)^{-1} J(x_k) r(x_k) \quad (6.11)$$

Kde x značí vektor parametrů funkce, $J(x_k)$ jacobihho matici funkce pro parametry x_k a $r(x_k)$ vektor reziduí funkce s parametry x_k .

Ve mém případě aproximuji data funkcí o dvou neznámých. Jelikož obecně platí že K je rovno hodnotě, na které se tepová frekvence ustálí, rozhodl jsem se za tuto konstantu přímo dosadit průměr hodnot tepové frekvence během celé odezvy. Algoritmus jsem tedy používal pouze pro určení časové konstanty. Jako prvotní odhad jsem zvolil čas prvního bodu v naměřených datech, který překročil hodnotu $0,632 * K$. Následně jsem provedl 300 iterací Gauss-Newtonova algoritmu, kdy jsem v každém kroku ukládal zároveň hodnotu časové konstanty a odpovídající součet čtverců reziduí, což je matematicky pouze součet druhých mocnin reziduí. Nakonec jsem vybral takovou hodnotu časové konstanty, s jejímž použitím byl součet čtverců reziduí nejmenší. Hodnota této časové konstanty s odpovídajícím součtem čtverců reziduí a odhad hodnoty zesílení jsou výstupy toho skriptu. Data aproximována takto implementovaným Gauss-Newtonovým algoritmem jsou znázorněna na Obr. 7.9. [22][23]



Obrázek 6.9: Aproximace tepové frekvence v úseku odezvy na jednotkový skok funkcí. Zdroj: autor

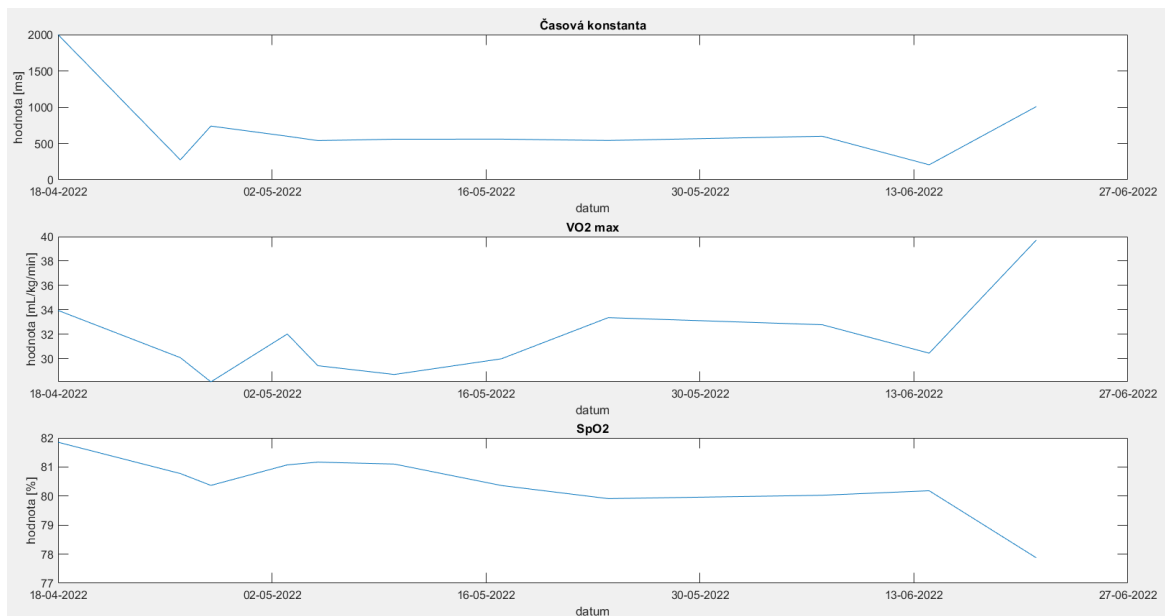
7 Výsledky experimentu

Experiment jsem prováděl na sobě, a to v průběhu přibližně dvou měsíců. Během této doby jsem se podrobil celkem jedenácti měření. Po prvotním měření, které proběhlo 18.4.2022 jsem pravidelně jednou až dvakrát týdně jezdil na kole po dobu přibližně tří hodin. Experiment jsem ukončil posledním měřením 21.6.2022. Hodnoty zkoumaných parametrů jsou uvedeny v následující tabulce 7.1:

Tabulka 7.1: Hodnoty zkoumaných parametrů vypočítaných z naměřených dat.

Datum	Časová konstanta [ms]	Průměr SpO2 [%]	VO2 max [ml/kg/min]
18.4.2022	2002	81,8516	33,9513
26.4.2022	274	80,7745	30,0786
28.4.2022	741	80,3664	28,0925
3.5.2022	601	81,0730	32,0154
5.5.2022	541	81,1670	29,4187
10.5.2022	560	81,1007	28,6976
17.5.2022	561	80,3630	29,9817
24.5.2022	542	79,9107	33,3585
7.6.2022	601	80,0265	32,7774
14.6.2022	207	80,1821	30,4439
21.6.2022	1008	77,8751	39,7078

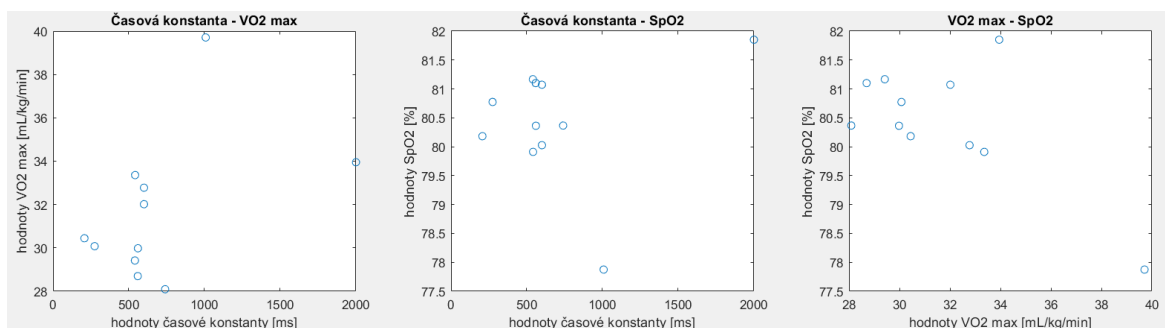
Pro popsání vývoje parametrů v čase, a tudíž v závislosti na zlepšující se fyzické kondici, jsem dané hodnoty vykreslil graficky na Obr. 7.1.



Obrázek 7.1: Průběh sledovaných parametrů v čase. Zdroj: autor

V následujícím odstavci se budu odkazovat na grafické zobrazení parametrů z Obr 7.1. V průběhu SpO_2 je patrná klesající tendence, lze tedy tvrdit že mezi touto hodnotou a fyzickou kondicí existuje nepřímá úměrnost. Naopak u hodnot $VO_2 max$ lze se zpožděním přibližně dvou týdnů hovořit o rostoucí tendenci dat, a tedy o přímé úměrnosti se stavem fyzické kondice. U tohoto parametru však dochází k větším výkyvům v hodnotách, a proto tuto tendenci nelze určit s jistotou. Z hodnot časové konstanty nelze na základě tohoto experimentu definovat průběh v čase, a tedy ani závislost na fyzické kondici.

Dále jsem testoval korelaci mezi jednotlivými parametry. Korelační diagramy jednotlivých dvojic jsou vykresleny na Obr. 7.2.



Obrázek 7.2: Korelační diagramy dvojic zkoumaných parametrů. Zdroj: autor

Jelikož tyto data nelze ani přibližně aproximovat přímkou, nelze mezi parametry předpokládat lineární závislost. Proto jsem k testování korelace využil Spearmanův korelační koeficient, který dokáže rozpoznat i nelineární závislosti. Navíc je odolný vůči odlehlým hodnotám, které jsou zřetelné na každém ze zobrazených korelačních diagramů.

Nulovou a alternativní hypotézy jsem stanovil následovně:

$H_0: \rho = 0$, mezi parametry je nulová korelace

$H_1: \rho \neq 0$, mezi parametry existuje nenulová korelace.

A hladinu významnosti $\alpha = 0,05$.

K testování jsem využil testové statistiky Studentova t-rozdělení s 9 stupni volnosti a výpočtu p hodnoty. Výsledky statistiky jsou uvedeny v následující tabulce 7.2:

Dvojice parametrů	Spearmanův korelační koeficient	Hodnota testové statistiky	p hodnota
Časová konstanta-VO2 max	0,3629	1,1685	0,2726
Časová konstanta-SpO2	0,0311	0,0934	0,9276
VO2 max-SpO2	-0,4000	-1,3093	0,2229

Tabulka 7.2: Výsledky statistických testů

Ani u jedné dvojice není p hodnota menší než hladina významnosti, a proto nelze zavrhnout nulovou hypotézu. Z toho vyplývá, že ze statistického hlediska nelze na této hladině významnosti popřít nulovou korelaci mezi uvedenými dvojicemi parametrů.

8 Diskuse

V rámci této práce se podařilo určit průběh změn dvou ze tří pozorovaných parametrů v závislosti na zvyšování fyzické kondice. Zatímco hodnota SpO_2 postupně klesá, $VO_2 max$ naopak roste. U časové konstanty není viditelná klesající ani stoupající tendence, proto nelze potvrdit její závislost na změnách fyzické kondice. Z biologického hlediska lze změny SpO_2 interpretovat tak, že při zlepšování kondice je pro stejný pohyb potřeba méně kyslíku, a proto saturace krve kyslíkem klesá. Naopak růst $VO_2 max$ znamená, že naše tělo zlepšuje schopnost přijímat kyslík, a proto se i maximální objem přijatého kyslíku za minutu zvyšuje.

Korelace mezi parametry se sice ze statistického hlediska neprokázala, hodnoty některých korelačních koeficientů však nejsou zcela zanedbatelné. Mezi hodnotami parametrů $VO_2 max$ a SpO_2 je korelační koeficient roven -0,4, což implikuje možnost existence nepřímé závislosti. U časové konstanty a $VO_2 max$ je tento koeficient roven přibližně 0,36. To naopak poukazuje na možnou přítomnost přímé závislosti. U této dvojice je to však pravděpodobně způsobeno tím, že jejich průběh připomíná průběh kladné kvadratické funkce. To může být způsobeno pouze náhodným naměřením extrémně kladných hodnot na začátku a konci experimentu.

Pro získání lepších výsledků by bylo nutné provádět experiment po delší dobu a ideálně i na více probandech. Zároveň jsem byl při výběru metod limitován dostupným vybavením. Obzvláště u hodnot $VO_2 max$ se jedná pouze o hrubý odhad. Pro přesnější měření by bylo zapotřebí analyzátoru vydechovaných plynů, který by umožňoval měření přímou metodou. Pro získání SpO_2 jsem použil nekalibrovaný pulzní oxymetr a proto absolutní hodnoty neodpovídají skutečným hodnotám. Z principu výpočtu SpO_2 by však samotné změny v čase odpovídat měly.

9 Závěr

Během své bakalářské práce jsem navrhl a provedl experiment, při kterém byly sledovány změny SpO_2 , $VO_2 max$ a časové konstanty přenosové funkce v závislosti na zlepšující se fyzické kondici. V rámci příprav na experiment jsem zkonstruoval měřící zařízení na bázi pulzního oxymetru včetně programového vybavení. Následně jsem provedl předzpracování získaných dat odrazu záření za pomoci třech různých filtrů a úspěšně implementoval metody výpočtu zadaných parametrů z naměřených dat. Poté jsem prováděl navrhnutý experiment po dobu přibližně dvou měsíců. Při vyhodnocování získaných dat se mi podařilo určit závislost SpO_2 a $VO_2 max$ na fyzické kondici. Korelace mezi dvojicemi parametrů se však ze statistického hlediska neprokázala. Korelační koeficienty u některých parametrů však poukazují na možnost její existence. Pro přesnější potvrzení nebo vyvrácení korelace by bylo zapotřebí provést experiment na více probandech, po delší dobu a za použití přesnějších metod určování zadaných parametrů.

Seznam použité literatury

- [1] DE PINHO FERREIRA, Nicolas, Claudine GEHIN a Bertrand MASSOT. A Review of Methods for Non-Invasive Heart Rate Measurement on Wrist. *Innovation and Research in BioMedical engineering* [online]. Elsevier Masson, 2020, 26 Jun 2020 [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02882005/document>
- [2] ŠEVČÍK, David. *Měření tepu pohybujících se osob*. Posterus.sk [online]. 2012 [cit. 2023-05-04]. ISSN 1338-0087. Dostupné z: <https://www.posterus.sk/?p=13269>
- [3] Saturace kyslíkem. *Národní zdravotnický informační portál* [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR a Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, 2022 [cit. 2022-05-04]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/rejstrikovy-pojem/2277>
- [4] TORP, Klaus D., Pranav MODI a Leslie V. LESLIE V. *Pulse Oximetry* [online]. 10.8.2022. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2022 [cit. 2023-05-04]. PMID: 29262014. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470348/>
- [5] BUTTAR, Karampreet Kour, Neha SABOO a Sudhanshu KACKER. *International Journal of Physical Education, Sports and Health: A review: Maximal oxygen uptake (VO₂ max) and its estimation methods* [online]. 6. 2019 [cit. 2023-05-05]. ISSN 2394-1693. E-ISSN: 2394-1693. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/344122808_A_review_Maximal_oxygen_uptake_VO2_max_and_its_estimation_methods
- [6] UTH, Niels, Kristian OVERGAARD a Preben K PEDERSEN. Estimation of VO₂max from the ratio between HRmax and HRrest--the Heart Rate Ratio Method. *European journal of applied physiology* [online]. 2005, **91**(1), 111-115 [cit. 2023-05-05]. Dostupné z: [doi:10.1007/s00421-003-0988-y](https://doi.org/10.1007/s00421-003-0988-y)
- [7] Accuracy of Commonly Used Age-Predicted Maximal Heart Rate Equations. *International journal of exercise science* [online]. 2020, 1.9.2020, **13**(7), 1242-1250 [cit. 2023-05-05]. ISSN 1939-795X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7523886/>
- [8] In: KROC, Ladislav a Zdeněk KRUPKA. *Automatické řízení I. díl*. 1980, s. 120-121.
- [9] Časová konstanta f. In: VAVŘÍN, Petr. *Malá encyklopedie elektrotechniky: Automatizační technika*. Praha: Nakladatelství technické literatury, 1983, s. 106-107.

- [10] OČENÁŠKOVÁ, Jana. *Návrh ovládnání a HW vybavení pro simulátor pádu*. Kladno, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Jan Kauler, Ph.D.
- [11] Max30102 snímač pro srdeční tep a pulzní oxymetr. In: *Hwkitchen* [online]. [cit. 2023-05-05]. Dostupné z: <https://cdn.myshoptet.com/usr/www.hwkitchen.cz/user/documents/upload/hwkitchen/max30102-snimac-pro-srdecni-tep-a-pulzni-oxymetr/max30102-snimac-pro-srdecni-tep-a-pulzni-oxymetr-pcb.jpg>
- [12] MAX30102 SNÍMAČ PRO SRDEČNÍ TEP A PULZNÍ OXYMETR. *Hwkitchen* [online]. [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: https://www.hwkitchen.cz/max30102-snimac-pro-srdecni-tep-a-pulzni-oxymetr/?gclid=CjwKCAjwopWSBhB6EiwAjxmQDQSFFTQIHxHnGWYucpaJycT2D58TeVzanpiDxgsExYnak173KWIG7hoCG8YQAvD_BwE
- [13] Max30102 snímač pro srdeční tep a pulzní oxymetr princip. In: *Hwkitchen* [online]. [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://cdn.myshoptet.com/usr/www.hwkitchen.cz/user/documents/upload/hwkitchen/max30102-snimac-pro-srdecni-tep-a-pulzni-oxymetr/max30102-snimac-pro-srdecni-tep-a-pulzni-oxymetr-princip.jpg>
- [14] VÝMOLA, Lukáš. *Vyhodnocení vlastností A/D převodníků pro digitální zpracování akustických signálů*. Zlín, 2005. Dostupné také z: https://stag.utb.cz/StagPortletsJSR168/PagesDispatcherServlet?pp_destElement=%23ssSouboryStudentuDivId_1360&pp_locale=cs&pp_reqType=render&pp_portlet=souboryStudentuPagesPortlet&pp_page=souboryStudentuDownloadPage&pp_nameSpace=G2779&soubidno=470. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně.
- [15] Arduino Mega 2560 Rev3. *Arduino* [online]. [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://store.arduino.cc/products/arduino-mega-2560-rev3>
- [16] TITTELBAACH-HELMRICH, Klaus. Digital DC blocker filters. *Frequenz* [online]. 2021, **75**(9-10), 331-339 [cit. 2023-05-10]. ISSN 2191-6349. Dostupné z: [doi:10.1515/freq-2020-0177](https://doi.org/10.1515/freq-2020-0177)
- [17] HORVÁTH, Dušan, Zuzana ČERVENĀNSKÁ a Janette KOTIANOVA. Digital Implementation of Butterworth First–Order Filter Type IIR. *Research Papers Faculty of Materials Science and Technology Slovak University of Technology* [online]. 2019, **27**(45), 85-93 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1338-0532. Dostupné z: [doi:10.2478/rput-2019-0030](https://doi.org/10.2478/rput-2019-0030)
- [18] HUOTARI, Matti, Juha RÖNING a Kari MÄÄTTÄ. P170 A FOREHEAD AND NASAL BRIDGE PULSE OXIMETER COMPARISON MEASUREMENTS ON HEALTHY SUBJECTS. *Artery Research* [online]. 2018, **24**(C), 130-130 [cit. 2023-05-11]. ISSN 1876-4401. Dostupné z: [doi:10.1016/j.artres.2018.10.223](https://doi.org/10.1016/j.artres.2018.10.223)

- [19] HAY, Ohad Yossef. Pulse Oximetry with Two Infrared Wavelengths without Calibration in Extracted Arterial Blood. *Sensors* [online]. 2018, **18**(10), 3457 [cit. 2023-05-11]. ISSN SSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18103457
- [20] STUBÁN, Norbert a Niwayama MASATSUGU. Non-invasive calibration method for pulse oximeters. *Periodica Polytechnica Electrical Engineering* [online]. 2008, **52**(1-2), 91–94 [cit. 2023-05-11]. ISSN 2064-5279. Dostupné z: doi:10.3311/pp.ee.2008-1-2.11
- [21] CHAN, Vincent a Steve UNDERWOOD. *A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430* (Application Report No. SLAA274B) [online]. Dostupné z: https://www.ti.com/lit/an/slaa274b/slaa274b.pdf?ts=1683809889735&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F
- [22] GRATTON, Serge, Amos S. LAWLESS a Nancy K. NICHOLS. Approximate Gauss–Newton Methods for Nonlinear Least Squares Problems. *SIAM Journal on Optimization* [online]. 2007, **18**(1), 106-132 [cit. 2023-05-16]. ISSN 1095-7189. Dostupné z: doi:10.1137/050624935
- [23] Gauss–Newton algorithm. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2023-05-16]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Gauss%E2%80%93Newton_algorithm

Příloha A: Obsah příloženého CD

- Repozitář s programovým vybavení pro měřící zařízení
- Naměřená a zpracovaná data (.mat)
- Matlab skripty (.m)
- Klíčová slova (pdf)
- Abstrakt v českém jazyce (pdf)
- Abstrakt v anglickém jazyce (pdf)
- Zadání bakalářské práce (pdf)
- Bakalářská práce (pdf)