

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2025

David Bártek



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

JEDNODUCHÝ PACIENTSKÝ MONITOR

SIMPLIFIED PATIENT MONITOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

David Bártek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2025



Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: David Bártek

ID: 246980

Ročník: 3

Akademický rok: 2024/25

NÁZEV TÉMATU:

Jednoduchý patientský monitor

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši patientských monitorů, zaměřte se na měřené fyziologické parametry a jejich akvizici. 2) Vyberte základní parametry, které je možné měřit s využitím platformy Arduino nebo Raspberry Zero. 3) Proveďte komplexní návrh zařízení od akvizice až po vhodné zobrazení fyziologických parametrů a signálů. Diskutujte také možnost exportu dat pomocí vhodného protokolu. 4) Dílčí části realizujte na nepájivém poli pro ověření funkčnosti vybraných řešení. 5) Zařízení sestrojte do podoby autonomního zařízení, které bude napájeno ideálně pomocí USB nebo bateriově. 6) Zařízení otestujte na skupině alespoň deseti dobrovolníků. 7) Proveďte diskuzi výsledného řešení s ohledem na možná rozšíření.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SHEIKH, Protik Parvez; RIYAD, Tarifuzzaman; TUSHAR, Bezon Dey; ALAM, Sadman Shahriar; RUDDRA, Istiaq Mahmood et al. Analysis of Patient Health Using Arduino and Monitoring System. Online. Journal of Engineering Research and Reports. 2024, roč. 26, č. 3, s. 25-33. ISSN 2582-2926. Dostupné z: <https://doi.org/10.9734/jerr/2024/v26i31090>. [cit. 2024-09-03].

[2] PARDESHI, Vivek; SAGAR, Saurabh; MURMURWAR, Swapnil a HAGE, Pankaj. Health monitoring systems using IoT and Raspberry Pi — A review. Online. In: 2017 International Conference on Innovative Mechanisms for Industry Applications (ICIMIA). IEEE, 2017, s. 134-137. ISBN 978-1-5090-5960-7. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICIMIA.2017.7975587>. [cit. 2024-09-03].

Termín zadání: 10.2.2025

Termín odevzdání: 3.6.2025

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá patientskými monitory, které slouží pro kontinuální monitorování a vyhodnocování vitálních funkcí pacienta. Nejdříve je práce zaměřena na literární rešerši, která se věnuje fungování patientských monitorů a měřeným parametrům. Poté jsou porovnány vybrané, na trhu dostupné, patientské monitory. Následně je práce zaměřena na praktický návrh zjednodušeného patientského monitoru pomocí vhodného mikrokontroléru a jeho konstrukci.

Klíčová slova

patientský monitor, EKG, SpO₂, krevní tlak, dechová frekvence, tepová frekvence, tělesná teplota, mikrokontrolér, Arduino

Abstract

This thesis deals with patient monitors, whose use is to continually monitor and evaluate vital functions of patient. Firstly, the thesis focuses on literature search, which is devoted to the functioning of patient monitors and to the signals that are measured. Secondly the thesis compares features of available patient monitors. Finally, the thesis focuses on practical design of simplified patient monitor with the use of suitable microcontroller.

Keywords

patient monitor, EKG, SpO₂, blood pressure, respiratory rate, heart rate, body temperature, microcontroller, Arduino

Bibliografická citace

BÁRTEK, David. *Jednoduchý patientský monitor*. Bakalářská práce. Martin MÉZL (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2025.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	<i>David Bártek</i>
VUT ID studenta:	<i>246980</i>
Typ práce:	<i>Bakalářská práce</i>
Akademický rok:	<i>2024/25</i>
Téma závěrečné práce:	<i>Jednoduchý patientský monitor</i>

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 01.06.2025

podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne: 01.06.2025

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK.....	10
ÚVOD	11
1. MĚŘENÉ FYZIOLOGICKÉ PARAMETRY	12
1.1 SATURACE KRVE KYSLÍKEM	12
<i>Princip pulzní oxymetrie</i>	<i>12</i>
<i>Akvizice dat</i>	<i>13</i>
<i>Význam měření SpO₂.....</i>	<i>13</i>
1.2 ELEKTROKARDIOGRAFIE	14
<i>Akvizice EKG dat.</i>	<i>14</i>
<i>Měření tepové frekvence.....</i>	<i>15</i>
<i>Význam měření EKG.....</i>	<i>15</i>
1.3 DECHOVÁ FREKVENCE.....	16
<i>Akvizice dat</i>	<i>16</i>
<i>Význam měření dechové frekvence.....</i>	<i>16</i>
1.4 KREVŇÍ TLAK	17
<i>Akvizice dat pro neinvazivní metody měření krevního tlaku</i>	<i>17</i>
<i>Akvizice dat pro invazivní metody měření krevního tlaku</i>	<i>18</i>
<i>Význam měření krevního tlaku</i>	<i>18</i>
1.5 TEPLOTA.....	19
1.6 OXID UHLIČITÝ	19
2. PŘEHLED VYBRANÝCH PACIENTSKÝCH MONITORŮ	20
2.1 TECHNICKÉ PARAMETRY	21
2.2 KONEKTIVITA	21
2.3 DESIGN A PŘENOSITELNOST.....	22
2.4 PŘÍSLUŠENSTVÍ.....	22
3. NÁVRH PACIENTSKÉHO MONITORU	23
3.1 DOSTUPNÉ MODULY PRO AKVIZICI JEDNOTLIVÝCH SIGNÁLŮ	23
<i>SpO₂</i>	<i>23</i>
<i>EKG.....</i>	<i>24</i>
<i>Teplota</i>	<i>25</i>
<i>Dechová frekvence</i>	<i>25</i>
<i>Měření krevního tlaku</i>	<i>26</i>
3.2 ZOBRAZENÍ MĚŘENÝCH PARAMETRŮ.....	26
3.3 EXPORT DAT POMOCÍ VHODNÉHO PROTOKOLU	26
<i>UART protokol</i>	<i>26</i>
<i>Přenos dat</i>	<i>27</i>
3.4 KONSTRUKCE PROTOTYPU PACIENTSKÉHO MONITORU	28
<i>Testování patientského monitoru.....</i>	<i>28</i>
4. KONSTRUKCE ZAŘÍZENÍ.....	31
4.1 MODEL ARDUINA	31

4.2	NAPÁJENÍ MONITORU	32
4.3	POUZDRO MONITORU	33
4.4	SONDY PRO MĚŘENÍ FYZIOLOGICKÝCH PARAMETRŮ.....	33
4.5	POPIS KÓDU	34
5.	NAMĚŘENÉ VÝSLEDKY A VYHODNOCENÍ	36
6.	ZÁVĚR.....	38
	LITERATURA.....	39
	SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	42
	SEZNAM PŘÍLOH.....	43

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Rozdíl absorpcí při různých vlnových délkách pro RHb a HbO ₂ [2]	12
Obr. 2 Transmisní a reflexní sonda [2]	13
Obr. 3 Vlevo: Einthovenovy a Goldbergerovy svody, vpravo: rozmístění hrudních svodů [6]	14
Obr. 4 Faktory ovlivňující absorpci [3]	15
Obr. 5 Průběh tlaku v manžetě a přenos oscilací na manžetu [15]	17
Obr. 6 Vybrané patientské monitory. [17][18][19]	20
Obr. 7 Blokované funkční schéma senzoru MAX30102 [20]	23
Obr. 8 Blokované funkční schéma IO AD8232. [21]	24
Obr. 9 Testovací verze senzoru pro měření dechové frekvence.....	25
Obr. 10 Podoba paketu v UART protokolu [23].....	27
Obr. 11 Vlevo: modul pro měření EKG, vpravo: modul pro měření SpO ₂	28
Obr. 12 Schéma zapojení testovací verze monitoru.....	29
Obr. 13 Testovací verze monitoru	30
Obr. 14 Model Arduina použitý v patientském monitoru	31
Obr. 15 Zapojení finální verze monitoru	32
Obr. 16 Patientský monitor	33
Obr. 17 Sondy k patientskému monitoru.....	34
Obr. 18 Blokované schéma zdrojového kódu.....	35
Obr. 19 Patientský monitor při měření.....	37
Obr. 20 Graf průběhu EKG záznamu dobrovolníka č.1	44
Obr. 21 Graf průběhu dechové křivky dobrovolníka č.1	44
Obr. 22 Graf průběhu SpO ₂ dobrovolníka č.1.....	45
Obr. 23 Graf průběhu tepové frekvence dobrovolníka č.1.....	45
Obr. 24 Graf průběhu EKG záznamu dobrovolníka č.7.....	46
Obr. 25 Graf průběhu dechové křivky dobrovolníka č.7	46
Obr. 26 Graf průběhu SpO ₂ dobrovolníka č.7.....	47
Obr. 27 Graf průběhu tepové frekvence dobrovolníka č.7.....	47

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Porovnání technických parametrů vybraných monitorů	21
Tabulka 2 Porovnání možností kompatibility vybraných monitorů.....	21
Tabulka 3 Porovnání přenositelnosti vybraných monitorů	22
Tabulka 4 Průměrné hodnoty jednotlivých naměřených parametrů pro 10 dobrovolníků	36

ÚVOD

Pacientský monitor neboli také monitor životních funkcí je zařízení používané pro kontinuální měření a vyhodnocování vitálních funkcí pacienta v reálném čase. Nejčastěji se s nimi setkáme na jednotkách intenzivní péče, operačních sálech nebo při ambulantním sledování pacientů. Tyto přístroje jsou vybaveny signalizační technikou, která informuje personál při vychýlení některého z měřených parametrů mimo fyziologický rozsah.

Cílem této práce je seznámit se s fungováním pacientských monitorů a navrhnout zjednodušený pacientský monitor, který bude zkonstruován pomocí mikropočítače.

Tato bakalářská práce se nejdříve zabývá teoretickou částí. Na začátku práce je popis jednotlivých běžně měřených parametrů pomocí pacientských monitorů a způsob jejich akvizice. Zmíněn je i význam měření těchto parametrů.

Dále se práce zabývá porovnáním vlastností vybraných pacientských monitorů dostupných na trhu. Srovnání je zaměřeno především na parametry jako konektivita, přenosnost a technická specifikace.

Následně je popsána praktická část práce. Zde jsou popsány jednotlivé dostupné senzory pro měření vybraných parametrů a způsob jejich funkce. Poté je popsána volba mikrokontroléru, který bude sloužit jako řídicí jednotka celého systému. Dále je popsán protokol vhodný pro export dat z mikrokontroléru. Následuje popis zvolených modulů a blokové schéma testovací verze pacientského monitoru.

V praktické části je pak popsána samotná konstrukce zařízení včetně způsobu napájení, použitého modelu mikrokontroléru, konstrukce pouzdra a jednotlivých sond. Práce se dále věnuje testování funkčnosti zařízení a popisuje řešení problémů, které se během vývoje objevily. V poslední části práce je vyhodnocení naměřených dat na dobrovolnících a shrnutí dosažených výsledků.

1. MĚŘENÉ FYZIOLOGICKÉ PARAMETRY

Mezi běžně měřené parametry patří: EKG, tepová frekvence (TF), saturace krve kyslíkem (SpO₂), dechová frekvence (DF), tepová frekvence (TK), hladiny oxidu uhličitého (CO₂), tělesná teplota. Nyní bych rád přiblížil jednotlivé měřené parametry a způsob jejich akvizice.

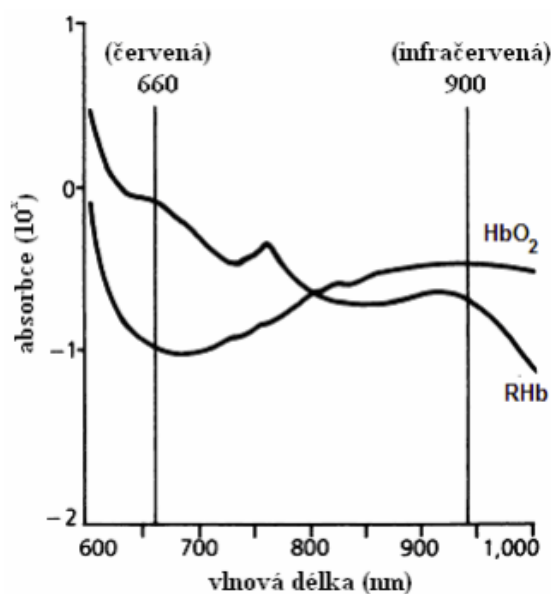
1.1 Saturace krve kyslíkem

Informace o saturaci krve kyslíkem jsou získávány pomocí fotopletysmografie, což je optická metoda používaná k detekci změn objemu krve. Hlavní výhody této metody jsou, že je neinvazivní, levná a nenáročná. K měření SpO₂ se u patientských monitorů používají pulzní oxymetry.[1][4]

Princip pulzní oxymetrie

Principem pulzní oxymetrie je měření intenzity prošlého světelného záření tkání. Pulzní oxymetrie je založena na tom faktu, že oxyhemoglobin (HbO₂) a deoxyhemoglobin (RHb) odlišně tlumí červené záření ve viditelném spektru a blízké infračervené záření. Konkrétně se pro červené světelné záření používá vlnová délka 660 nm a 940 nm pro blízké infračervené záření. Tyto vlnové délky se používají, protože dobře pronikají tkáněmi, zatímco modré, zelené, žluté a vzdálené infračervené záření je absorbováno nevasculární tkání a vodou. HbO₂ absorbuje více blízkého infračerveného záření než červeného záření. Kdežto u RHb tomu je naopak. [2][3]

Pulzní oxymetrie tedy měří poměr absorpce HbO₂ a RHb v pulzující arteriální krvi na zmíněných vlnových délkách. Získaný poměr je následně převáděn na hodnotu okysličení krve.



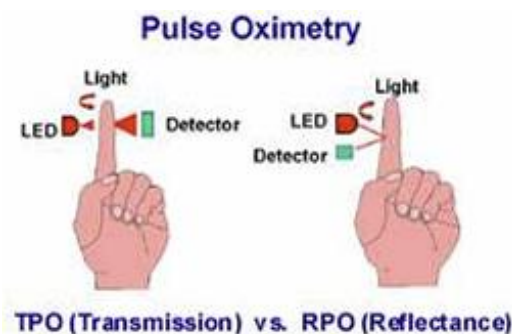
Obr. 1 Rozdíl absorpcí při různých vlnových délkách pro RHb a HbO₂ [2]

Akvizice dat

Data jsou snímána pomocí sondy, která obsahuje zdroj světelného záření a fotodetektor. Jako zdroje světelného záření se používají především LED diody. Ty jsou vhodné hlavně kvůli svým malým rozměrům a nízké spotřebě energie. Jejich další důležitou vlastností je schopnost generovat záření o přesných vlnových délkách. Kvůli svým malým rozměrům a jednoduchému zapojení jsou nejčastěji používanými fotodetektory fotodiody.

Pro pulzní oxymetrii se používají dva druhy sond. Prvním druhem jsou sondy transmisní. U tohoto typu sond jsou fotodetektor a zdroj záření umístěny proti sobě. Světlo tedy prochází tkání a dopadá kolmo na detektor. Tím je zajištěno, že světlo urazí nejkratší možnou vzdálenost. Tento typ sond se používá nejčastěji.

Druhým typem jsou sondy reflexní. Tento typ sond není omezen tloušťkou sledované tkáně, protože fotodetektor a zdroj světelného záření jsou umístěny vedle sebe na jedné straně. Světelný signál prostupuje do tkání a krevního řečiště, ve kterém se odráží od červených krvinek a od tkání. Díky této konstrukci mohou být tyto sondy umístěny téměř kdekoli na těle. [2][3]



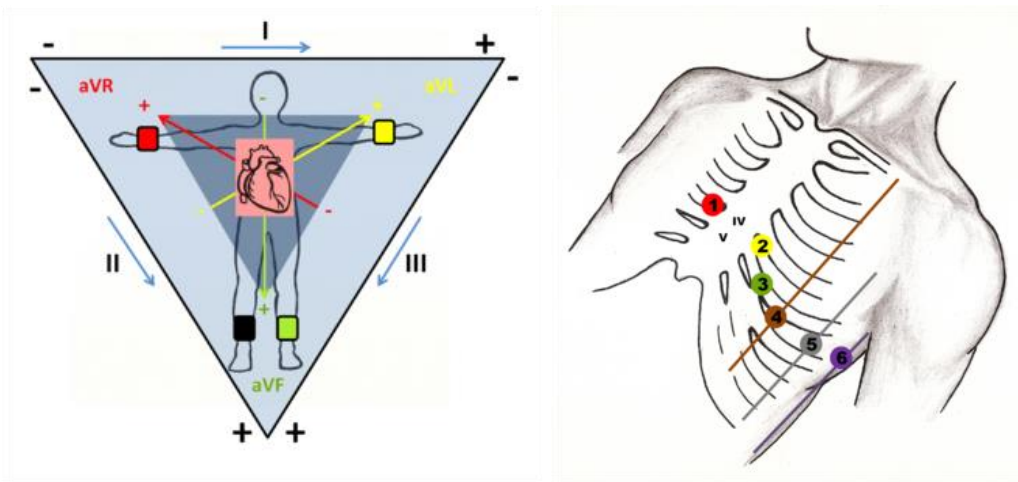
Obr. 2 Transmisní a reflexní sonda [2]

Význam měření SpO₂

Hodnota nasycení krve kyslíkem je velmi cennou informací o funkci kardiopulmonálních funkcí. Z tohoto důvodu se měření nasycení krve kyslíkem stalo běžným vyšetřením při operacích, na jednotkách intenzivní péče, během transportu a hospitalizace pacientů. Hodnota SpO₂ se udává v procentech a její běžné fyziologické rozmezí je 95–100 %. Monitorace SpO₂ může sloužit k detekci brzkých známek hypoxemické hypoxie, která je charakterizována poklesem SpO₂ pod hodnotu 95 %, a může tak pomoci snížit riziko nenávratného poškození tkání. Monitorování hladin SpO₂ se také využívá u pacientů, kterým je podávána oxygenoterapie k monitorování efektivity dané léčby. Nasycení krve kyslíkem se v posledních letech také stalo důležitým ukazatelem při průběhu onemocnění covid-19. [4]

1.2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je vyšetřovací metoda, jejímž principem je snímání elektrické srdeční aktivity. Výstupem je elektrokardiogram v podobě EKG křivky, který umožňuje hodnocení elektrické srdeční aktivity. Některé levnější nebo starší patientské monitory využívají měření EKG pouze pomocí tří svodů. Modernější patientské monitory už však disponují převážně 12svodovým EKG. 12svodové EKG se skládá z bipolárních končetinových svodů značených I, II a III, které tvoří takzvaný Einthovenův trojúhelník. Dále se skládá z unipolárních Goldbergerových svodů značených avR, avF a avL. Poslední jsou unipolární svody hrudní, které jsou značeny V1 až V6. [6][9]



Obr. 3 Vlevo: Einthovenovy a Goldbergerovy svody, vpravo: rozmístění hrudních svodů [6]

Akvizice EKG dat.

Pro snímání EKG jsou nejčastěji používány jednorázové Ag/AgCl elektrody vyplněné vodivým gelem. Elektrody jsou nalepeny na tělo pacienta a je zahájeno snímání. Následujícím krokem je zesílení signálu, jelikož je EKG signál poměrně slabý. Rozsah napětí měřeného signálu se pohybuje mezi 0,5-5mV, ale převážnou dobu se pohybuje pod 1mV. Pro zesílení je využíváno diferenciálních zesilovačů, které zesilují především rozdílový signál, zatímco signál soufázový co nejvíce potlačují. Dalším krokem je předzpracování signálových dat. Díky tomu je signál upraven do takové podoby, která je vhodnější pro další analýzu. Nejběžnějším typem předzpracování je filtrace. Ta slouží k potlačení nežádoucích složek signálu.

Nejčastějšími zdroji rušení při monitorování EKG jsou: síťový brum, myopotenciály, odchlípnutí elektrody od pokožky a různé elektrochemické procesy na rozhraní elektroda-kůže. [5][7][8]

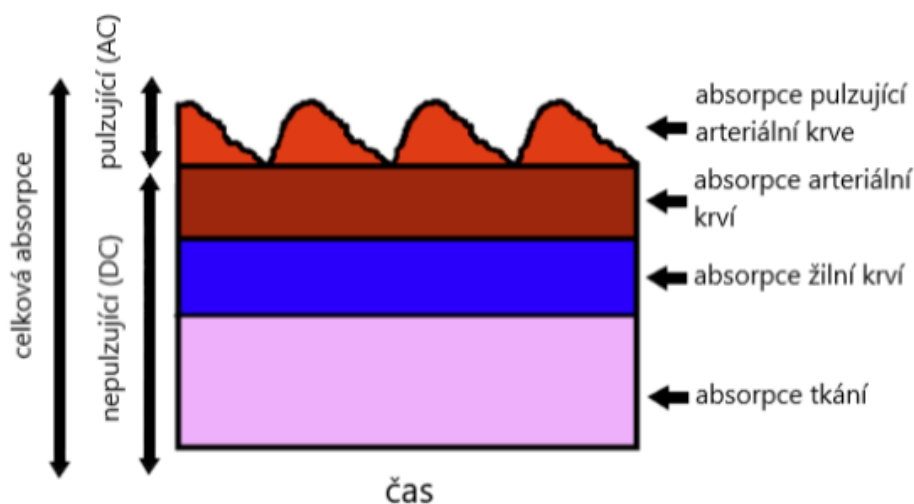
Měření tepové frekvence.

Pacientské monitory získávají data o tepové frekvenci převážně z EKG záznamu nebo z fotopletysmografických dat. Při výpočtu tepové frekvence z EKG záznamu využívají pacientské monitory algoritmy pro detekci QRS komplexů, které poté umožňují měřit čas mezi sousedními R-R kmity jednotlivých srdečních cyklů. Tepová frekvence je poté dopočítána pomocí vzorce:

$$HR = \frac{60}{R}, \quad (1.1)$$

kde R je délka daného R-R intervalu v sekundách.

Při výpočtu z fotopletysmografických (PPG) dat vychází pacientské monitory z toho, že množství pohlceného červeného a blízkého infračerveného záření na detektoru fotopletysmografu kolísá. Toto kolísání je zapříčiněno srdečním cyklem. Fotodetektor pletysmografu tedy měří jak absorpci nepulzujících tkání (DC), tak absorpci pulzující arteriální krve (AC). Pulzující složka PPG signálu je synchronizována se srdcem, díky čemuž jsou pacientské monitory schopny dopočítat srdeční frekvenci i z PPG dat. [1][3][10]



Obr. 4 Faktory ovlivňující absorpci [3]

Význam měření EKG

Měření EKG signálu je v medicíně všeobecně a rutinně používaná metoda. Elektrokardiografie je základní diagnostickou metodou při vyšetření srdce. Poskytuje nám informace o funkčnosti převodního systému, tvorbě vzruchů a jejich šíření myokardem. Dále slouží k diagnostice poruch srdečního rytmu, takzvaných arytmií. Moderní pacientské monitory umožňují díky svým vysokým výpočetním schopnostem real-time analýzu EKG signálu. Umožňují například analýzu ST úseku a lze je tedy využít při diagnostice infarktu. Ten se na EKG křivce může projevit právě represí ST segmentu. [6][4]

1.3 Dechová frekvence

Monitorování dechové frekvence je v intenzivní péči základním sledovaným parametrem.

Akvizice dat

Pacientské monitory využívají nejčastěji pro měření dechové frekvence změn elektrického odporu hrudníku, které jsou způsobeny pohybem tkání během dechového cyklu. Data pro měření dechové frekvence se získávají pomocí dvou elektrod, které jsou zároveň používány pro snímání EKG. Z naměřených změn impedance tkáně jsou poté vypočítány hodnoty dechové frekvence. Změny impedance jsou také v reálném čase na monitoru zobrazovány v podobě dechové křivky. Impedanční metoda měření dechové frekvence může nabývat velkých nepřesností, protože elektrody kromě dechové aktivity snímají i další pohyby pacienta. [1][4]

Další možností měření dechové frekvence je monitorace koncentrace CO₂ ve vydechaném vzduchu. Tato metoda se nazývá kapnometrie. Monitor sleduje pravidelný vzestup a pokles hladiny koncentrace CO₂ během každého dechového cyklu. Toto kolísání odpovídá nádechu a výdechu pacienta, což nám umožňuje měřit jeho dechovou frekvenci. [11][12]

Dechová frekvence může být měřena i pomocí elastických hrudních pásů. Hrudní pás je umístěn okolo pacientova hrudníku a kopíruje jeho dechové pohyby. S každým nádechem a výdechem pacienta se mění délka hrudního pásu, což vede k změnám elektrického odporu pásu. Tyto změny elektrického odporu jsou poté přepočítány na hodnotu dechové frekvence.

Význam měření dechové frekvence

Dechová frekvence je citlivá na různé patologické stavy a stresory, včetně emočního stresu, kognitivní zátěže, chladu, tepla a fyzické námahy. Citlivost dechové frekvence na tyto podněty je zásadně větší než citlivost ostatních vitálních funkcí. Změny v dechové frekvenci se často projeví jako první při obtížích s dýcháním jako je dušnost, obstrukce dýchacích cest nebo různá plicní onemocnění. Náhlé změny dechové frekvence také mohou signalizovat nástup stavů jako je zápal plic, astmatický záchvat nebo plicní embolie. Zvýšená dechová frekvence může být časným indikátorem závažných stavů jako je sepsa, šok nebo acidóza. [13]

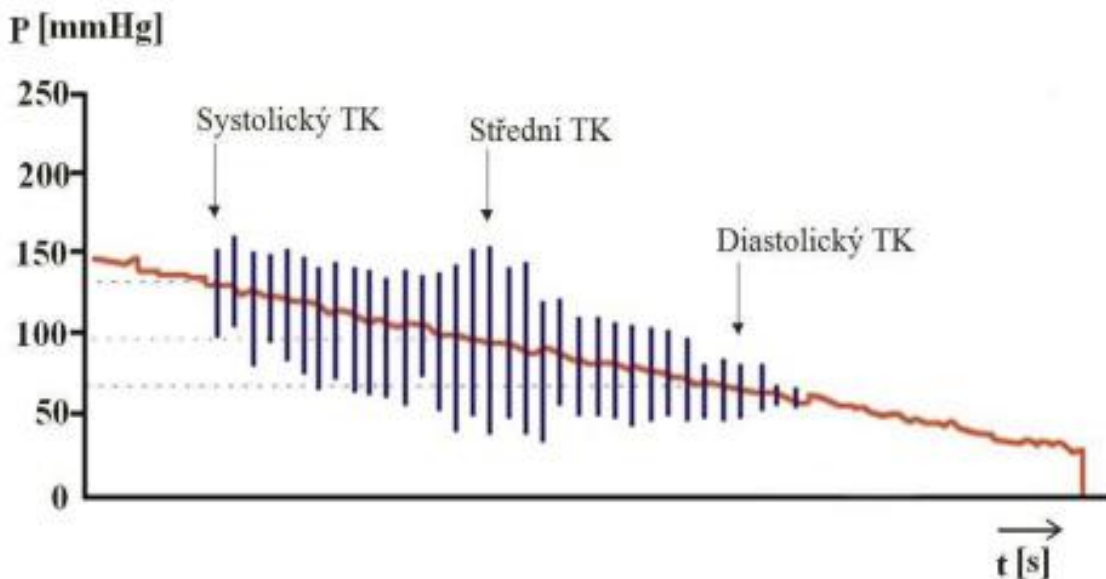
1.4 Krevní tlak

Krevní tlak je tlak, kterým působí protékající krev na stěnu cévy. Je vytvářen srdeční činností, která periodicky vhná krev do krevního oběhu. Jeho hodnota je různá v různých částech krevního řečiště. Hodnota krevního tlaku se skládá ze dvou čísel. Jednak z hodnoty systolického tlaku, tedy krevního tlaku při stahu srdce a z hodnoty diastolického krevního tlaku (uvolnění srdce). Měření krevního tlaku patří v medicíně mezi běžné procedury. U patientských monitorů se můžeme setkat jak s invazivním, tak i neinvazivním měřením krevního tlaku. Častěji je však využíváno neinvazivních metod. [1][14]

Akvizice dat pro neinvazivní metody měření krevního tlaku

Neinvazivní měření krevního tlaku nám umožňuje rychle a jednoduše získat hodnoty krevního tlaku. Nevýhodou je však nemožnost kontinuálního měření a snížená přesnost oproti invazivním metodám.

Pro neinvazivní měření krevního tlaku se u patientských monitorů využívá oscilometrická metoda. Při této metodě se využívá manžeta, pomocí které je zastavena cirkulace krve v končetině, typicky v levé ruce. Manžeta je umístěna na paži a je natlakovaná na hodnotu, při které je zastavena krevní cirkulace pod manžetou. Princip této metody spočívá v detekci oscilací, které vznikají při pomalém snižování tlaku v manžetě. Oscilace vznikají v důsledku objemových pulzací v tepnách. Při poklesu tlaku v manžetě pod maximální hodnotu arteriálního krevního tlaku se v manžetě začnou oscilace projevovat jako jemné kolísání tlaku v manžetě. Při obnovení průtoku jsou tyto oscilace drobné a jejich amplituda se zvyšuje až do okamžiku, kdy se tlak v manžetě rovná střednímu arteriálnímu tlaku. Následně jejich amplituda opět klesá.



Obr. 5 Průběh tlaku v manžetě a přenos oscilací na manžetu [15]

Pro určení hodnot systolického a diastolického tlaku existuje několik algoritmů, které vychází z maximální intenzity oscilací. Základním druhem je poměrová metoda, která násobí hodnotu maximální intenzity oscilací s dvěma konstantami. Jedna konstanta slouží pro výpočet systolického tlaku a druhá konstanta slouží k výpočtu diastolického tlaku. [14][15]

Akvizice dat pro invazivní metody měření krevního tlaku

Na rozdíl od neinvazivních metod měří invazivní metody krevní tlak přímo v krevním řečišti pomocí katetru. Invazivní měření krevního tlaku poskytuje nej přesnější hodnoty a zároveň umožňuje kontinuální monitoraci. S touto metodou jsou však spojena i nezanedbatelná rizika. Mezi nejzávažnější komplikace patří ischemizace končetiny, tvorba trombózy a embolie na špičce katetru nebo nechtěné vytržení katetru.

Senzory pro invazivní měření krevního tlaku lze rozdělit do 2 skupin podle toho, zda je senzor tlaku umístěn přímo v těle pacienta, nebo mimo něj.

První skupinou jsou intravaskulární senzory. U tohoto typu senzorů je senzor tlaku umístěn na hrotu katetru, který je zaveden do krevního řečiště. Tyto senzory mají velmi rychlou odezvu, jelikož dochází k přímému kontaktu krve s tlakovým senzorem. Jako vlastní snímací elementy se používají polovodičové tlakové tenzometry, které převádí hodnoty tlaku na napěťový signál.

Druhou skupinou jsou extravaskulární senzory. Tento typ senzoru se skládá z vlastního senzoru tlaku a katetru, jenž je zaveden do těla pacienta a je vyplněn solno-heparinovým roztokem. Senzor tlaku je umístěn mimo tělo pacienta a hodnota tlaku je na něj přenášena roztokem, kterým je celý systém vyplněn. [14][15]

Význam měření krevního tlaku

Krevní tlak a jeho hodnoty nás informují o funkčnosti kardiovaskulárního systému. Díky kontinuální monitoraci krevního tlaku pomocí patientských monitorů je možné včasné reagovat na různé patologické stavy, které mohou být signalizovány hypotenzí nebo hypertenzí.

1.5 Teplota

Hodnoty tělesné teploty slouží jako cenné informace pro diagnostiku. K měření teploty využívají pacientské monitory nejčastěji polovodičových sond. Běžně jsou využívány sondy termistorové. [1]

Termistor je polovodičová součástka, jejíž odpor je závislý na teplotě. Hodnoty odporu jsou poté v pacientském monitoru převáděny na hodnotu tělesné teploty. Výhodou termistorů je jejich malá velikost, přesnost měření a malá teplotní kapacita. Nevýhodou termistorů je nelineární charakteristika. Termistory můžeme rozdělit na pozistory a negastory.

Pozistory jsou charakteristické tím, že mají kladný teplotní součinitel odporu. To znamená, že s rostoucí teplotou se odpor termistoru nelineárně zvětšuje. Zpočátku však s rostoucí teplotou odpor pozistoru lehce klesá až do takzvané Curieovy teploty. Po překročení této teploty začne odpor pozistoru prudce růst. Teplotní oblast, ve které dochází k růstu odporu, je možné nastavovat úpravou chemického složení termistoru.

Negastory jsou naopak charakteristické záporným teplotním součinitelem odporu. S rostoucí teplotou dochází k exponenciálnímu poklesu odporu negastoru.[16]

1.6 Oxid uhličitý

K měření koncentrací CO_2 se využívá metoda zvaná kapnometrie. Tato metoda slouží k monitorování množství CO_2 během dechového cyklu. Tato metoda je založena na absorpci infračerveného světla oxidem uhličitým. Infračervené světelné záření prochází přes vdechovaný a vydechovaný vzduch a molekuly CO_2 infračervené záření absorbují a produkují charakteristické absorpční pásy. Intenzita prošlého infračerveného záření je měřena a pomocí Lambert-Beerova zákona je následně dopočítáno množství CO_2 ve vydechovaném a vdechovaném vzduchu. [11][12]

2. PŘEHLED VYBRANÝCH PACIENTSKÝCH MONITORŮ

Pro porovnání jsem se rozhodl vybrat monitory známých firem, které působí na trhu již nějakou dobu, a to především kvůli dostupnosti technické dokumentace. Konkrétně jsem vybral Philips IntelliVue MP5, Dräger Vista 120 S a GE Healthcare CARESCAPE B450. Jako kritéria hodnocení jsem vybral technické parametry, funkce a konektivitu, design a přenositelnost a v poslední řadě cenu.



Obr. 6 Vybrané pacientské monitory. [17][18][19]

2.1 Technické parametry

Tabulka 1 Porovnání technických parametrů vybraných monitorů

Kritérium	IntelliVue MP5	Vista 120 S	CARESCAPE B450
EKG, SpO ₂ , NITK, DF, TF	ANO	ANO	ANO
Invazivní krevní tlak	NE	ANO	ANO
Srdeční výdej	NE	ANO	ANO
Kapnometrie	NE	ANO	ANO
Kompatibilita s analyzátory krevních plynů	NE	NE	ANO

Z pohledu základních měřených parametrů jsou všechny přístroje identické. Liší se především v rozsahu a přesnosti měřených parametrů. V základní konfiguraci je IntelliVue MP5 určen především k měření základních vitálních funkcí. Tento model je tedy vhodný jak pro běžnou péči, tak i pro oddělení s pacienty, kteří nevyžadují kritickou péči. Mohl by se uplatnit i jako monitor při transportu pacientů. Tento model může být dále rozšířen různými moduly, které mu umožňují měřit i další parametry.

Na druhé straně jak Vista 120 S tak i CARESCAPE B450 v základní konfiguraci rozšiřují možnosti monitorace o měření invazivního krevního tlaku, měření srdečního výdeje a měření kapnometrie. To je činí vhodnými pro použití na jednotkách intenzivní péče, kde je monitorace těchto parametrů zásadní. CARESCAPE B450 umožňuje i propojení s analyzátory krevních plynů, což z něj činí všestranný monitor. [17][18][19]

2.2 Konektivita

Tabulka 2 Porovnání možností kompatibility vybraných monitorů

Kritérium	IntelliVue MP5	Vista 120 S	CARESCAPE B450
Wi-Fi	Ano	Ano	Ano
Propojení s NIS	Ne	Ano	Ano
USB porty	2	4	3

Z hlediska konektivity nabízí Philips IntelliVue MP5 základní možnosti propojení pomocí Wi-Fi a USB, což je dostačující pro jednoduché aplikace. Dräger Vista 120 S poskytuje širší možnosti propojení včetně Wi-Fi, Ethernetu a přímé integrace s NIS. Tento monitor umožňuje přenos dat v reálném čase, což je vhodné pro oddělení s centralizovanou monitorací. GE CARESCAPE B450 je vybaven stejnými možnostmi konektivity jako přístroj Vista 120 S, přidává však i možnost podpory bezdrátové komunikace a integrace s analyzátory. [17][18][19]

2.3 Design a přenositelnost

Tabulka 3 Porovnání přenositelnosti vybraných monitorů

Kritérium	IntelliVue MP5	Vista 120 S	CARESCAPE B450
Hmotnost (kg)	4	5	5
Možnost bateriového napájení	Ano	Ano	Ano
Velikost displeje	8,4"	12,1"	12,0"

Přenositelnost je zásadní pro monitoraci na různých místech, například při transportu pacientů. Z hlediska přenosnosti všechny monitory nabízejí možnost bateriového napájení. S nejnižší hmotností a nejmenšími rozměry je IntelliVue MP5 vhodný pro transportní použití. Monitory Vista 120 S a CARESCAPE B450 jsou pak nepatrně těžší a disponují větším displejem. Tyto vlastnosti je činí vhodnějšími spíše pro stabilní použití. [17][18][19]

2.4 Příslušenství

Philips IntelliVue MP5 je modulární zařízení, což ho umožňuje přizpůsobit dle konkrétních potřeb. Základní příslušenství zahrnuje:

- Modul pro invazivní měření krevního tlaku
- Modul kapnometrie
- Baterie a transportní držák

Dräger Vista 120 S umožňuje rozšířit monitor příslušenstvím zaměřeným především na intenzivní péči. Základní příslušenství zahrnuje:

- Modul pro měření srdečního výdeje
- Respirační senzory pro monitoraci dechových parametrů včetně plicního objemu
- Modul pro kompatibilitu s externími tiskárnami

Pro GE CARESCAPE B45 je dostupné základní příslušenství, které zahrnuje:

- Moduly pro analyzátory krevních plynů
- Doplnky pro invazivní měření krevního tlaku
- Pokročilé kapnografické senzory
- Transportní příslušenství

3. NÁVRH PACIENTSKÉHO MONITORU

Jako mikrokontrolér jsem se rozhodl použít platformu Arduino. Pro tuto platformu jsem se rozhodl především kvůli předešlým zkušenostem a pro její jednoduchost použití, jelikož disponuje již integrovaným A/D převodníkem. Vzhledem k popularitě této platformy je také dostupná spousta uživatelských návodů. Výpočetní výkon této platformy by měl být pro tuto aplikaci dostačující.

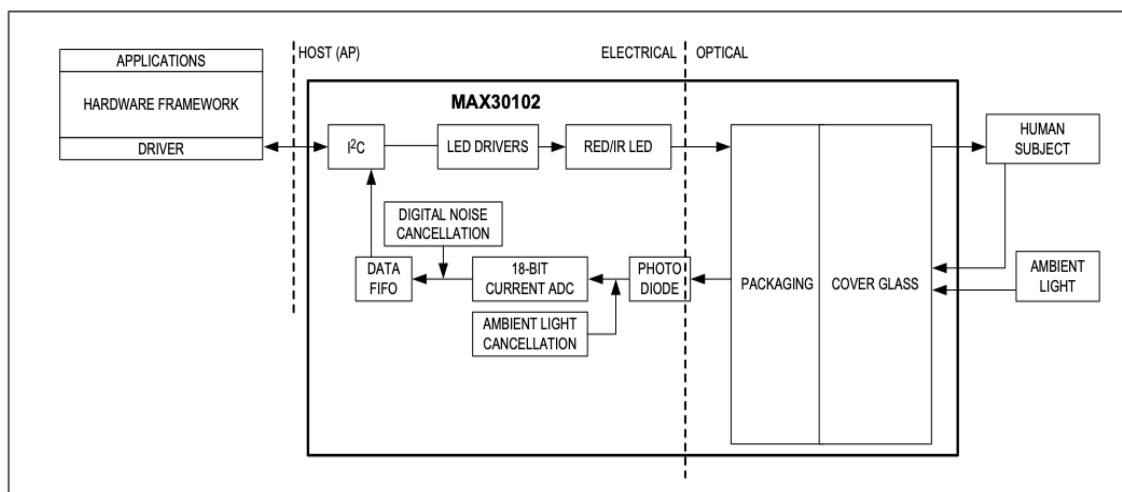
3.1 Dostupné moduly pro akvizici jednotlivých signálů

SpO₂

Pro akvizici dat o hodnotě okysličení krve a tepové frekvence jsem se rozhodl použít senzor MAX30102. Jedná se o integrovaný modul fungující na principu pulzní oxymetrie, který je svými malými rozměry a nízkou spotřebou energie vhodnou volbou.

Součástí tohoto modulu jsou integrované LED diody s příslušnými drivery. Použité LED diody vyzařují na vlnových délkách 660 nm pro červené světelné záření a 880 nm pro infračervené záření. Dále modul obsahuje fotodetektor citlivý na vlnové délky mezi 600-900 nm. Fotodetektor je oproti předchozí verzi MAX30100 zapouzdřen ve skleněném obalu, což pomáhá s rušením signálu okolním světlem.

Dále obsahuje MAX30102 18bitový A/D převodník a integrované obvody pro potlačení rušení okolním světlem a pro digitální filtraci signálu. Modul je vybaven i subsystémem pro I2C komunikaci, což umožňuje jednoduchou komunikaci s mikrokontrolérem. [20]



Obr. 7 Blokové funkční schéma senzoru MAX30102 [20]

EKG

Pro akvizici elektrokardiografických dat se nabízí hojně rozšířený integrovaný čip AD8232. Tento čip je přizpůsoben pro akvizici, zesílení a filtraci biosignálů o nízkých hodnotách napětí. Výsledný signál pak může být jednoduše snímán mikrokontrolérem. Platforma Arduino má tu výhodu, že disponuje integrovaným A/D převodníkem a EKG signál tedy může být přiveden rovnou na mikrokontrolér.

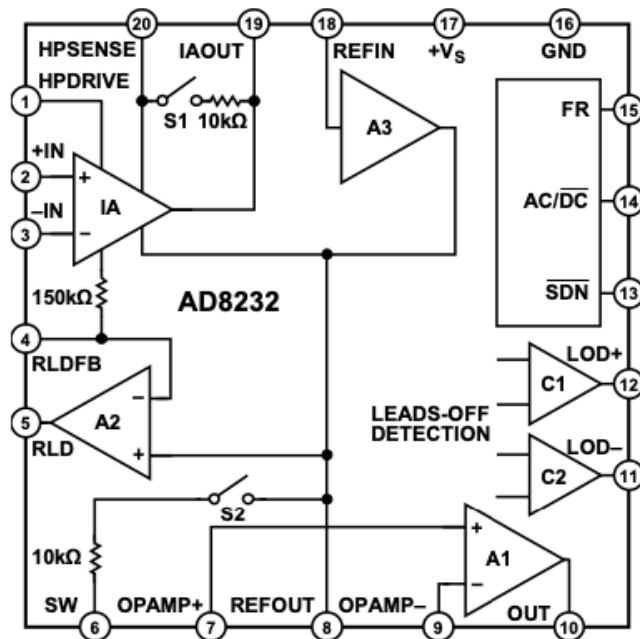
AD8232 se skládá z přístrojového zesilovače (IA), který slouží k zesílení signálu a zároveň umožňuje filtraci pomocí filtru typu horní propust. Tato filtrace potlačuje drift EKG signálu a pohybové artefakty.

Dále se skládá z operačních zesilovačů. Operační zesilovač A1 slouží jako součást filtru typu dolní propust a zároveň umožňuje další zesílení signálu.

Operační zesilovač A2 je součástí obvodu RLD (Right-Leg Drive), který slouží k potlačení souhlasného rušení a zvyšuje tak parametr CMRR přístrojového zesilovače.

Protože je čip AD8232 napájen pouze jedním zdrojem, obsahuje buffer obvod, který vytváří virtuální zem mezi přivedeným napájecím napětím a systémovou zemí. Součástí tohoto obvodu je zesilovač A3.

Dále se AD8232 skládá z obvodu pro detekci odpojení elektrod a obvodu pro rychlé automatické obnovení EKG signálu po opětovném připojení elektrod. [21]



Obr. 8 Blokové funkční schéma IO AD8232. [21]

Teplota

Pro měření povrchové tělesné teploty jsem se rozhodl použít teplotní čidlo LM35. Jedná se o integrovaný obvod, jehož výstupní napětí je lineárně úměrné teplotě ve stupních Celsia. To je výhodou oproti ostatním teplotním čidlům kalibrovaným v Kelvinově stupnici, jelikož není potřeba odečítat hodnoty konstantního napětí z výstupu pro obdržení teploty ve stupních Celsia. Další výhodou je, že není potřeba žádná externí kalibrace. Tolerance tohoto čidla je při pokojové teplotě $\pm 1/4^\circ\text{C}$. [22]

Dechová frekvence

Pro akvizici dat o dechové frekvenci jsem se rozhodl využít metody měření změn odporu hrudního pásu. Hrudní pás je vyroben ze speciální vodivé gumy, která mění svůj odpor v závislosti na napnutí. Platforma Arduino však nedokáže přímo měřit změny odporu, a proto je nutné použít napěťový dělič, který umožní tuto změnu odporu interpretovat pomocí změny napětí, kterou už Arduino dokáže změřit.



Obr. 9 Testovací verze senzoru pro měření dechové frekvence

Hrudní pás je vyroben ze dvou částí tkaniny, které jsou na jednom konci propojeny vodivou gumou a na druhém konci je pás propojen rozepínatelnou přezkou. Ta umožňuje nastavit délku hrudního pásu podle pacienta. Kontakt s vodivou gumou je vytvořen pomocí spirálky z tenkého drátu, který je obmotaný okolo gumy.

Měření krevního tlaku

Měření krevního tlaku je možné realizovat jak pomocí platformy Arduino, tak případně pomocí platformy Raspberry. Avšak nepodařilo se mi najít žádný komerčně dostupný senzor pro toto měření, který by usnadnil implementaci. Ačkoliv je platforma Arduino vhodná pro různé realizace senzorických měření a prototypování, samotné měření krevního tlaku je technicky poměrně náročný proces. Tento proces vyžaduje nejen přesné a specifické snímače a komponenty, ale i složitou kalibraci. Tento postup by tak vyžadoval rozšíření hardwaru o další poměrně nákladné komponenty. Po pečlivém zvážení dostupných možností jsem došel k závěru, že implementace měření krevního tlaku by výrazně zvýšila náročnost této práce, aniž by přiměřeně pomohla k dosažení cíle této práce. Kvůli tomu jsem se rozhodl vynechat měření krevního tlaku a věnovat své úsilí měření ostatních biosignálů.

3.2 Zobrazení měřených parametrů

K zobrazení naměřených dat jsem se rozhodl využít OLED displeje. Hlavním důvodem pro volbu tohoto druhu displejů je jejich dobrá čitelnost, relativně nízká spotřeba energie a malé rozměry. Tato technologie displejů navíc nabízí vysoký kontrast, což zajišťuje dobrou čitelnost i v osvětleném prostředí.

Výhodou je i jejich jednoduchá integrace s mikrokontroléry pomocí dostupných knihoven. Ty umožňují snadné vykreslení textu a grafických prvků. Nevýhodou pak může být vysoká výpočetní náročnost při nevhodné volbě knihovny.

Konkrétně jsem se rozhodl použít jeden 1,3" displej s rozlišením 128x64 pixelů. Tento displej bude sloužit pro zobrazení teploty, dechové frekvence, srdeční frekvence a saturace krve kyslíkem. Dále jsem zvolil dva 0,91" displeje s rozlišením 128x32 pixelů, které budou sloužit pro zobrazení dechové křivky a EKG křivky.

3.3 Export dat pomocí vhodného protokolu

UART protokol

Export dat z Arduina do počítače je možný pomocí USB sběrnice. Při komunikaci Arduina s počítačem je využíván UART protokol neboli v překladu univerzální asynchronní přijímač-vysílač. Jedná se o protokol využívající sériového přenosu dat, což znamená, že data jsou ve formě jednotlivých bitů přenášena po jedné lince za sebou. To znamená, že přenos dat je pomalejší, ale vyžaduje menší počet linek.

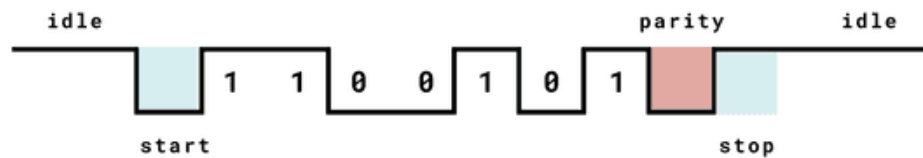
Jak již název napovídá, UART protokol využívá asynchronní sériovou komunikaci s konfigurovatelnou rychlostí přenosu. Přenosová rychlost definuje rychlost, kterou jsou informace přenášeny do komunikačního kanálu. Asynchronní komunikace pak znamená, že mezi vysílačem a přijímačem neexistuje žádný hodinový signál pro synchronizaci komunikace. Místo toho tento protokol využívá nastavené přenosové rychlosti k časování

datových bitů. Z toho plyne, že pro úspěšnou komunikaci musí být přenosová rychlost nastavena stejně na vysílacím i přijímacím zařízení. [23]

Přenos dat

V UART je přenos dat ve formě paketu. Paket se skládá ze startovacího bitu, datového rámce, paritního bitu a stop bitu.

UART Frame Format



Obr. 10 Podoba paketu v UART protokolu [23]

Významem startovacího bitu je především indikace začátku přenosu dat a připravení přijímače na příjem dat. Startovací bit má podobu logické nuly. To znamená, že je přenášén jako úroveň napětí, která je nižší než prahová hodnota logické jedničky. Pokud přijímač detekuje přechod z vysokého napětí na nízké, začne číst bity v datovém rámci na frekvenci přenosové rychlosti.

Datový rámec pak obsahuje právě přenášená data. Jeho délka může být mezi 5 až 8 bity v případě, že je použit paritní bit. Pokud paritní bit není využit, může být maximální délka datového rámce 9 bitů.

Paritní bit slouží k ověření správnosti přenosu. Může být nastaven jako logická nula (sudá parita) nebo jako logická jednička (lichá parita). Po načtení datového rámce, přijímač spočítá počet bitů s hodnotou 1 a zkontroluje, že je součet sudé nebo liché číslo. Pokud pak lichost nebo sudost součtu bitů s hodnotou 1 odpovídá nastavené paritě, proběhl přenos dat úspěšně.

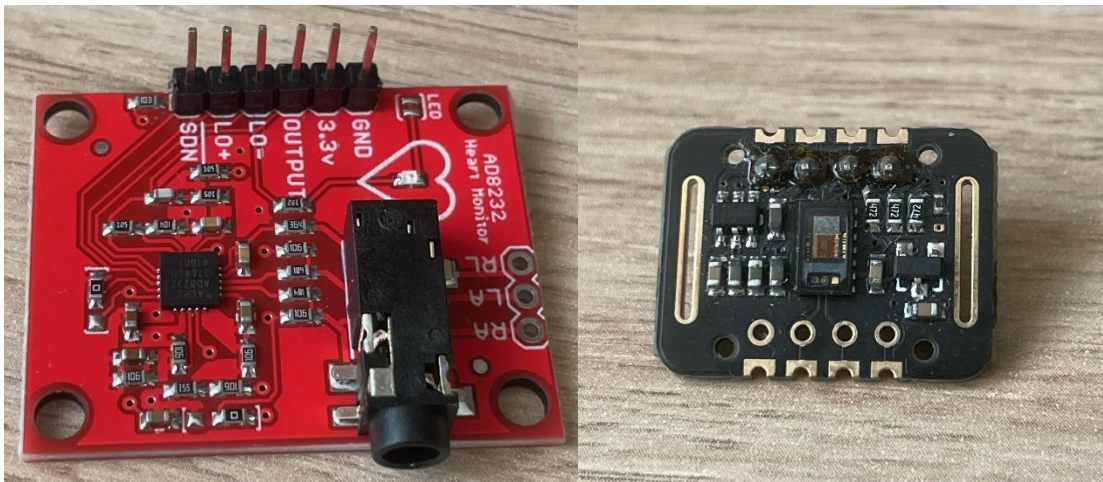
Stop bit slouží k signalizaci konce datového paketu. Stop bit má podobu logické 1. [23]

3.4 Konstrukce prototypu patientského monitoru

Pro měření EKG signálu byl zvolen běžně dostupný modul s již zmíněným čipem AD8232. Tento modul byl zvolen především proto, že je dostupný a hojně používaný pro akvizici EKG signálu pomocí platformy Arduino. Jinou verzi modulu s čipem AD8232 se mi najít nepodařilo. Modul svým zapojením odpovídá doporučenému zapojení čipu AD8232 pro jednoduchý monitor elektrické srdeční aktivity dle datasheetu výrobce.

Pro akvizici dat o tepové frekvenci a SpO₂ byl zvolen modul s dříve uvedeným senzorem MAX30102. Modul byl opět zvolen kvůli jeho dobré dostupnosti a popularitě.

Zbytek použitých senzorů a jejich popis je uvedený v předchozí kapitole 3.1.

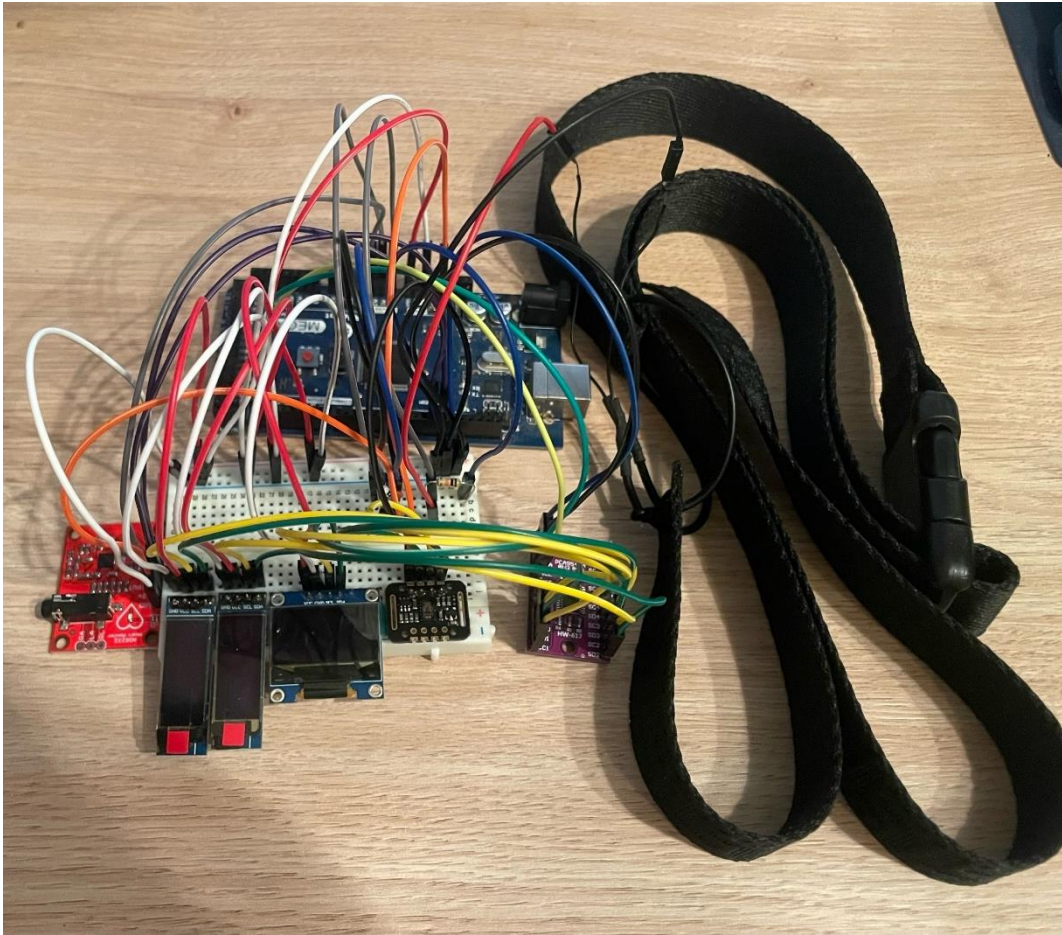


Obr. 11 Vlevo: modul pro měření EKG, vpravo: modul pro měření SpO₂

Testování patientského monitoru

Nejdříve bylo testováno teplotní čidlo LM35. Po ověření jeho funkčnosti byly měřené hodnoty zkušebně vypsány na OLED displej, ale to způsobilo poměrně drastické kolísání měřených hodnot. Tento problém je částečně eliminován použitím stabilizačního kondenzátoru na výstupu čidla. Zároveň je toto kolísání potlačeno i softwarově a to tak, že zobrazovaná hodnota na displeji je průměr více naměřených hodnot během krátkého časového úseku. Tím se omezí drobné kolísání způsobené šumem.

Poté byl testován modul se senzorem MAX30102. Po ověření funkčnosti byly opět hodnoty vypsány na OLED displej, ale senzor začal vracet nereálné hodnoty tepové frekvence a saturace krve kyslíkem i bez přiloženého prstu. Po přiložení prstu senzor nijak nereagoval a stále vracel nereálné hodnoty. Jelikož byla data vypisována na OLED displej využívající SPI sběrnice, zkusil jsem měřená data vypsát i na displej využívající I2C sběrnici. To problém vyřešilo, a tak byl původní 1,3" SPI displej zaměněn za displej využívající I2C komunikaci. To však znamená použití více I2C displejů se stejnou adresou. Jelikož se adresa nedá fyzicky přenastavit na všech displejích, je nutné použít I2C multiplexor, který slouží jako přepínač mezi různými adresami pro jednotlivé displeje. Jako multiplexor jsem zvolil čip PCA9548A.



Obr. 13 Testovací verze monitoru

4. KONSTRUKCE ZAŘÍZENÍ

V této kapitole je detailně popsán proces návrhu a sestavení finálního zařízení patientského monitoru. Cílem bylo vytvořit kompaktní, funkční a praktické řešení, které splňuje požadavky na spolehlivost a přenositelnost. Součástí návrhu bylo zvolení vhodných komponentů a zajištění stabilního napájení pro zařízení. Dále byla součástí volba vhodného pouzdra, které umožní bezpečné a efektivní používání zařízení.

V následujících podkapitolách je popsán výběr a použití konkrétního modelu Arduina, návrh napájecího systému a další aspekty konstrukce zařízení, které byly klíčové pro dosažení funkčního a stabilního prototypu.

4.1 Model Arduina

V první řadě bylo nutné vybrat konkrétní model Arduina tak, aby zařízení mohlo být co nejvíce kompaktní, ale zároveň, aby byl dostupný dostatečný výpočetní výkon. Pro testovací verzi monitoru popsanou v předchozí kapitole bylo používáno Arduino Mega. Při testování monitoru jsem však pozoroval, že při vykreslování všech signálů najednou dochází ke zkreslení vykreslovaných signálů a zpomalení průběhu kódu. Tento problém se podařilo vyřešit použitím novějšího Arduina Uno R4 zapůjčeného při konzultaci. Do patientského monitoru byl tedy použit tento model, jelikož je jeho výpočetní výkon značně vyšší oproti verzi Mega a zároveň je i rozměrově menší. Měřené signály již při vykreslování nejsou zkreslené a kód běží plynule.

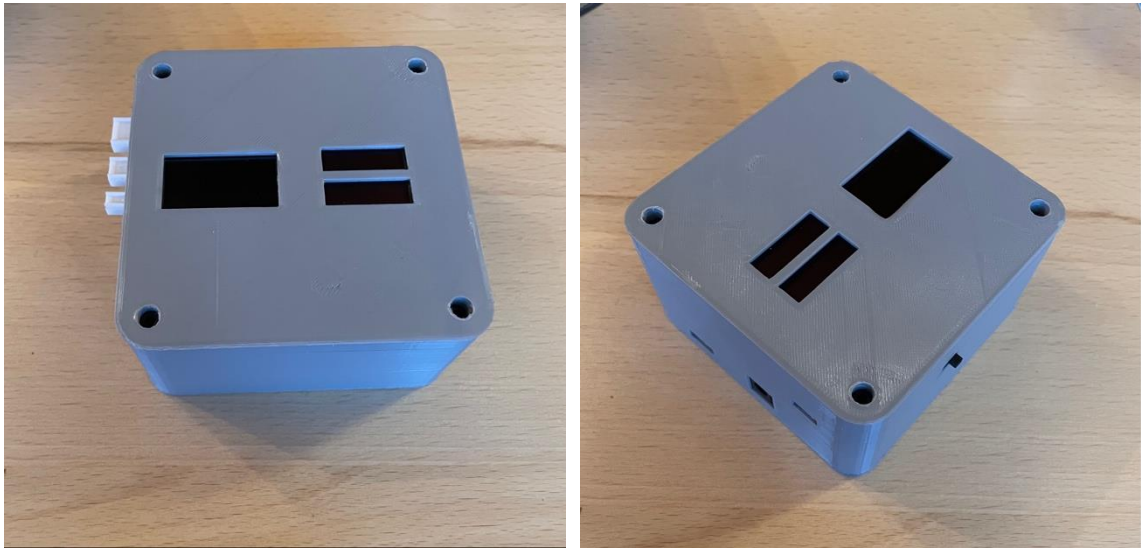
Zároveň s použitím novějšího Arduina R4 lze používat pro vypisování hodnot původní větší 1,3" SPI OLED displej. Rušení, které bylo pozorováno při použití tohoto displeje v testovací verzi monitoru, bylo tedy nejspíše způsobeno nedostatečným výpočetním výkonem. Ve finální verzi monitoru tak byl použit původní 1,3" displej kvůli lepší čitelnosti.



Obr. 14 Model Arduina použitý v patientském monitoru

4.3 Pouzdro monitoru

Pouzdro pro patientský monitor bylo vymodelováno v 3D modelovacím softwaru AutoCAD. Mým hlavním cílem při vývoji pouzdra bylo, aby celé pouzdro bylo co nejmenší a dobře přenosné. Největší problém tedy byl vše namodelovat tak, aby nikde nebyly zbytečné mezery a zároveň vše správně pasovalo. Pouzdro je uvnitř rozděleno na dvě patra. Ve spodní části se nachází samotné Arduino a akumulátor. Ve vrchní části se pak nachází ostatní moduly. Otvory pro konektory byly umístěny na boční straně, aby bylo možné snadno připojit jednotlivé sondy. Pouzdro bylo následně vytisknuto na 3D tiskárně Creality CR-10. Po vytištění bylo pouzdro mírně očištěno od drobných přesahů a připraveno k montáži zařízení. Jako materiál jsem zvolil PLA filament, a to především pro snadný tisk. Na rozdíl od komerčně hojněji používaného ABS filamentu není potřeba při tisku udržovat vyšší teplotu okolí.



Obr. 16 Pacientský monitor

4.4 Sondy pro měření fyziologických parametrů

Pro účely měření saturace krve kyslíkem byla vyrobena oxymetrová sonda. Při výrobě sondy byl však místo dříve popsaného senzoru MAX30102 použit jeho předchůdce MAX30100. Senzor MAX30102 vždy potřeboval poměrně dlouhou dobu ke zkalibrování a měřené hodnoty SpO_2 značně kolísaly. Nepomohla ani instalace senzoru do oxymetrové sondy, a tak na základě předchozích zkušeností jsem se rozhodl použít předešlý model senzoru. Ten se zkalibruje rychleji a měřené hodnoty SpO_2 jsou stabilní. Pouzdro sondy bylo opět vymodelováno v modelovacím softwaru a následně vytisknuto na 3D tiskárně. Sondu lze k monitoru připojit pomocí konektoru.

K měření tělesné teploty byla vyrobena teplotní sonda. Tu lze k monitoru opět připojit pomocí konektoru. Hrudní pás se také připojuje k patientskému monitoru pomocí konektoru.



Obr. 17 Sondy k patientskému monitoru

4.5 Popis kódu

Zdrojový kód je napsán v jazyce C++ pro platformu Arduino. Architektura kódu je rozdělena do několika částí, které lze popsát následovně.

V úvodu programu dochází k načtení všech potřebných knihoven. Tyto knihovny slouží pro práci s OLED displeji, I2C multiplexorem, senzorem MAX30100 a kruhovým bufferem pro ukládání dat. Následuje definice globálních proměnných a konstant, které slouží například pro konfiguraci displejů a senzoru MAX30100.

Ve funkci 'setup' je inicializována sériová komunikace, dále je vypočtena prahová hodnota pro detekci dechové frekvence. V této části kódu také probíhá spouštění všech displejů a inicializace senzoru MAX30100. Dále jsou definovány jednotlivé funkce pro zpracování jednotlivých biosignálů.

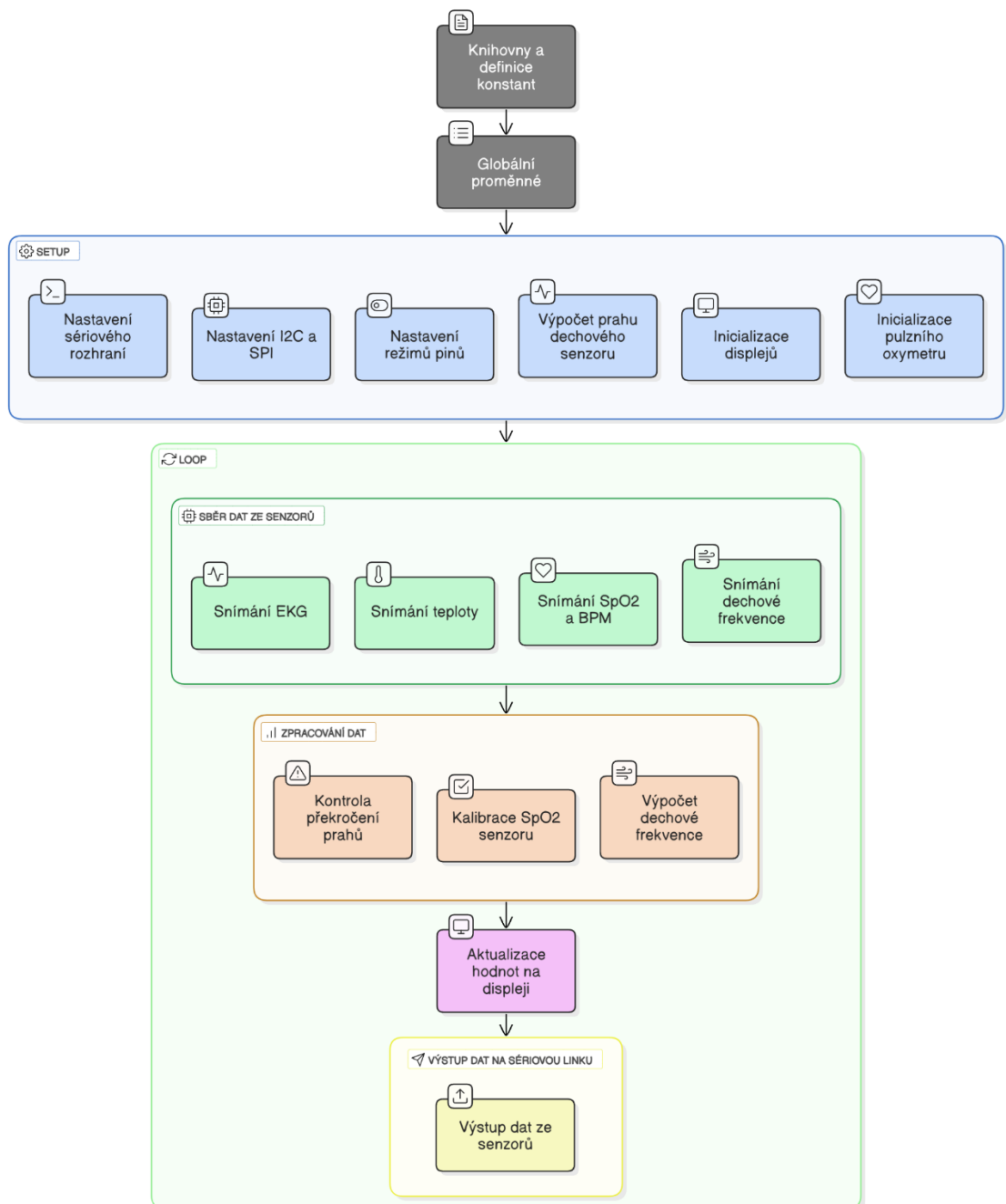
Funkce 'ekg' čte analogový EKG signál a vykresluje ho ve formě křivky na příslušný displej. V případě odpojení elektrod funkce informuje uživatele vypsáním hlášky "EKG odpojeno" na displej.

Funkce 'teplota' periodicky čte hodnotu ze senzoru LM35 a provádí průměrování z několika měření pro co nejvíce plynulé zobrazování.

Funkce 'dechova_krivka' čte signál z dechového senzoru a vykresluje ho jako průběh dechové křivky na displeji.

Hlavní smyčka programu funkce 'loop' provádí periodické čtení a zpracování dat ze senzorů. Probíhá zde detekce dechových pohybů na základě překročení prahové hodnoty získané ve funkci 'setup'. Následně je kalibrován SpO₂ senzor. Kalibrace je prováděna

tak, že algoritmus čeká, než ze senzoru přijde 5 po sobě jdoucích hodnot v rozsahu 80-100 % SpO₂. Tím se zajistí, že budou od začátku měření vypisována smysluplná data. Algoritmus pro zkalibrování SpO₂ senzoru porovnává každou nově naměřenou hodnotu s původní a pokud se nová hodnota liší o více jak $\pm 10\%$, tak je nová hodnota považována za neplatnou. Dále je vypočítávána dechová frekvence pomocí kruhového bufferu. V kruhovém bufferu jsou uloženy délky časových úseků mezi 5 posledními detekovanými nádechy. Tyto intervaly jsou pak zprůměrovány a z výsledné hodnoty je dopočítávána dechová frekvence. Na závěr algoritmu dochází k aktualizaci hodnot na displeji a k odesílání měřených dat přes sériový port do počítače.



Obr. 18 Blokové schéma zdrojového kódu

5. NAMĚŘENÉ VÝSLEDKY A VYHODNOCENÍ

Naměřená data pocházejí z měření provedených na skupině dobrovolníků. Během měření byli dobrovolníci v klidovém stavu a samotné měření probíhalo po dobu přibližně dvou minut. Každý dobrovolník byl měřen za stejných podmínek. Tělesná teplota byla měřena axilárně. Hodnoty SpO₂ a tepové frekvence byly snímány na prstech horních končetin.

Tabulka 4 Průměrné hodnoty jednotlivých naměřených parametrů pro 10 dobrovolníků

Dobrovolníci	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Tělesná teplota [°C]	36,35	36,74	36,67	35,74	36,34	35,00	36,92	36,30	37,00	36,72
BPM [/]	64	67	84	62	68	70	80	72	95	66
SpO ₂ [%]	97	98	96	98	96	97	96	96	96	97
Dechová frekvence [/]	7	9	8	8	11	9	8	14	14	11

Měření tělesné teploty se u většiny dobrovolníků pohybují v očekávaném rozmezí 36-37 °C. Výjimkou jsou dobrovolníci č. 4 a 6, u kterých byla zaznamenána průměrná teplota pod 36°C. Jelikož se jedná pouze o 2 dobrovolníky, lze usoudit, že tato odchylka byla způsobena špatným umístěním teplotní sondy během měření.

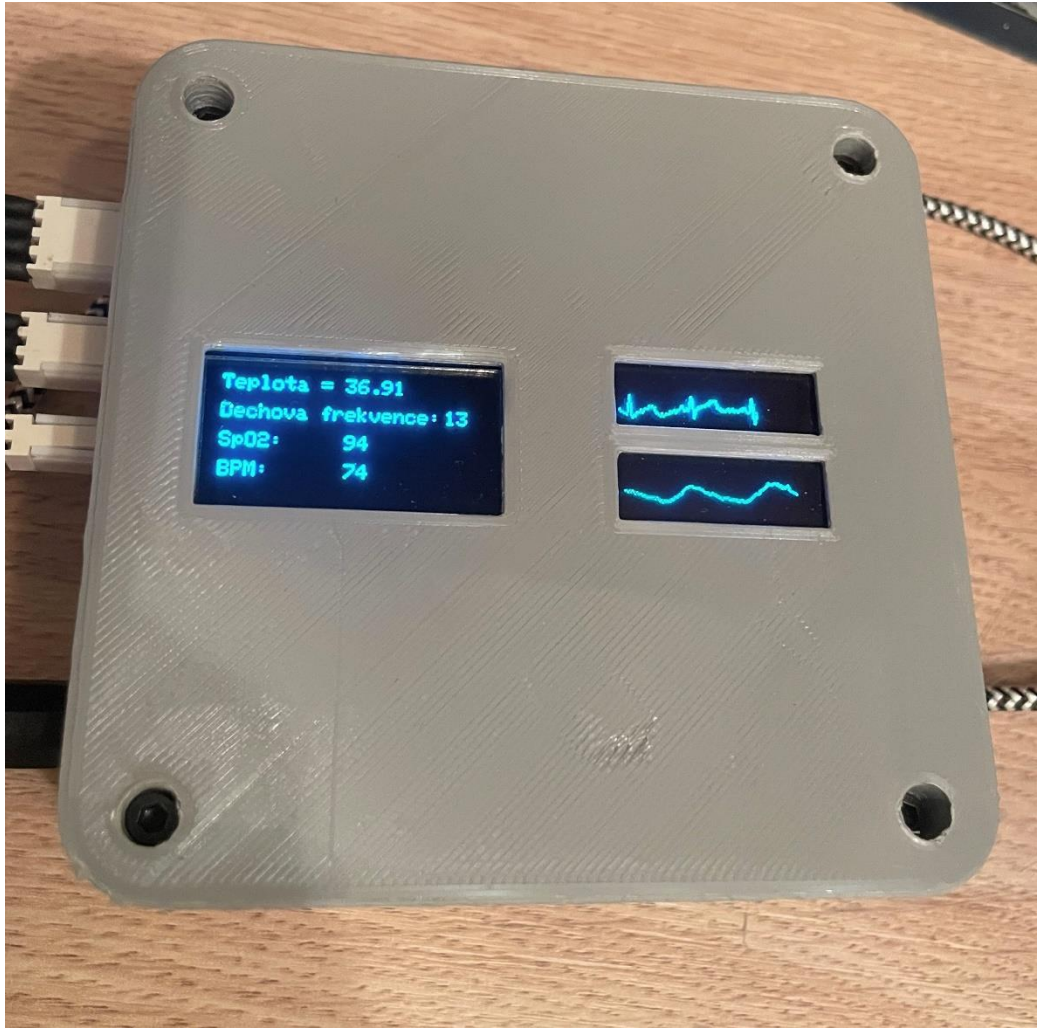
Hodnoty srdeční frekvence se napříč dobrovolníky liší, což lze očekávat vzhledem k individuálním rozdílům. Variabilita v čase u jednotlivých subjektů se většinou pohybovala v rozmezí ± 5 tepů za minutu, což lze považovat za běžné kolísání při klidovém měření.

Hodnoty SpO₂ se u všech dobrovolníků pohybují v očekávaném rozmezí 95-100 %. To naznačuje kvalitní a přesné měření. Variabilita hodnot v čase byla u všech dobrovolníků minimální.

Hodnoty dechové frekvence se u většiny dobrovolníků pohybují spíše v nižším rozsahu. To může být způsobeno nedokonalým nastavením hrudního pásu. Ten totiž vyžaduje pro správné fungování poměrně přesné nastavení. Je nutné, aby při výdechu byla odporová guma hrudního pásu co nejméně napnutá, ideálně úplně uvolněná. To je nutné, jelikož změna odporu odporové gumy není lineární a k největším změnám dochází právě při počátečním pnutí gumy. Senzor je tak v tomto stavu nejcitlivější. To je ovšem obtížné dosáhnout pro každého dobrovolníka.

Na základě naměřených dat lze usoudit, že monitor je schopný měřit dané fyziologické parametry s relativně dobrou přesností. Problematické však může být měření dechové frekvence.

Ukázky průběhů EKG signálu a dechové frekvence lze nalézt v příloze práce.



Obr. 19 Pacientský monitor při měření

6. ZÁVĚR

V úvodu práce byla provedena teoretická rešerše zaměřená na patientské monitory a fyziologické parametry, které se pomocí těchto zařízení běžně monitorují. Byly podrobně popsány jednotlivé principy a význam měření těchto parametrů. Zároveň bylo provedeno porovnání vybraných komerčně dostupných patientských monitorů z hlediska jejich technických vlastností.

Na základě získaných poznatků byl navržen koncept jednoduchého patientského monitoru postaveného na platformě Arduino. Při návrhu byl kladen důraz na dobrou dostupnost použitých komponent, kompaktní rozměry a dobrou spolehlivost měření. Byly zvoleny konkrétní moduly pro měření jednotlivých biosignálů a jejich zobrazení.

Následně byla realizována konstrukce prototypu patientského monitoru na nepájivém poli. Postupně byly otestovány jednotlivé senzory. Během vývoje bylo nutné řešit různé technické komplikace. Jako například výměnu senzoru SpO₂ za stabilnější variantu MAX30100, výměnu nefunkčního EKG modulu nebo odstranění rušení způsobeného displejem využívajícím SPI komunikace. Bylo také nutné integrovat I2C multiplexor z důvodu konfliktu I2C adres OLED displejů.

Následoval samotný návrh zařízení do autonomní podoby. To zahrnovalo návrh napájecího systému a 3D modelu pouzdra. Po sestavení monitoru do autonomní podoby byl monitor testován na skupině deseti dobrovolníků. Naměřené hodnoty tělesné teploty, tepové frekvence a saturace krve kyslíkem odpovídaly očekávaným fyziologickým rozmezím a vykazovaly stabilní chování. Měření dechové frekvence se však ukázalo jako méně spolehlivé. Při správném nastavení hrudního pásu lze i přesto získat relativně stabilní měření.

Spolehlivost měření dechové frekvence by bylo možné vylepšit použitím jiného materiálu odporové gumy. Případně využitím jiného způsobu měření dechové frekvence, například za pomoci teplotního čidla. To by detekovalo dechové pohyby na základě rozdílných teplot vdechovaného a vydechovaného vzduchu.

Z hlediska funkčnosti lze výsledné zařízení hodnotit jako funkční. Podařilo se vytvořit přenosný a kompaktní zjednodušený patientský monitor, který umožňuje měření základních fyziologických parametrů a jejich zobrazení v reálném čase.

LITERATURA

- [1] *An introduction to measuring and simulating Vital Signs*. Online. RIGEL MEDICAL. Dostupné z: <https://www.rigelmedical.com/gb/downloads/Rigel-Vital-Signs-Booklet-USA.pdf> [cit. 2024-10-09].
- [2] SYNEK, Josef. *Pulsní oxymetr v LabVIEW*. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=30333
- [3] SANTIAGO, Lopez. *Pulse Oximeter Fundamentals and Design*. Online. 2012, č. AN4327. Dostupné z: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4327.pdf>. [cit. 2024-10-09].
- [4] ČERNÁ, Stanislava. *Monitorace pacienta na urgentním příjmu*. Online, Bakalářská práce. Jihlava: Vysoká škola polytechnická Jihlava, 2017. Dostupné z: <https://is.vspj.cz/bp/get-bp/student/47093/thema/6132> [cit. 2024-10-10].
- [5] *Diferenciální zesilovač*. Online. WikiSkripta. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Diferenci%C3%A1ln%C3%AD_zesilova%C4%8D. [cit. 2024-10-09].
- [6] *Elektrokardiografie*. Online. WikiSkripta. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie>. [cit. 2024-10-09].
- [7] SERHANI, Mohamed Adel; T. EL KASSABI, Hadeel; ISMAIL, Heba a NUJUM NAVAZ, Alramzana. *ECG Monitoring Systems: Review, Architecture, Processes, and Key Challenges*. Online. *Sensors*. 2020, roč. 20, č. 6. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s20061796>. [cit. 2024-10-09].
- [8] *Acquisition and Analysis of an ECG (electrocardiography) Signal*. Online. Jove. Dostupné z: <https://www.jove.com/v/10473/acquisition-and-analysis-of-an-ecg-electrocardiography-signal>. [cit. 2024-10-09].
- [9] HECZKO, Marian. *Analýza EKG signálů*. Online, Diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. Dostupné z: <https://dspace.vut.cz/server/api/core/bitstreams/4d930fbb-109a-47d3-ae70-2bd4d90dac65/content>. [cit. 2024-10-09].
- [10] VESELÝ, Petr. *Měření a zpracování ekg signálu v prostředí labview*. Online, Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=14616 [cit. 2024-10-10].
- [11] *Kapnometrie*. Online. WikiSkripta. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Kapnometrie>. [cit. 2024-10-09].
- [12] SINGH, Budania a GOYAL, Kush. *Capnography: Principles and application in critical care medicine*. Online. *Indian Journal of Respiratory Care*. 2015, roč.

- 4, č. 2, s. 637-645. ISSN 2277-9019. Dostupné z: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-11010-04208>. [cit. 2024-10-12].
- [13] NICOLÒ, Andrea; MASSARONI, Carlo; SCHENA, Emiliano a SACCHETTI, Massimo. The Importance of Respiratory Rate Monitoring: From Healthcare to Sport and Exercise. Online. *Sensors*. 2020, roč. 20, č. 21. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s20216396>. [cit. 2024-10-09].
- [14] BEREK, Michal. *Modul tlakoměru pro výukovou sadu BMI*. Online, Bakalářská práce. Ostrava: Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2015. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/84391554.pdf>. [cit. 2024-10-12].
- [15] PRŮDEK, Ctirad. *Měřič krevního tlaku*. Online, Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=26601 [cit. 2024-10-12].
- [16] FLEK, Tomáš. *Elektronický termostat*. Online, Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=17274. [cit. 2024-10-12].
- [17] Philips. *Philips M8105A Technical Data Sheet*. Online. Dostupné z: https://az767150.vo.msecnd.net/pdf/Philips_IntelliVue_MP5_Technical_Datash_eet.pdf?fbclid=IwY2xjawGsC1BleHRuA2FlbQIxMAABHS5M6VB7nOSLOu_rJz5XVxLYWJxNIVX-iZIQdAyhiQgmNBcBC1PIGZxo8w_aem_34XiZqzs2yjwt39s3S8voFg [cit. 2024-11-20].
- [18] GE Healthcare. *CARESCAPE Monitor B450*. Online. Dostupné z: https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/0db756e2de7c42c7b01aae4c0598466c.pdf?rev=298dccb103e64ab28dabf1d5d3a5e06f&fbclid=IwY2xjawGsC1JleHRuA2FlbQIxMAABHf1DCGm2Ppvj_pRiskf8a1tIC0RQ7uGf7LWwXZb1sLDnJAc7_dJOpEt8rA_aem_YvfNmAL3FdK5trXIQK8GwQ [cit. 2024-11-20].
- [19] Dräger. *Vista 120 S*. Online. Dostupné z: https://www.draeger.com/Content/Documents/Products/Vista-120-S-pi-100918-cs-CZ.pdf?fbclid=IwY2xjawGsC1RleHRuA2FlbQIxMAABHf1DCGm2Ppvj_pRiskf8a1tIC0RQ7uGf7LWwXZb1sLDnJAc7_dJOpEt8rA_aem_YvfNmAL3FdK5trXIQK8GwQ [cit. 2024-11-20].
- [20] Analog Devices. *MAX30102*. Online. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/MAX30102.pdf> [cit. 2024-10-28].

- [21] Analog Devices. *AD8232*. Online. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/ad8232.pdf> [cit. 2024-10-28].
- [22] Texas Instruments. *LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors*. Online. Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf> [cit. 2024-10-28].
- [23] *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (UART)*. Online. Arduino. Dostupné z: <https://docs.arduino.cc/learn/communication/uart/>. [cit. 2024-12-02].
- [24] Top Power ASIC. *TP4056*. Online. Dostupné z: <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf> [cit. 2024-10-28].

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

AC	Alternating current
DC	Direct current
DF	Dechová frekvence
EKG	Elektrokardiogram
HbO ₂	Oxyhemoglobin
HR	Heart rate
IA	Instrumentation amplifier
LED	Light emitting diode
NIS	Nemocniční informační systém
OLED	Organic light emitting diode
PPG	Fotopletysmografie
RHb	Deoxyhemoglobin
RLD	Right leg driven circuit
SpO ₂	Saturace krve kyslíkem
TF	Tepová frekvence
TK	Krevní tlak
UART	Universal asynchronous receiver/transmitter
USB	Universal serial bus

Symboly:

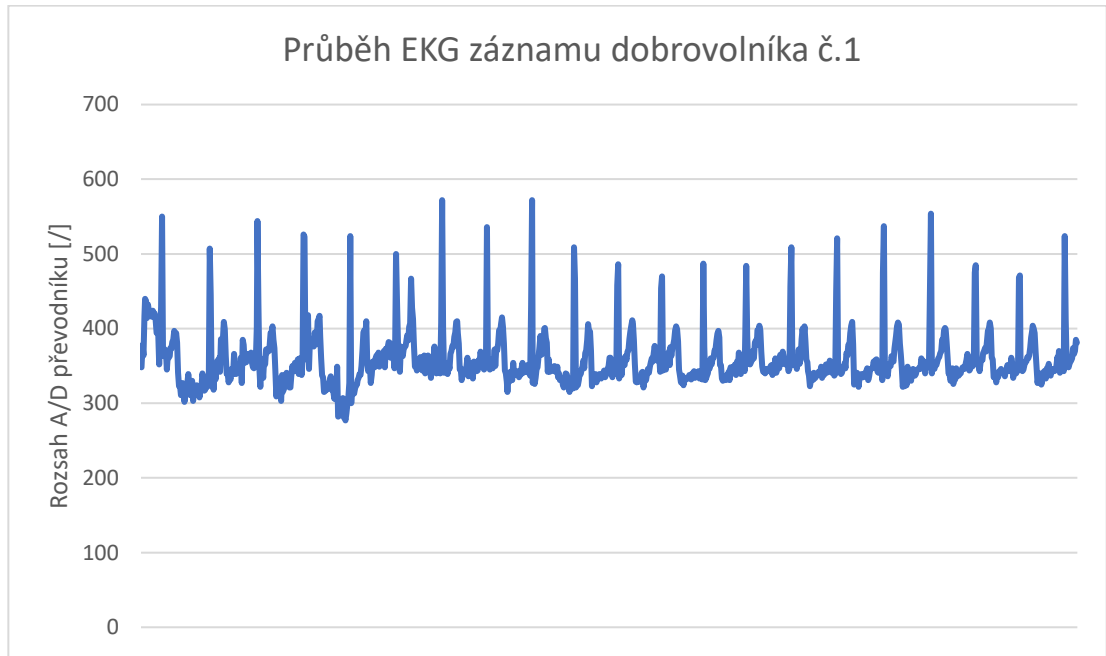
<i>HR</i>	Heart rate	(/)
<i>R</i>	Délka R-R intervalu	(s)

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - NAMĚŘENÉ HODNOTY	44
PŘÍLOHA B - ZDROJOVÝ KÓD	48

Příloha A - Naměřené hodnoty

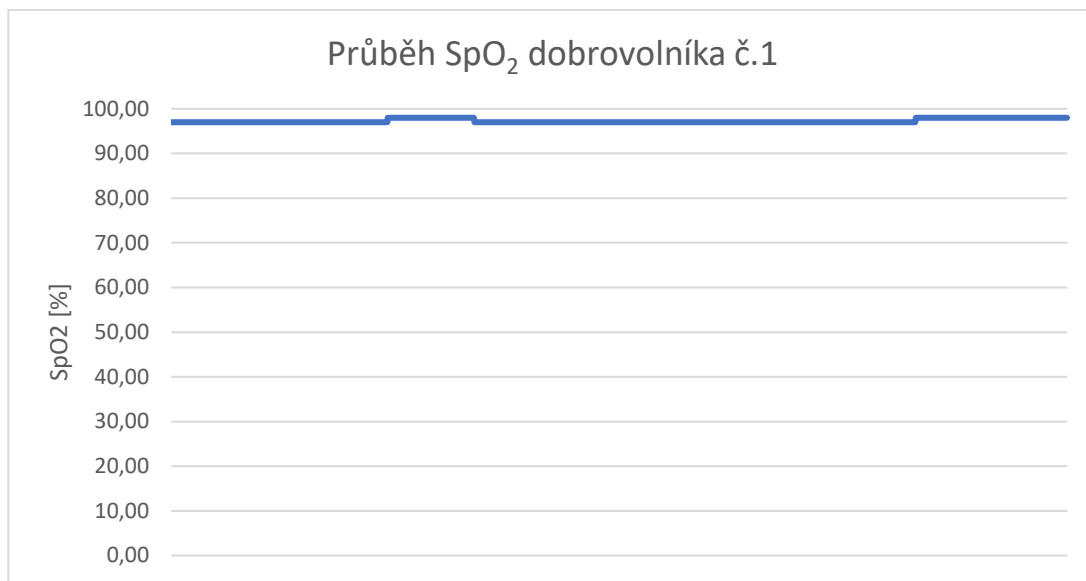
A.1 Vybrané naměřené průběhy



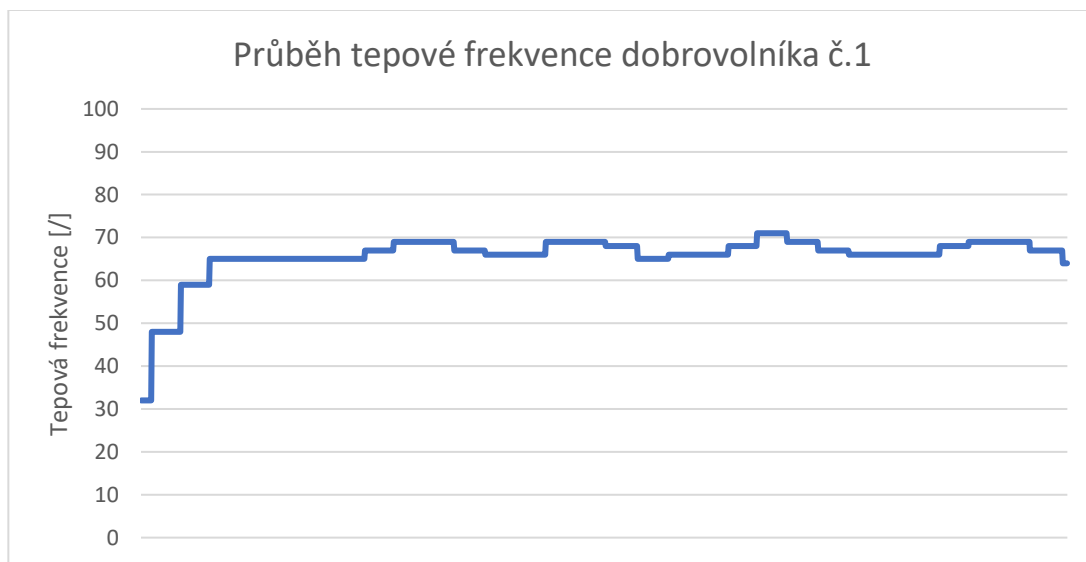
Obr. 20 Graf průběhu EKG záznamu dobrovolníka č.1



Obr. 21 Graf průběhu dechové křivky dobrovolníka č.1



Obr. 22 Graf průběhu SpO₂ dobrovolníka č.1



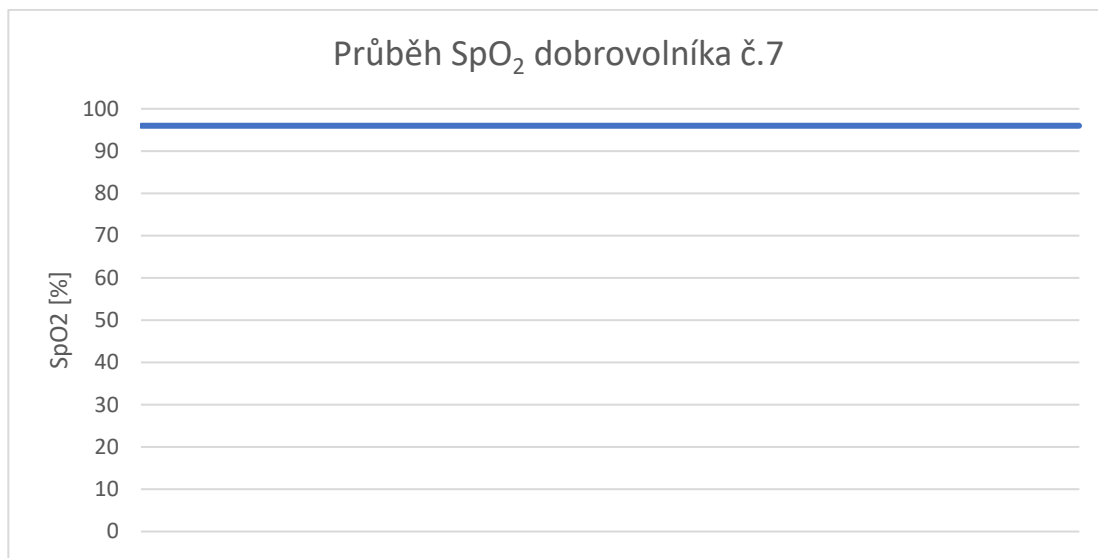
Obr. 23 Graf průběhu tepové frekvence dobrovolníka č.1



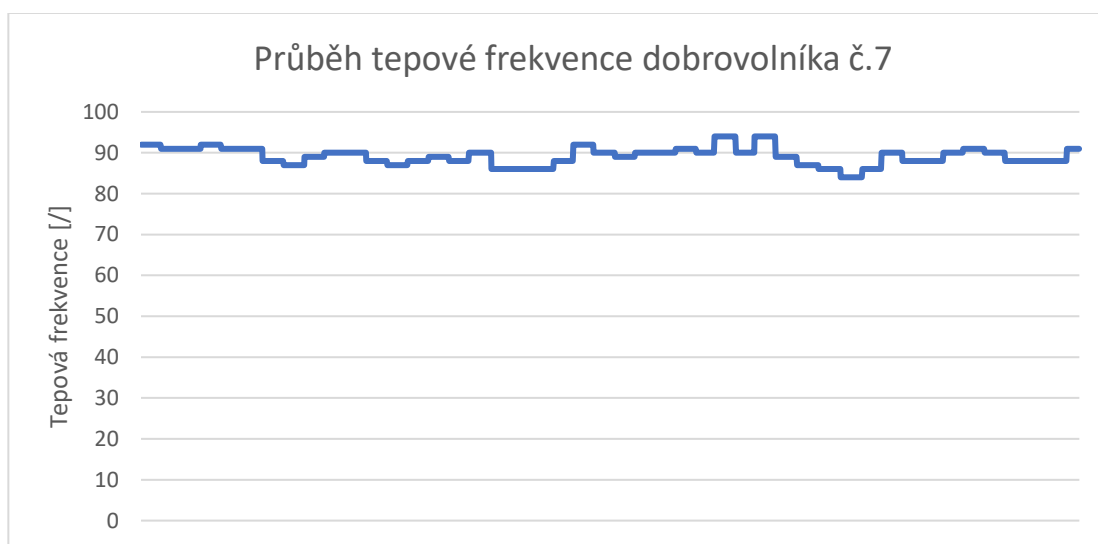
Obr. 24 Graf průběhu EKG záznamu dobrovolníka č.7



Obr. 25 Graf průběhu dechové křivky dobrovolníka č.7



Obr. 26 Graf průběhu SpO₂ dobrovolníka č.7



Obr. 27 Graf průběhu tepové frekvence dobrovolníka č.7

Příloha B - Zdrojový kód

```
// Načtení knihoven
#include <CircularBuffer.hpp>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include <SPI.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include "MAX30100_Registers.h"

// Definice konstant pro OLED displeje
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 32 32
#define SCREEN_ADDRESS 0x3C
#define OLED_RESET -1
#define OLED_MOSI 11
#define OLED_CLK 13
#define OLED_DC 5
#define OLED_CS 10
#define OLED_RST 6

// Definice konstant pro vykreslení dechové a ekg křivky
#define GRAPH_HEIGHT 32
#define GRAPH_WIDTH 128

// Definice časových konstant
#define CALIBRATION_NUM 5 // Počet podobných hodnot spo2 které musí
přijít za sebou aby se senzor zkalibroval
#define APNEA_TIMEOUT 15000 // Pokud po tento čas není detekován nádech
nastaví se dechová frekvence na 0
#define BEAT_TIMEOUT_MS 10000 // Pokud po tento čas není detekován pulz
nastaví se SpO2 na 0

// Definice proudu pro IR diodu oxymetru
#define IR_LED_CURRENT MAX30100_LED_CURR_11MA

// Definice analogových pinů pro připojené senzory
const int analogPin = A0; // Vstup z dechového senzoru
const int lm35_pin = A1; // Vstup z teplotního čidla LM35
const int ekg_pin = A2; // Vstup ekg signálu

// Flagy a časové značky pro řízení logiky zpracování a zobrazování dat
bool exceeded = false; // Příznak, že hodnota dechového senzoru
překročila hranici pro detekci nádechu
bool bufferFull = false; // Příznak, že buffer s dechovými intervaly je
plný a lze počítat dechovou frekvenci
bool calibrated = false; // Příznak, že byl SpO2 senzor zkalibrován
unsigned long lastUpdateTimeBreath = 0;
unsigned long lastBreathTime = 0;
unsigned long lastDisplayTime_breath_curve = 0;
unsigned long lastDisplayTime_param = 0;
unsigned long lastDisplayTime_ekg = 0;
unsigned long lastTempTime = 0;
unsigned long lastSendTime = 0;

// Proměnné pro měření, výpočty a grafické zobrazení signálů
int ekg_sig; // Hodnota signálu ekg
```

```

int sensorValue; // Hodnota signálu z dechového senzoru
int start_val; // Počáteční hodnota z dechového senzoru
int threshold; // Prahová hodnota pro detekci nádechu
int breathRate; // Dechová frekvence
int new_spo2_value; // Nová hodnota SpO2
int bpm; // Tepová frekvence
int previous_value = 0; // Původní hodnota SpO2
int y_pos_ekg = 3; // Počáteční souřadnice pro vykreslování EKG
int x_pos_ekg = 1; // Počáteční souřadnice pro vykreslování EKG
int y_pos_breath = 3; // Počáteční souřadnice pro vykreslování dechové
křivky
int x_pos_breath = 1; // Počáteční souřadnice pro vykreslování dechové
křivky
int reading_max_ekg = 500; // Maximální hodnota ekg signálu
int reading_min_ekg = 300; // Minimální hodnota ekg signálu

// Proměnné pro kalibraci SpO2 senzoru a detekci pulzu
float calibration_values[CALIBRATION_NUM] = {0}; // Pole pro uložení
hodnot SpO2 během kalibrace senzoru
int calibration_index = 0; // Index aktuální pozice v poli kalibračních
hodnot
unsigned long last_beat= 0; // Čas detekce posledního srdečního tepu

// Inicializace bufferu pro dechové intervaly, displejů a senzoru
MAX30100
::CircularBuffer<float, 5> breathIntervals;
Adafruit_SH1106G display1 = Adafruit_SH1106G(128, 64,OLED_MOSI,
OLED_CLK, OLED_DC, OLED_RST, OLED_CS);
Adafruit_SSD1306 display2(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT_32, &Wire,
OLED_RESET);
Adafruit_SSD1306 display3(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT_32, &Wire,
OLED_RESET);
PulseOximeter pox;

void onBeatDetected() {
    // Funkce volaná při detekci srdečního tepu - uloží čas posledního
tepu
    last_beat = millis();
}

void TCA9548A(uint8_t bus) {
    // Funkce pro přepínání mezi kanály I2C multiplexoru
    Wire.beginTransmission(0x70);
    Wire.write(1 << bus);
    Wire.endTransmission();
}

void setup() {
    // Funkce pro inicializaci sériové komunikace, I2C sběrnice, prahové
hodnoty pro detekci nádechu a inicializace senzoru MAX30100 a OLED
displejů
    Serial.begin(115200);
    Wire.begin();
    Wire.setClock(400000);
    analogReference(AR_DEFAULT);
    pinMode(7, INPUT);
    pinMode(8, INPUT);
    for (int i = 0; i < 50; i++) {
        start_val += analogRead(analogPin);
    }
}

```

```

}
start_val = start_val / 50;
threshold = start_val * 1.1;
Serial.print("threshold");
Serial.print(threshold);
TCA9548A(0);
delay(2000);
pox.begin();
pox.setIRLedCurrent(IR_LED_CURRENT);
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
TCA9548A(3);
display3.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);
display3.clearDisplay();
display3.setTextSize(1);
display3.setTextColor(SSD1306_WHITE);
TCA9548A(2);
display2.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);
display2.clearDisplay();
display2.setTextSize(1);
display2.setTextColor(SSD1306_WHITE);
TCA9548A(1);
display1.begin();
display1.clearDisplay();
display1.setTextSize(1);
display1.setTextColor(SH110X_WHITE);
}

void ekg() {
// Čtení ekg signálu a jeho zobrazení na OLED displeji
if (millis() - lastDisplayTime_ekg >= 15) {
lastDisplayTime_ekg = millis();
ekg_sig = analogRead(ekg_pin);
if ((digitalRead(7) == 1) || (digitalRead(8) == 1)) {
TCA9548A(3);
display3.clearDisplay();
display3.setCursor(0, 0);
display3.print(F("EKG odpojeno"));
display3.display();
} else {
y_pos_ekg = map(ekg_sig, reading_min_ekg, reading_max_ekg,
GRAPH_HEIGHT, 1);
static int prev_y_pos_ekg = y_pos_ekg;
TCA9548A(3);
display3.drawLine(x_pos_ekg, prev_y_pos_ekg, x_pos_ekg + 1,
y_pos_ekg, WHITE);
display3.display();
x_pos_ekg++;
prev_y_pos_ekg = y_pos_ekg;
if (x_pos_ekg >= GRAPH_WIDTH - 1) {
TCA9548A(3);
display3.clearDisplay();
x_pos_ekg = 0;
}
}
}
}

float teplota() {
// Měření tělesné teploty s průměrováním vzorků

```

```

analogReference(AR_INTERNAL);
static float lastTemperature = 0;
unsigned long currentTimeTemp = millis();
if (currentTimeTemp - lastTempTime >= 2000) {
    lastTempTime = currentTimeTemp;
    int numSamples = 50;
    float temptot = 0;
    for (int x = 0; x < numSamples; x++) {
        temptot += analogRead(lm35_pin);
    }
    int temp_adc_val = temptot / numSamples;
    float voltage = temp_adc_val * (1.5 / 1023.0);
    lastTemperature = (voltage*100.0)-4;
}
analogReference(AR_DEFAULT);
return lastTemperature;
}

void dechova_krivka() {
    // Vykreslení dechové křivky na OLED displej
    if (millis() - lastDisplayTime_breath_curve >= 50){
        lastDisplayTime_breath_curve = millis();
        sensorValue = analogRead(analogPin);
        y_pos_breath = map(sensorValue, start_val * 0.98, threshold * 1.1,
GRAPH_HEIGHT, 1);
        static int prev_y_pos_breath = y_pos_breath;
        TCA9548A(2);
        display2.drawLine(x_pos_breath, prev_y_pos_breath, x_pos_breath +
1, y_pos_breath, WHITE);
        display2.display();
        x_pos_breath++;
        prev_y_pos_breath = y_pos_breath;
        if (x_pos_breath >= GRAPH_WIDTH - 1) {
            TCA9548A(2);
            display2.clearDisplay();
            x_pos_breath = 0;
        }
    }
}

void loop() {
    // Hlavní část programu sloužící k čtení senzorů, zobrazení dat,
vypočet dechové frekvence
    Wire.setClock(400000);
    TCA9548A(0);
    pox.update();
    bpm = pox.getHeartRate();
    sensorValue = analogRead(analogPin);
    ekg();
    dechova_krivka();

    // Detekce nádechu
    if (millis() - lastUpdateTimeBreath >= 500) {
        lastUpdateTimeBreath = millis();
        if (sensorValue > threshold) {
            if (!exceeded) {
                exceeded = true;
                unsigned long now = millis();
                if (lastBreathTime > 0) {

```

```

        breathIntervals.push(now - lastBreathTime);
        if (breathIntervals.size() == 4) bufferFull = true;
    }
    lastBreathTime = now;
}
} else {
    exceeded = false;
}
}
// Vypisování dat
if (millis() - lastDisplayTime_param >= 1000) {
    lastDisplayTime_param = millis();
    TCA9548A(1);
    display1.clearDisplay();
    display1.setCursor(0, 0);
    display1.println(F("Teplota = "));
    display1.setCursor(60, 0);
    display1.println(teplota());
    display1.setCursor(0, 30);
    display1.println(F("SpO2:"));
    display1.setCursor(0, 45);
    display1.println(F("BPM:"));
    display1.setCursor(60, 45);
    display1.println(bpm);
    kalibrace_spo2();
    dechova_frekvence();
    display1.display();
}
odesli_data();
}

void dechova_frekvence() {
    // Funkce pro výpočet dechové frekvence
    if (bufferFull) {
        if (millis() - lastBreathTime > APNEA_TIMEOUT) {
            breathRate = 0; // Pokud uplynulo více než 15 sekund bez dechu,
nastaví se dechová frekvence na 0
            breathIntervals.clear();
            // bufferFull = false; // Nastavuje, zdali je nutná opětovná
kalibrace z 5 nádechů
        } else {
            unsigned long sum = 0;
            for (size_t i = 0; i < breathIntervals.size(); i++) {
                sum += breathIntervals[i];
            }
            float avgInterval = sum / breathIntervals.size() / 1000.0; //
Výpočet průměrného intervalu mezi nádechy
            breathRate = 60.0 / avgInterval; // Dopočet dechové frekvence
        }
        display1.setCursor(0, 15);
        display1.println(F("Dechova frekvence:"));
        display1.setCursor(110, 15);
        display1.println(breathRate);
    } else {
        display1.setCursor(0, 15);
        display1.println(F("Dechova frekvence:"));
        display1.setCursor(110, 15);
        display1.println(F("/"));
    }
}

```

```

}

void kalibrace_spo2() {
    // Kalibrace SpO2 senzoru a filtrování hodnot
    new_spo2_value = pox.getSpO2();
    if (!calibrated) {
        if (new_spo2_value > 80 && new_spo2_value <= 100) { // Pokud je
hodnota mezi 80-100 %SpO2 je uložena jako platná kalibrační hodnota
            calibration_values[calibration_index] = new_spo2_value;
            calibration_index++;
        }
        if (calibration_index >= CALIBRATION_NUM) { // Po nasbírání
dostatečného množství hodnot je vyhodnocena jejich stabilita
            int sum = 0, minH = 100, maxH = 0;
            int valid_values = 0;
            for (int i = 0; i < CALIBRATION_NUM; i++) { // Sčítání kalibračních
hodnot, hledání minima a maxima
                if (calibration_values[i] > 80 && calibration_values[i] <= 100)
                {
                    sum += calibration_values[i];
                    if (calibration_values[i] < minH) minH = calibration_values[i];
                    if (calibration_values[i] > maxH) maxH = calibration_values[i];
                    valid_values++;
                }
            }
            if (valid_values >= CALIBRATION_NUM / 2) { // Pokud je dostatek
platných hodnot, spočítá se průměr
                int prumer = sum / valid_values;
                if (maxH - minH < 5) { // Pokud je rozptyl hodnot malý, je
kalibrace dokončena
                    calibrated = true;
                    previous_value = prumer;
                } else { // Jinak začíná kalibrace znovu
                    calibration_index = 0;
                }
            } else { // Při nedostatku platných hodnot začne kalibrace znovu
                calibration_index = 0;
            }
        }
        display1.setCursor(60, 30);
        display1.println(F("kalibrace"));
    } else {
        // Detekce neplatných hodnot
        if (new_spo2_value > 100) { // Ošetření před vypisováním hodnot SpO2
větších než 100 %
            new_spo2_value = previous_value;
        }
        if (abs(new_spo2_value - previous_value) > 10 || new_spo2_value ==
0) {
            display1.setCursor(60, 30);
            display1.println(previous_value); // Pokud je nová hodnota značně
odlišná od původní, zobrazíme původní hodnotu
        } else {
            previous_value = new_spo2_value;
            display1.setCursor(60, 30);
            display1.println(new_spo2_value); // Jinak je zobrazena nová
hodnota
        }
        if ((millis() - last_beat > BEAT_TIMEOUT_MS)) {

```

```

        display1.fillRect(60, 30, 20, 10, BLACK);
        display1.setCursor(60, 30);
        display1.println(0); // Pokud po více než 10 vteřin není detekován
pulz, je hodnota SpO2 nastavena na 0
    }
}

void odesli_data() {
    // Odesílání dat přes sériovou linku
    // Pokud je SpO2 senzor zkalibrován a je dostupná dechová frekvence
začne odesílání dat
    if (bufferFull && calibrated && millis() - lastSendTime >= 15) {
        lastSendTime = millis();
        Serial.print(ekg_sig);
        Serial.print(",");
        Serial.print(sensorValue);
        Serial.print(",");
        Serial.print(teplota());
        Serial.print(",");
        if ((millis() - last_beat > BEAT_TIMEOUT_MS)) {
            Serial.print(0);
            Serial.print(",");
        } else {
            if (abs(new_spo2_value - previous_value) > 10 || new_spo2_value
== 0) {
                Serial.print(previous_value);
                Serial.print(",");
            } else {
                previous_value = new_spo2_value;
                Serial.print(new_spo2_value);
                Serial.print(",");
            }
        }
        Serial.print(bpm);
        Serial.print(",");
        Serial.println(breathRate);
    }
}

```