



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

EKG simulátor

ECG simulator

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Radek Mikuš

Kladno 2021



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Mikuš** Jméno: **Radek** Osobní číslo: **483415**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

EKG simulátor

Název bakalářské práce anglicky:

ECG simulator

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte bezdrátově ovládaný EKG simulátor pro podporu výuky zdravotnických pracovníků. Zařízení musí umožnit generaci signálu podobnou QRS komplexu a nastavit min. 3 hodnoty tepové frekvence. Pro simulace je dostatečný jeden svod. Zařízení otestujte s monitorem životních funkcí, používaným na porodním sále pro sledování tepové frekvence novorozenců.

Seznam doporučené literatury:

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Tricia L. Gomella, Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases and drugs, ed. Sixth Edition, McGraw Hill Professional, 2009, ISBN 78-0-07-154431-3
- [3] Silbernagl, S., Despopoulos, A., Atlas fyziologie člověka, ed. 6, Grada Publishing, 2004, 448 s., ISBN 978-80-247-0630-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**


.....
doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry


.....
prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem EKG simulátor vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské 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, dne 13.05.2021

.....

Radek Mikuš

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování této práce.

ABSTRAKT

EKG simulátor:

Tato práce se zabývá návrhem a realizací EKG simulátoru. Prakticky je simulátor realizován pomocí vývojové desky Arduino UNO pracující s procesorem ATmega328. Simulátor generuje signál obdélníkového průběhu, který fyziologicky odpovídá QRS komplexu a umožňuje bezdrátově nastavit 3 hodnoty tepové frekvence. Využití nachází při úkonech spojených s výukou zdravotnických pracovníků. Zejména při nácviku modelových situací.

Klíčová slova

Simulátor, Arduino, generátor signálu, bezdrátové ovládání, simulace tepové frekvence

ABSTRACT

ECG simulator:

This work deals with the design and the realization of ECG simulator. The simulator is practically implemented using the Arduino UNO development board based on the Atmel ATmega328 microcontroller. The simulator generates a rectangular waveform signal that physiologically corresponds to the QRS complex and allows wireless setting of 3 heart rate values. It can be used in tasks related to the education of medical staff.

Keywords

Simulator, Arduino, signal generator, wireless control, heart rate simulation

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	8
1 Úvod	9
2 Přehled současného stavu.....	11
2.1 Simulace a nácvik vyšetřovacích a terapeutických metod.....	13
2.2 Elektrokardiografie.....	14
2.2.1 EKG křivka a srdeční tep	15
2.3 EKG simulátory.....	16
2.4 Stav na Gynekologicko-porodnické klinice	18
3 Cíle práce.....	20
4 Metody	21
4.1 Napěťový generátor.....	22
4.2 Úprava signálu.....	24
4.3 Metody připojení a otestování simulátoru.....	25
4.4 Test zapojení	27
4.5 Bezdrátové ovládaní.....	28
4.6 Tvorba mobilní aplikace.....	29
4.7 Arduino IDE.....	31
5 Výsledky.....	35
5.1 Praktická realizace EKG simulátoru	35
5.2 Ověření funkce - Monitor Dräger.....	38
5.3 Ověření funkce - Monitor Mindray	39
6 Diskuse	40
7 Závěr	42
Seznam použité literatury	43
Seznam obrázků.....	46
Příloha A: Obsah příloženého ZIP archivu.....	47

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
R	Ω	Elektrický odpor
U	V	Elektrické napětí
f	Hz	Frekvence signálu

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
OZ	Operační zesilovač
KO	Klopný obvod
AKO	Astabilní klopný obvod
EKG	Elektrokardiogram
BTK	Bezpečnostně technická kontrola
ICSP	Schopnost programování logických obvodů bez nutnosti vyjmutí
C++	Multiparadigmatický programovací jazyk
PWM	Pulzně šířková modulace
I/O	Označení pro vstup a výstup
IDE	Integrované vývojové prostředí
SpO2	Saturace arteriální krve kyslíkem
NIBP	Neinvazivní krevní tlak
IBP	Invazivní krevní tlak
EMG	Elektromyografie
A/D	Analogově digitální
BPM	Počet úderů srdce za minutu
CSE	Common Standards for Quantitative Electrocardiography
HR	Heart rate
ICSP	In-Circuit Serial Programming
THT	Through-hole technology
ISM	Industrial, scientific and medical
FHSS	Frequency Hopping Spread Spectrum
UART	Universal asynchronous receiver-transmitter
IEC	International Electrotechnical Commission

1 Úvod

Lékařské simulátory spolu s dalšími metodami simulace umožňují nácvik základních vyšetřovacích a terapeutických technik a také podporu při stresových nebo nestandardních situacích, a to jak v rámci jednotlivých lékařských oborů, tak při práci multidisciplinárního týmu. Příklad jednoho z nejzákladnějších a nejvyužívanějších simulátorů je mechanická figurína, která se využívá pro nacvičování správného postupu při kardiopulmonální resuscitaci. Z opačného spektra složitosti lékařských simulátorů jsou to celotělové patientské simulátory, které věrohodností simulovaných parametrů připomínají lidského pacienta. Existují různé varianty provedení. Od novorozeneckých simulátorů až po figuríny simulující stav staršího pacienta. Simulátory automaticky reagují na softwarově simulované podání léčiv, nejrůznějších infúzí, u vyšších modelů simulátorů je také implementována reakce na nastavení propojených lékařských přístrojů – např. na nastavené parametry anesteziologického přístroje. Cílem těchto metod je procvičení postupů a získání praktických dovedností, tak aby bylo co nejvíce sníženo riziko pro reálného pacienta.

Z pohledu biomedicínské techniky je jednou z jeho hlavních praktických uplatnění správa a údržba zdravotnické techniky. V praxi jsou to BTK (bezpečnostně technické kontroly), které se provádí s určitou pravidelností danou výrobcem příslušného zdravotnického prostředku, aby se předešlo závadě na zařízení. Pokud už k závadě dojde, je nutné přístroj ověřit a zjistit, o jakou závadu se jedná. K těmto účelům je využíváno simulátorů a testerů. Jsou to například simulátory životních funkcí pro ověření monitorů životních funkcí, analyzátoři koncentrací kyslíku oxygenátorů nebo testery defibrilátorů.

Specifickým simulátorem je EKG simulátor. Jedná se o zařízení generující signál podobných vlastností jako elektrický signál, který vzniká v důsledku činnosti srdce. Tyto simulátory hrají zásadní roli při vývoji, testování a kalibraci zařízení zdravotnických přístrojů s měřením EKG. Využití také nacházejí při výuce zdravotnických pracovníků. Na trhu existuje řada výrobků umožňujících generovat EKG signál. Tyto simulátory mají množství volitelných funkcí, ale jejich nevýhodou je vysoká cena. Pro řadu aplikací jsou tyto simulátory zbytečně složité.

Gynekologicko-porodnické klinika Všeobecné fakultní nemocnice v Praze se zabývá výukou zdravotnických pracovníků, například v rámci simulací postupů stabilizace novorozence po porodu. Během této výuky jsou měněny určité parametry simulace. V současné době ale není možné simulovat a měnit hodnoty tepové frekvence novorozence, což je jeden z rozhodujících faktorů, od kterého se odvíjí další terapeutický postup. Nyní je změna tepové frekvence zaučujícím oznámena pouze slovně. Ve stejné situaci mohou být i další pracoviště zabývající se touto výukou. Zejména pak pracoviště v rozvojových zemích, pro které je pořízení na trhu komerčně dostupných

EKG simulátorů komplikované nebo takřka nemožné. Cílem této práce je tedy navrhnout a realizovat cenově a technologicky dostupný, bezdrátově ovladatelný EKG simulátor umožňující měnit tepovou frekvenci novorozence, který celý proces výuky urychlí a zefektivní.

2 Přehled současného stavu

Simulace je popsána jako získávání nových znalostí o systému experimentováním s jeho modelem [1]. V případě lékařských simulátorů a testerů je možné různé dělení, jedno z nich je podle věrohodnosti daného modelu. V závislosti na využití daného simulátoru se pak odvíjí požadavek na věrohodnost simulovaného parametru.

U simulátorů určených pro výukové účely je v dnešní době, čím dal častěji využíváno lékařských trenažerů s robotizovanou figurínou. Jedná se o simulátory, které se věrohodností blíží reálnému pacientovi. Jejich jádrem je model propojených fyziologických systémů organismu. Figurína spontánně dýchání s příslušným pohybem hrudníku, má hmatný pulz, umožňuje poslechové vyšetření, měření pulsu, krevního tlaku nebo EKG. Moderní porodní simulátory dovolují napodobit pohyby plodu porodními cestami, simulaci patologických stavů včetně krvácení. Systém propojených fyziologických systémů umožňuje také softwarově simulované podání léků nebo připojení k lékařskému přístroji. Společné je pro tyto simulátory možnost zadání určitých vstupních parametrů přes softwarovou část simulátoru. Celý trenažér je řízen pomocí scénáře, který podle zadaných vstupních informací (anamnéza, požadavky na vyšetření) následně ovládá parametry figurínu. Na zvolenou modelovou situaci reagují studenti a svými úkony mohou zpětně měnit nastavené parametry simulace například podáním léčiva [2,3]. Průběh samotné simulace související s výukou zdravotnického personálu bude probrána v kapitole 2.1.

Jednou ze společností fungující i na českém trhu je firma CAE HealthCare, která se specializuje na výukové nástroje pro přípravu lékařského personálu. Nabízí celotělové patientský simulátory v dospělém i dětském provedení využívající softwarovou platformou MÜSE.

Z pohledu biomedicínské techniky jsou velmi důležité simulátory, které jsou multifunkční, kompaktní a umožňují simulovat určitou veličinu odpovídající měřitelnému biologickému signálu. Princip těchto simulátorů vychází z metodiky měření a vlastností daného signálu. Ve zdravotnictví jsou takové simulátory využívány pro kontrolu a kalibraci zdravotnické techniky. Zejména se jedná o monitory vitálních funkcí. Základní parametry sledované monitorem vitálních funkcí jsou srdeční tep, IBP (invazivní krevní tlak) a NIBP (neinvazivní krevní tlak), EKG (elektrokardiogram), SpO₂ (saturace krve kyslíkem), RR (dechová frekvence) a tělesná teplota. Při výběru simulátoru je nutné myslet na technické požadavky dané výrobcem zdravotnické techniky. V určitých případech může být výrobcem určen pouze jeden druh simulátoru nebo testeru použitelný pro kontrolu daného zařízení.

Na trhu existuje řada různě složitých simulátorů. Hlavním účelem je simulování fyziologický i patologických stavů pacienta k ověření funkcionality zdravotnické techniky. Jedním ze simulátorů dostupných na českém trhu je simulátor ProSim8 (Obrázek 2.1). Tento simulátor je určen pro ověření správné funkce monitorů životních funkcí. Umožňuje simulaci 12-ti svodového EKG (včetně fetálních EKG a arytmií), neinvazivního tlaku krve, invazivního krevního tlaku, dýchání, teploty, CO (cardiac output - minutový srdeční výdej) a také umožňuje simulovat signál SpO₂ pro různé technologie pulzních oxymetrů, neboť senzory těchto monitorů vyhodnocují saturaci krve kyslíkem pomocí různých vlnových délek optických zdrojů. V praxi biomedicínské techniky jsou tyto patientské simulátory využity při bezpečnostně technických kontrolách lékařské techniky [4].



Obrázek 2.1 Patientský simulátor ProSim8 [4]

2.1 Simulace a nácvik vyšetřovacích a terapeutických metod

Lékařská simulace je obor, který se v poledních letech velice dynamicky rozvíjí. V České republice je stále více institucí využívající simulační metody. Patří sem například Fakulta biomedicínského inženýrství na Českém vysokém učení technickém v Praze, 1. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy nebo Zdravotnická záchranná služba kraje Vysočina. Z institucí, které se věnují komplexním simulačním postupům, je to Simulační centrum KARIM 1. LF UK a ÚVN Praha.

Simulace umožňují studentům a lékařskému personálu procvičit terapeutické a diagnostické postupy bez ohrožení pacienta. Tím je také zkrácena doba potřebná k osvojení praktických dovedností. Je využíváno různých simulačních technik. Počínaje základním praktickým tréninkem, přes patientské simulátory, hybridní simulace, standardizovaného pacienta po nácvik pracovních postupů ve virtuální realitě.[3] Velmi efektivní se simulace stává při nácviku urgentních stavů, kdy správná kooperace členů záchranného týmu rozhoduje o přežití pacienta. Důležité je, že chyby jsou během těchto nácviků vratné a zaučovaný člověk není pod takovým stresem, jako při výuce v klinické praxi.[2]

Simulace jakožto učební pomůcka je efektivní jednak díky simulátorům a trenažerům a také použitím určitých postupů při simulaci a nácviku. Tyto postupy je možné shrnout do následujících třech kroků částečně převzatých z angličtiny: briefing, vlastní simulace a debriefing.

První fází simulace je briefing, tedy instruktáž, kdy jsou probandi seznámeni s typem simulace, obsluhou simulátoru a případnými omezeními simulátoru. Tým probandů má základní údaje o pacientovi a příslušných vyšetřeních. První fáze slouží k základní diskusi týmu a rozdělení rolí, které povedou k zefektivnění celé simulace [5].

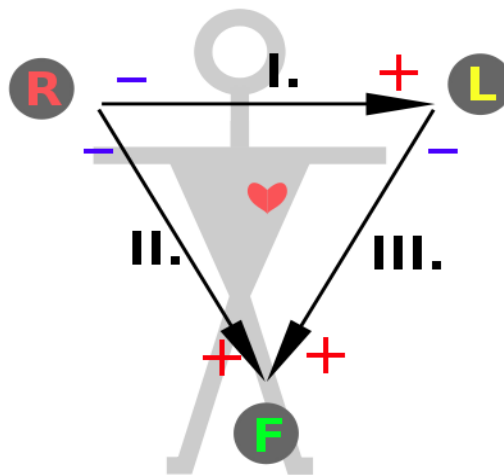
Během vlastní simulace jsou aplikovány dané scénáře, na které cvičený team reaguje. Team může provádět různá vyšetření nebo podávat léčiva. Člověk řídící simulaci je v kontrolní místnosti a může dálkově měnit parametry simulace, jako například tepovou frekvenci a další životní funkce. Celý proces je monitorován programem, nebo, což je efektivnější, instruktorem a následně je vyhodnocován [3].

Debriefing tedy následné vyhodnocení je nejdůležitější nástroj výuky a celého simulovaného nácviku. Probandi spolu s vedoucím simulace analyzují jednotlivé kroky týmu, velmi často s využitím audiovizuálního záznamu. Jsou vyhodnoceny nedostatky v aplikovaných postupech nebo naopak zvládnuté dovednosti, které byly při simulaci uplatněny. Celý proces by měl být následně veden jako diskuse s cílem učinit jasné závěry o proběhlé simulaci, s kterých se účastníci simulace mohou poučit [3].

2.2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je základní, neinvazivní vyšetřovací metoda v kardiologii. Princip metody spočívá v měření a zobrazení časové závislosti rozdílu elektrických potenciálů. Činností specializovaných srdečních buněk (pacemakerové buňky) a převodního srdečního systému dochází k šíření elektrického vzruchu srdcem. Průchodem elektrického impulsu srdcem vznikají změny potenciálů, které lze měřit povrchovými elektrodami. EKG je využíváno k sledování životních funkcí pacientů, kde ve snímaném signálu detekuje život ohrožující abnormality. Dále je používána tzv. Holterovská monitorace, typicky po dobu 24 hodin, pro vyšetřování poruch srdečního rytmu [6,7,8].

V současné době je k snímání biosignálů z povrchu těla zaveden standardní dvanácti svodový systém. Základ tvoří 3 bipolární končetinové svody měřící rozdíl potenciálů vždy mezi dvěma elektrodami, jejichž polarita je předem daná. Tyto tři elektrody označované jako R, L a F (dle systému IEC) tvoří dohromady tzv. Einthovenův trojúhelník zobrazený na obrázku 2.2. Zbylé svody jsou unipolární. Goldbergovy zesílené svody jsou tři a vznikají vždy tak, že svod z jedné končetiny je snímán proti zbývajícím dvou svodům, které jsou spojeny. U šesti unipolárních hrudních svodů, je rozdíl potenciálů snímán vždy mezi danou hrudní elektrodou a tzv. Wilsonovou svorkou, která vznikne spojením všech tří končetinových svodů a má nulové napětí. Umístění svodů je voleno tak, aby vzniklo 12 různých pohledů na průběh depolarizace srdce. Standardní dvanácti svodový systém je pro řadu aplikací komplikovaný, a proto je počet svodů možné redukovat v závislosti na typu pacienta (např. novorozenec 1 svod). [4,7,9].

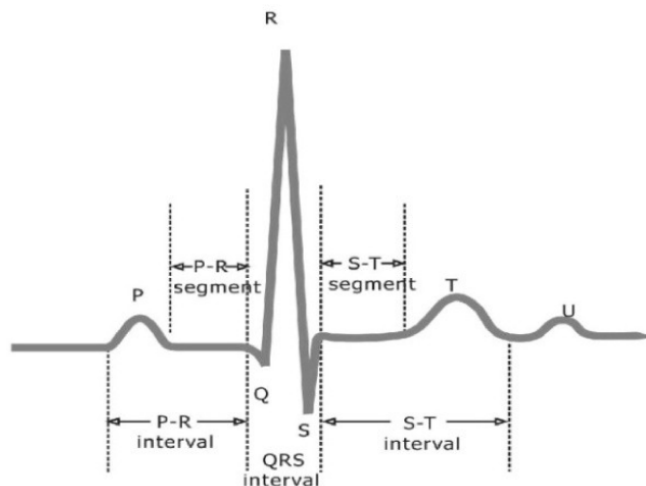


Obrázek 2.2: Einthovenův trojúhelník [34]

Pokud vlna depolarizace míří směrem k záznamové, kladné elektrodě (připojené ke kladnému vstupu zesilovače biologických signálů), bude mít EKG křivka kladnou amplitudu. EKG signál je analogový v rozsahu milivolt a obsahuje nízké frekvence (0,05 – 150 Hz). Naměřený signál je vzorkován frekvencí 500 Hz a převeden ve 12bit A/D převodníku. Další krok zahrnuje úpravu digitálním filtrem, kde je signál zbaven biologických artefaktů (interferující EMG signály), průměrování a automatické měření amplitud a dob trvání jednotlivých částí EKG křivky [10].

2.2.1 EKG křivka a srdeční tep

EKG křivka neboli grafická reprezentace elektrické aktivity srdce má svůj charakteristický průběh. Vyznačuje se vlnami a intervaly, které jsou zobrazeny na obrázku 2.3. P vlna odpovídá depolarizaci síní. Během P-R intervalu je převáděn vzruch ze síní na komory. QRS komplex odpovídá depolarizaci komor a T vlna reprezentuje repolarizaci komor [11].



Obrázek 2.3: EKG křivka [11]

Tento průběh se v závislosti na srdeční činnosti různě rychle s pravidelností opakuje. Jak bylo zmíněno výše, EKG je možné snímat monitorem životních funkcí. Ten je na základě algoritmu schopný detekovat QRS komplex, což je základ pro stanovení délek RR intervalů, které slouží pro odvození tepové frekvence.

Pro rozměření EKG signálu a následnou detekci QRS komplexu existuje řada algoritmů. Jejich princip lze shrnout následovně. První fází je filtrace signálu, která má za úkol odstranit nechtěné složky signálu. Jedná se hlavně o odstranění síťového brumu 50 Hz, myopotenciálů, driftu izolinie způsobené elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda – kůže, ale také potlačení vln T a P, které v tomto případě nesou nepodstatné informace. Převážná část energie QRS komplexu je v pásmu 5 až 16 Hz, a proto je použit filtr typu pásmová propust. Dalším krokem je zvýraznění složek QRS komplexu. Děje se tak například na základě derivace signálu s následným umocněním. Poslední částí je určení R vlny v předzpracovaném signálu, tedy lokálního maxima. Toho je docíleno hledáním hodnot jen nad nastavenou prahovou hodnotou [12,13].

Monitor vitálních funkcí umožňuje díky tomuto popsanému systému mapovat průměrnou či okamžitou tepovou frekvenci. Jednotkou tepové frekvence je počet tepů za minutu. Na monitoru životních funkcí bývá tato hodnota také označena jako HR z anglického heart rate s jednotkou beats per minute (bpm).

2.3 EKG simulátory

Specifickým typem patientských simulátorů jsou EKG simulátory. Jedná se o zařízení, která generují signál podobných vlastností jako elektrický signál, který vzniká v důsledku činnosti srdce. Z technického hlediska jde o napěťové generátory s možností nastavení parametrů generované křivky. To je zejména frekvence generovaného signálu, doba trvání impulsu nebo tvar křivky. Nastavení prvku, kterým je signál generován, je tedy rozhodující pro určení simulované fyziologické hodnoty související s činností srdce – např. tepové frekvence.

EKG simulátory hrají zásadní roli při vývoji, testování a kalibraci zařízení zdravotnických přístrojů s měřením EKG. Možnost simulovat činnost srdce je také využito při výuce zdravotnických pracovníků. Reálně měřený EKG signál je zpracováván a dále vyhodnocován pomocí softwaru. Proto je častým využitím komerčně prodávaných EKG simulátoru také testování měřících algoritmů (např. detekce arytmií). Bezpečnostní předpisy zakazují používat EKG signál, měřený přímo na lidech k testování a vývoji EKG vybavení, a tak je nutné využívat simulátory [14].

EKG Simulátor bývá připojen ke svodům monitorů životních funkcí nebo EKG zařízení a umožňuje volbu řady funkcí. Například počet simulovaných svodů, různé typy srdečních rytmů nebo simulace onemocnění srdce. Pokud je zjištěna vada, může být přístroj opraven nebo překalibrován dle potřeby [15].

Na trhu je dostupná řada různě složitých EKG simulátorů. V tabulce 2.1 uvádím přehled a vlastnosti sedmi vybraných zařízení komerčně dostupných na trhu umožňujících simulovat EKG signál. Porovnávanými parametry jsou počet simulovaných svodů, možnosti volby srdeční frekvence a typy simulovaných srdečních rytmů.



Obrázek 2.4: EKG simulátor Life/form® [23]



Obrázek 2.5: EKG simulátor SIM-02 [19]

Tabulka 2.1: Přehled EKG simulátorů

Název EKG simulátoru	Počet simulovaných svodů	Nastavení tepové frekvence	Počet simulovaných srdečních rytmtů
Life/form®	3 nebo 4 svody	Přednastavené dle volby srdečního rytmu. Celkem 17 možností	Dospělé i pediatrické rytmy Celkem 17 rytmtů
SECULIFE PS100	Až 12 svodů	4 přednastavené TF (30, 60, 120 a 240 BPM)	4 typy srdečních rytmu a 6 testovacích signálů
FMS-3	Až 5 svodů	13 přednastavených TF	Plodové a mateřské srdeční rytmy Celkem 24 rytmtů
SIM-02	Až 12 svodů	7 přednastavených TF (30, 60, 90, 120, 150, 180 a 210 bpm)	17 typů srdečních rytmtů a 3 testovací signály
HeartSim® 200	4 svody	Přednastavené dle volby srdečního rytmu. Celkem 30 možností	Dospělé i pediatrické rytmy Celkem 24 rytmtů
TechPatient CARDIO V4	Až 12 svodů	Změna v krocích 20 až 300 BPM	1 sinusový rytmus a 4 testovací signály
Premie Hal S2209	3 svody	Změna TF v krocích	Knihovna EKG rytmtů s nastavitelnou TF

Zdroj: viz Seznam použité literatury odkaz 16 - 22 dle pořadí v tabulce.

Konstrukční provedení je u většiny výše popsaných zařízení stejné. Příkladem pak může být simulátor SIM-02 uvedený na obrázku 2.5. Přístroje mají označené vývody pro připojení EKG svorek. Volbu simulovaného srdečního rytmu, počet svodů a hodnotu srdeční frekvence uživatel nastavuje přes membránovou klávesnici a LCD displej. Napájení je realizováno 9 V baterii. Hlavním řídicím prvkem je mikrokontroler. Cena těchto přenosných simulátorů, které jsou převážně určeny pro BTK, začíná na 10 000 Kč.

Další možností simulace EKG je využití celotělových patientských simulátorů. Levnější varianty těchto systémů využívají simulátory typu Life/form® (viz Obrázek 2.4), který je připojen k figuríně. Multifunkční figuríny typu Premie Hal S2209 s množstvím dalších simulovaných parametrů pak bývají ovladatelné bezdrátově přes PC nebo tablet. Technologická náročnost těchto simulátorů se také odráží v pořizovací ceně, která se pohybuje ve stovkách tisíc korun.

Shrnu-li komerčně dostupné EKG simulátory, jedná se ve většině případů o zařízení určené pro kontrolu zdravotnických prostředků s pevně danými simulovanými tepovými frekvencemi, možností simulovat minimálně 3 svody a volbou řady dalších kontrolních signálů. Bezdrátové ovládání simulovaných parametrů je implementováno pouze u celotělových patientských simulátorů, které ale mají množství dalších funkcí odrážejících se v pořizovací ceně.

Jak už bylo zmíněno v kapitole výše, simulátory je možné dělit podle věrohodnosti simulovaných parametrů. To platí i pro simulátory EKG. Popsané EKG simulátory využívají přesný průběh EKG křivky, ale v některých případech, je potřeba ověřit pouze základní funkci zařízení. EKG simulátor má pak za úkol generovat testovací signál, u kterého tvar křivky nehraje roli. Tímto se sníží celkově složitost celého zařízení a hlavně cena. Pro řadu úkonů souvisejících s testováním EKG vybavení nebo výukou zdravotnických pracovníků stačí pouze jednoduché zařízení generující signál s nastavitelnou periodou a dobou trvání impulsu odpovídající fyziologii. Takový signál může být přiveden na monitor vitálních funkcí, který z něj na základě detekčního algoritmu určí tepovou frekvenci.

2.4 Stav na Gynekologicko-porodnické klinice

Gynekologicko-porodnická klinika Všeobecné fakultní nemocnice v Praze se zabývá simulací a nácvikem stabilizace novorozenců po porodu. Během reálné stabilizace a případné resuscitace novorozence je hlavním úkolem podpořit základní životní funkce a přizpůsobit organismus novorozence na podmínky mimoděložního prostředí. Potřeba stabilizace a resuscitace je nutná u novorozenců s nízkou porodní hmotností a u dětí s vrozenými vývojovými vadami. Cílem výuky je pak implementovat do klinické praxe účinnější praktiky léčby těchto novorozenců. [24, 25]

Během simulace stabilizace stavů novorozence po porodu jsou sledovány určité parametry určující stav novorozence. Jde o jak subjektivně vyhodnotitelné znaky, jako barva kůže dítěte vypovídající o oxygenaci, tak i přímo měřitelné biologické signály, jako je EKG a SpO₂.

Z pohledu této práce je důležité určení tepové frekvence. Ta byla dříve stanovována na základě signálu z pulzního oxymetru (SpO₂). Tato metoda je nevyhovující, protože načtení potřebného signálu pro určení tepové frekvence není okamžité, což v prvních minutách života novorozence může být rozhodující pro přežití. Dnes je upřednostňováno použití monitorace kontinuálním EKG.

Pokud má novorozenec tepovou frekvenci vyšší než 100 tepů za minutu a nemá další výrazné zdravotní komplikace, je považován za zdravého. Srdeční frekvence vyšší než 160 tepů za minutu je označena za tachykardii. Pokud je tepová frekvence nižší než 100 tepů za minutu jedná se o bradykardii a je zahájena umělá plicní ventilace s přetlakem na konci výdechu (PPV - positive pressure ventilation). Je využíváno AMBU vaku nebo

resuscitátoru typu Neopuff, který na rozdíl od vaku umožňuje ustanovit pozitivní tlak na konci expíria (PEEP). Dle doby trvání stavu bradykardie je stanovován další terapeutický postup. Může být zahájena srdeční masáž nebo podány léky [24, 25]. Na obrázku 2.6 je zobrazen simulovaný nácvik stabilizace novorozence na celotělovém simulátoru.

V současné době je praxe na Gynekologicko-porodnické klinice taková, že během nácviku modelových situací musí vedoucí simulace pouze slovně nahlásit změnu tepové frekvence novorozence, na kterou tým účastníků simulace reaguje výše popsánymi postupy. Možnost bezdrátově řídit a zobrazit hodnotu tepové frekvence na monitoru vitálních funkcí by pak měla celý tento proces urychlit a zefektivnit.



Obrázek 2.6: Celotělový simulátor novorozence - Premie Hal S2209 [33]

3 Cíle práce

Z výše uvedeného vyplývá, že pro potřeby výuky zdravotnických pracovníků v rámci simulací postupů stabilizace novorozence po porodu na Gynekologicko-porodnické klinice, není na trhu vyhovující EKG simulátor. Možnost bezdrátově řídit a zobrazit hodnotu tepové frekvence na monitoru vitálních funkcí by měla celý tento proces urychlit a zefektivnit.

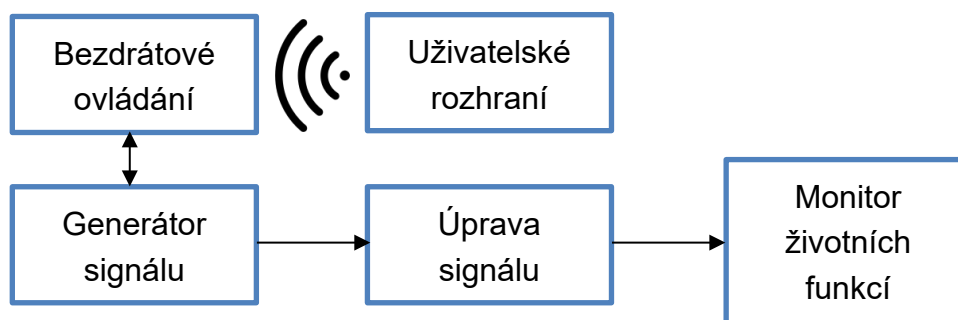
Cílem bakalářské práce je tedy navrhnout a realizovat bezdrátově ovladatelný EKG simulátor pro podporu výuky zdravotnických pracovníků. Zařízení bude připojitelné k monitoru životních funkcí. Důležité tedy je, že monitor životních funkcí bude číst změny tepové frekvence na základě signálu generovaného simulátorem. Simulátor bude ovládán přes uživatelské rozhraní z externího zařízení. EKG křivka bude nahrazena signálem podobných parametrů jako QRS komplex, který je pro určení tepové frekvence rozhodující.

Dále musí EKG simulátor splňovat následující požadavky:

- Přenositelnost,
- Uživatelská přívětivost,
- Dostupnost,
- Možnost nastavení alespoň 3 tepových frekvencí

4 Metody

Následující kapitola se zabývá návrhem a následnou realizací EKG simulátoru. První část je věnována teoretickému návrhu, kterému jsou následně přiřazeny konkrétní praktické řešení. Poslední část kapitoly řeší možnost připojení simulátoru k dalším zařízením. Z požadavků uvedených výše vyplývá i následující navrhovaná struktura simulátoru zobrazená na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Blokové schéma EKG simulátoru

Idea byla taková, že generátor vytvoří napěťové impulsy, jejichž parametry se následně upraví. Generovaný signál bude dále přiveden na monitor životních funkcí, který z něj určí tepovou frekvenci. Napěťový generátor bude ovládán bezdrátově a přes uživatelské rozhraní externího zařízení bude možné zvolit tepovou frekvenci.

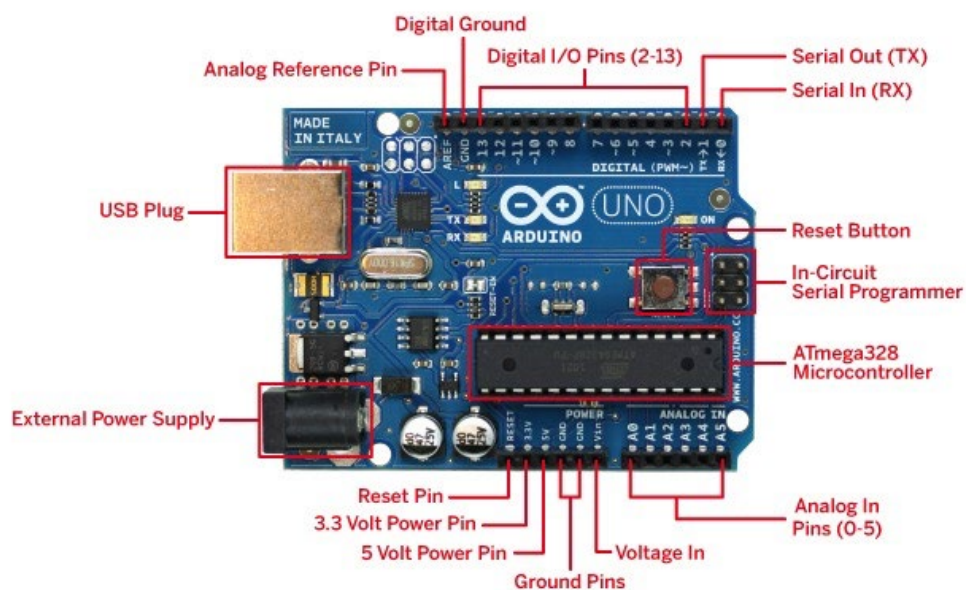
Tepová frekvence je monitorem životních funkcí určena na základě vzdálenosti R-R intervalů. Není tedy nutné, aby generovaný signál odpovídal průběhu EKG křivky. Napěťový generátor by měl vytvářet signál pouze podobných vlastností jako QRS komplex. Tedy signálu s amplitudou v řádu milivolt, dobrou trvání okolo 80 milisekund a opakovací frekvencí odpovídající tepové frekvenci.

Pro bezdrátové ovládání je třeba volit takovou modalitu, která je dostupná na většině používané elektroniky. Nabízí se možnost využít Wi-fi, Bluetooth případně využít bezdrátové ovládání infračerveným zářením.

4.1 Napěťový generátor

Vzhledem k požadavku na dostupnost a bezdrátové ovládání tepové frekvence byla zvolena jako základ simulačního vývojového prostředí platforma Arduino UNO zobrazená na obrázku 4.2. Arduino nabízí mikroprocesorové desky a příslušný open-source software pro tvorbu programu. Tyto desky jsou osazeny mikrokontroléry a paměťmi RAM, ROM a různými integrovanými obvody pro vytvoření jednoduchého nebo komplexního systému. Výhodou Arduino je poměrně nízká cena, jednoduchá ovladatelnost a možnost dalšího rozšíření o přídavné moduly, jako například Bluetooth modul pro dálkové řízení.

Na deskách bývá několik diod, resetovací tlačítko, konektory pro ICSP programování, napájecí konektor, oscilátor a obvod zprostředkávající komunikaci po USB. Desku je možné napájet externím zdrojovým adaptérem, připojením baterie do vyznačených konektorů, nebo pomocí USB konektoru, kterým je také řešena komunikace s PC. Deska také poskytuje celkem 14 I/O digitálních pinů a 6 pinů analogových. Šest digitálních pinů je také možné použít na softwarově řízený PWM výstup, které jsou pro tvorbu EKG simulačního zásadní.

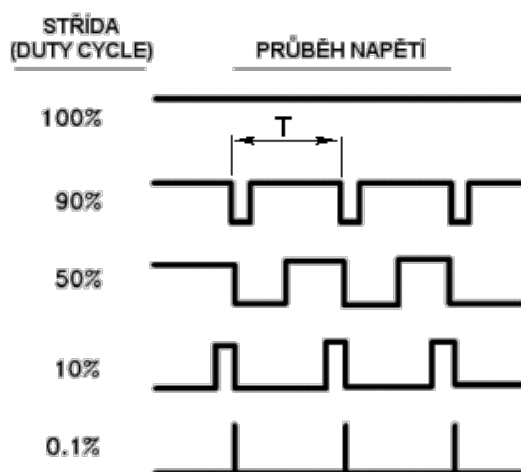


Obrázek 4.2: deska Arduino UNO [26]

PWM neboli pulzně šířková modulace je technika, jak získat analogovou hodnotu z digitálního výstupu. Dochází k rychlému zapínání a vypínání signálu a tím je vytvořen obdélníkový signál. Tento signál je možné použít jako náhradu QRS komplexu.

Parametry generovaného signálu jsou určeny programem napsaným ve vývojovém softwaru Arduina (viz kapitola 4.7). Pro simulaci tepové frekvence je nutné generovat signál s frekvencí v řádu jednotek hertz, které vyjadřují, kolik cyklických dějů se odehraje za jednu sekundu. Další parametr, který je pro napodobení QRS komplexu důležitý je střída generovaného signálu. Střída vyjadřuje poměr délky impulsu k délce mezery uvažované v jedné periodě. Doba trvání QRS komplexu je u novorozenců

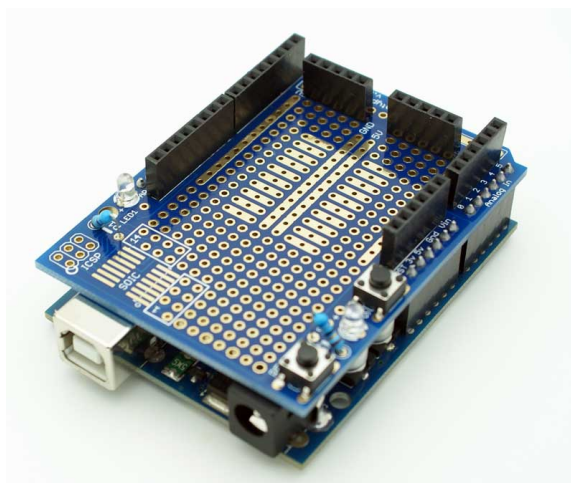
fyziologicky určena do 80 milisekund. V případě 1 Hz signálu je délka periody 1000 milisekund a pro tuto frekvenci je tedy nutná střída signálu 8 %. Obrázek 4.3 vysvětluje možné nastavení střídy signálu.



Obrázek: 4.3: Střídy signálu [27]

Zmíněná výhoda rozšiřitelnosti Arduina o přídatné moduly je využitelná i pro možnost propojení všech komponent, ze kterých se navrhovaný simulátor skládá. Na obrázku 4.4 je prototypový modul pro Arduino UNO. Jde o modul, které je připojitelný k Arduino desce přes výstupní piny. Obsahuje množství pájecích ploch pro THT součástky, SOIC místo pro pájení integrovaných obvodů a přímo vyvedené pájecí lišty s 5 V a GND (nulovým potenciálem).

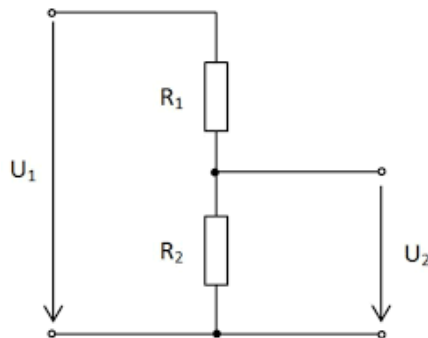
Základ EKG simulátoru tvoří vývojová deska Arduino UNO propojená s prototypovým modulem. Modul je osazen napěťovým děličem, operačním zesilovačem s blokovacím kondenzátorem a Bluetooth modulem. Samotné bezdrátové řízení přes Bluetooth modulu HC-05 bude popsáno v podkapitole 4.5.



Obrázek 4.4: Arduino prototyp modul [28]

4.2 Úprava signálu

Deska Arduino UNO generuje výstupní PWM signál s amplitudou 5 V. Fyziologická hodnota amplitudy QRS komplexu u novorozence je v řádu stovek μV . Takto nízká hodnota generovaného napětí by byla citlivá na možné rušení a pro určení tepové frekvence nehraje zásadní roli. Rozhodl jsem se snížit amplitudu napětí tisíckrát na hodnotu 5 mV pomocí napěťového děliče, jehož schéma je uvedené na obrázku 4.5 a výpočtový vztah je dán vzorcem 4.1



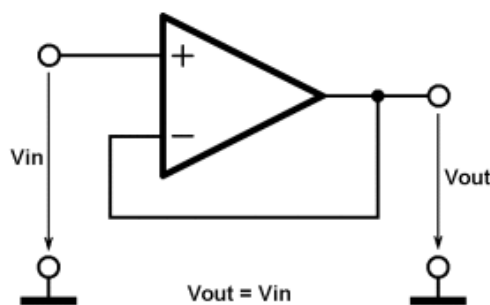
Obrázek 4.5: Schéma napěťového děliče

$$U_1 = U_2 \cdot \frac{R_1 + R_2}{R_2} \quad 4.1$$

kde U_1 je napětí generované na PWM výstupu Arduino desky, U_2 je požadované výstupní napětí a R_1 , R_2 jsou rezistory napěťového děliče.

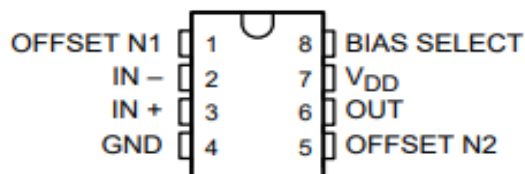
V rámci úpravy signálu je potřeba také řešit připojení k dalším zařízením (elektrokardiograf, monitor životních funkcí) a s tím spojené impedanční přizpůsobení. Operační zesilovač zapojený jako napěťový sledovač je jedno z možných zapojení operačního zesilovače, které je právě určené k impedančnímu přizpůsobení dvou systémů.

Schéma napěťového sledovače je uvedeno na obrázku 4.6. Jedná se o speciální případ neinvertujícího zesilovače, v němž je zpětnovazební odpor nulový. Napěťový sledovač je v podstatě ideální zdroj napětí, protože jak velký signál přivedeme na vstup (V_{in}), tak velký signál resp. napětí dostaneme na výstupu (V_{out}). Tento obvod tedy izoluje zdroje napětí o vysokém výstupním odporu (Arduino je „měkký“ zdroj, tj. zdroj který není schopen dodávat proud) od vstupů s nízkou impedancí (monitor životních funkcí).



Obrázek 4.6: Schéma napěťového sledovače [29]

Konkrétně pro tuto práci byl zvolen operační zesilovač TLC271CP (viz obrázek 4.7). Jedná se o 8 pinový čip s jedním vnitřním obvodem realizovaným technologií LinCMOS. Vzhledem k nízké amplitudě generovaného signálu je OZ zvolen nízkopříkonový s malou hodnotou napěťového offsetu. Offset je vlastnost reálného operačního zesilovače, kdy při shodě napětí na vstupu není nulové napětí na výstupu. Pro výstupní napětí 5 mV je tedy snaha mít tento parametr co nejnižší. TLC271CP je určen pro nesymetrické napájení, což je vyhovující, jelikož výstupní napětí nemá zápornou polaritu a není nutné použít symetrické napájení.



Obrázek 4.7: Operační zesilovač TLC271CP [30]

4.3 Metody připojení a otestování simulátoru

Následujícím krokem realizace EKG simulátoru byl způsob vedení signálu z výstupu k monitoru životních funkcí, který tento signál zobrazí a určí tepovou frekvenci. Standardně měřený EKG signál pacienta je zprostředkován přes EKG elektrody. U novorozeneckých pacientů je nejčastěji využíváno jednorázových elektrod s bezpečnostní přípojkou zobrazených na obrázku 4.8.



Obrázek 4.8: Dětské EKG elektrody [31]

Pro správné určení tepové frekvence z EKG signálu je nutné připojit k monitoru životních funkcí minimálně tři elektrody. Dětské elektrody byly upraveny a připájeny k vývodům Arduino prototypového modulu. Polarita signálu přivedeného na elektrody je zvolena dle Einthovenova trojúhelníku (viz kapitola 2.2). Při připojení simulátoru k monitoru je tedy nutné připojovat končetinové svorky L a F podle barevného značení IEC na kladný výstupní pól, což jsou zelná a bílá elektroda vystupující ze simulátoru. Tento signál je snímán oproti svorce R připojené na společnou zemnicí svorku – černou výstupní elektrodu.

Simulátor je možné propojit s EKG kabelem (viz obrázek 4.9) a monitorem životních funkcí používaným pro sledování tepové frekvence novorozenců od firmy Dräger.

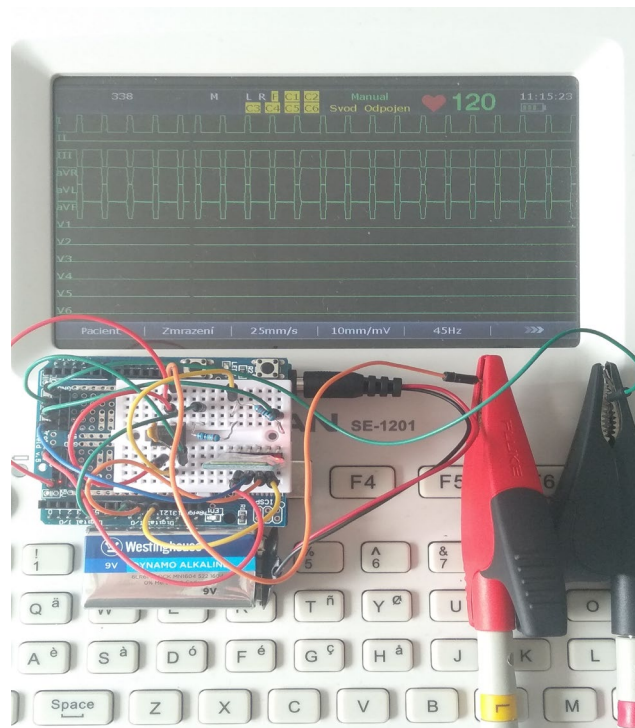
U dospělých pacientů je využíváno elektrod s normou daným 4 mm konektorem pro připojení svorky EKG kabelu. Pro účely otestování simulátoru i na monitorech s tímto propojovacím systémem byl EKG kabel od firmy Dräger upraven. Úprava spočívala v odizolování třívodičového kabelu a připojení mosazných 4 mm kontaktů.



Obrázek 4.9: EKG kabel – Dräger

4.4 Test zapojení

V průběhu realizace byl prototyp simulátoru otestován na elektrokardiografu a průběh signálu zobrazen na osciloskopu. Jedná se o dílčí ověření s nastavenou dobou trvání impulsu na 80 ms (viz obrázek 4.11). Z měření na osciloskopu je vidět že amplituda výstupního signálu je vyšší než 5 mV. Kladný pól signálu je zde připojen na svorku L a společný uzel uzemnění obvodu simulátoru je připojen na svorku R. Na obrázku 4.10 je vidět zapojení simulátoru s EKG přístrojem a zobrazená hodnota 120 tepů za minutu. Tento test potvrdil správné určení tepové frekvence na základě signálu generovaného simulátorem a tím i správnost navrhovaného zapojení simulátoru.



Obrázek 4.10: Ověření simulátoru na elektrokardiografu



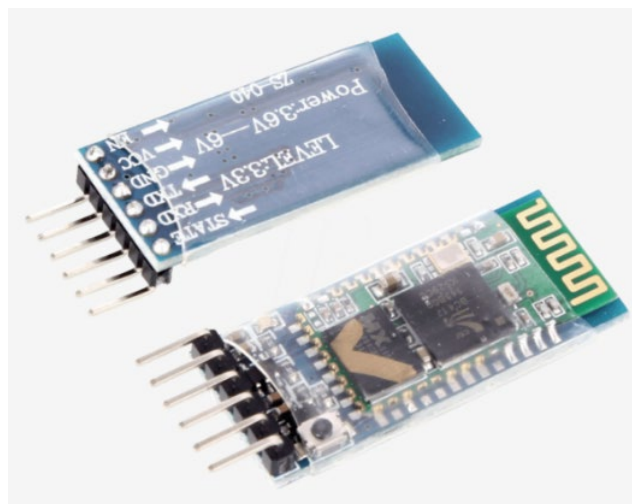
Obrázek 4.11: Ověření EKG simulátoru na osciloskopu

4.5 Bezdrátové ovládaní

Dalším krokem řešení bylo bezdrátové ovládaní simulátoru. Bezdrátový systém ovládaní se obecně skládá nejméně ze dvou prvků – z vysílače a z přijímače, které nejsou navzájem propojeny vodiči. Vysílač je vybaven jedním nebo několika tlačítky, jejichž stiskem jsou zadávány ovládací povely. Na ně reaguje spotřebič prostřednictvím přijímače, k jehož výstupu je vodič připojen. Vzhledem k požadavku na jednoduché ovládaní simulátor se jako nejvhodnější bezdrátová technologie přenosu dat jeví Bluetooth.

Bluetooth je otevřený standard pro bezdrátovou komunikaci propojující dvě a více elektronických zařízení. Pracuje v ISM¹ pásmu 2,4 GHz (stejném jako Wi-Fi). K přenosu využívá metody FHSS, kdy během jedné sekundy je provedeno 1600 skoků (přeladění) mezi 79 frekvencemi s rozestupem 1 MHz. Tento mechanismus má zvýšit odolnost spojení vůči rušení na stejné frekvenci [23]. Verze 2.0 je implementována ve většině aktuálně prodávaných zařízení, jako jsou např. mobilní telefony, notebooky, tablety.

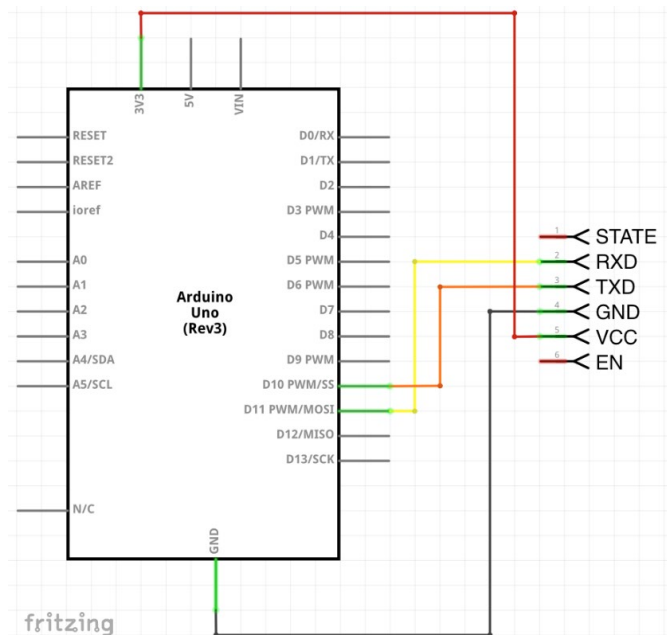
Bezdrátové ovládaní zařízení je realizováno pomocí Arduino Bluetooth modulu HC-05. Modul umožňuje propojit Arduino bezdrátově s dalším zařízením, které podporuje komunikační standard Bluetooth. Obsahuje verzi Bluetooth 2.0 a komunikuje s Arduinem pomocí sběrnice UART, která slouží k asynchronnímu sériovému přenosu dat, přičemž formát a rychlost tohoto přenosu jsou konfigurovatelné. Dosah signálu modulu je asi 10 metrů, což je pro účely této práce dostačující.



Obrázek 4.12: Bluetooth module HC-05 [33]

Připojení modulu k Arduino desce je znázorněno na obrázku 4.13. Přes pin 2 a 3 probíhá sériová komunikace mezi deskou a modulem. Piny 4 a 5 obstarávají napájení Bluetooth modulu.

¹ ISM jsou pásma pro rádiové vysílání v oborech průmyslovém, vědeckém a zdravotnickém.



Obrázek 4.13: Program fritzing - zapojení Bluetooth modulu HC-05

Simulátor je tedy možné ovládat pomocí mobilního telefonu s podporou Bluetooth. Pro tyto účely jsem vytvořil v programovém prostředí MIT app inventor jednoduchou aplikaci.

Pokud se uživatel připojuje k EKG simulátoru poprvé, je nutné spárovat telefon s modulem HC-05. To je možné provést výběrem modulu v Bluetooth nastavení telefonu a následným zadáním kódu: 1234. Dále slouží pro ovládání simulátoru mobilní aplikace.

4.6 Tvorba mobilní aplikace

V MIT app invertoru je možné složit vlastní aplikaci formou funkčních bloků. Na obrázku 4.14 je uvedeno blokové složení aplikace.

První a druhý blok kódu aplikace slouží pro přiřazení možnosti výběru seznamu dostupných Bluetooth zařízení. V grafickém editoru je následně tato možnost přiřazena pod tlačítko connect. Pokud je vybráno dostupné zařízení a telefon se s ním úspěšně spojí, objeví se na obrazovce telefonu zelený nápis connected.

Třetí blok obstarává možnost odpojení od EKG simulátoru, tedy pokud uživatel klikne na možnost disconnect, vypíše se na obrazovku červený nápis diconnected, tak jak ukazuje obrázek 4.15. Poslední tři bloky nastavují možnost změny frekvence. Pokud uživatel vybere jednu ze tří možností tepové frekvence, odešle se příslušný znak, který je dekodován simulátorem na základě kódu napsaném v Arduino IDE.

```

when BTAddressList . BeforePicking
do set BTAddressList . Elements to BluetoothClient1 . AddressesAndNames

when BTAddressList . AfterPicking
do set BTAddressList . Selection to call BluetoothClient1 . Connect
address BTAddressList . Selection
if BluetoothClient1 . IsConnected
then set ConnectLabel . TextColor to green
set ConnectLabel . Text to " Connected "

when Disconnect . Click
do call BluetoothClient1 . Disconnect
set ConnectLabel . TextColor to red
set ConnectLabel . Text to " Disconnected "

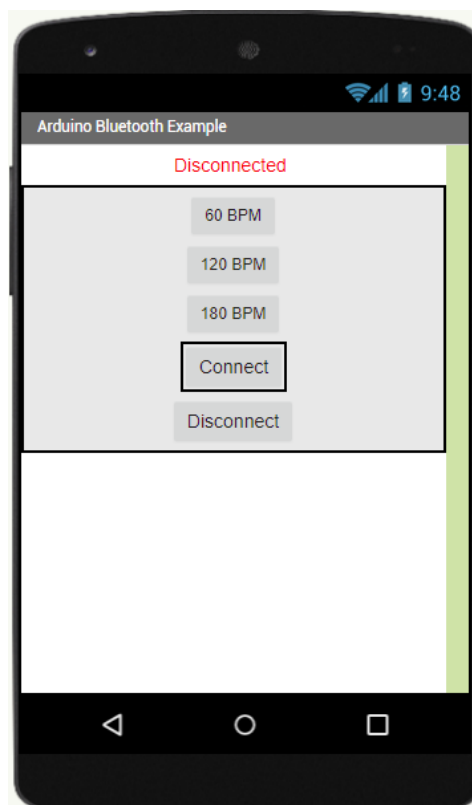
when HR_60BPM . Click
do call BluetoothClient1 . SendText
text " 1 "

when HR_120BPM . Click
do call BluetoothClient1 . SendText
text " 2 "

when HR_180BPM . Click
do call BluetoothClient1 . SendText
text " 3 "

```

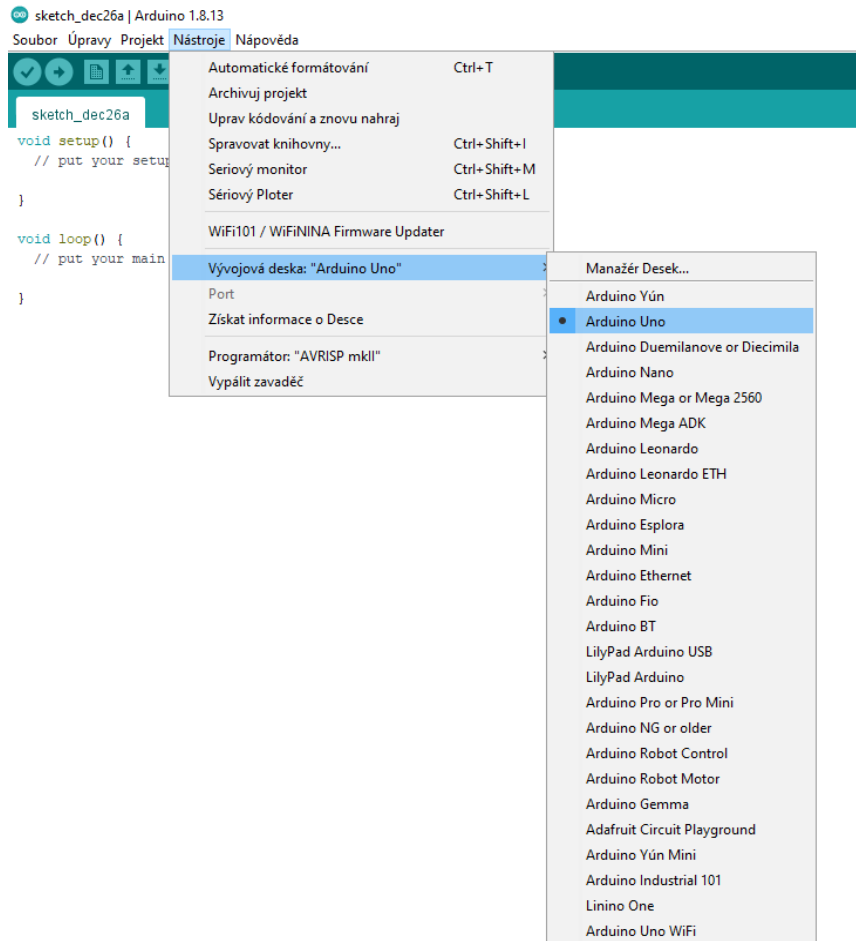
Obrázek 4.14: tvorba aplikace pro bezdrátové ovládání EKG simulátoru (MIT app editor)



Obrázek 4.15: aplikace pro bezdrátové ovládání EKG simulátoru (MIT app editor)






4.7 Arduino IDE

Arduino IDE je integrované vývojové prostředí Arduina napsané v jazyce C a C++. Je možné ho zdarma stáhnout na oficiálních internetových stránkách Arduina. Deska Arduina je propojena pomocí USB kabelu s PC. Po spuštění vývojového prostředí je nutné vybrat v nástrojích desku, se kterou pracujeme. Výběr používané Arduino desky je zobrazen na obrázku č. 4.16.

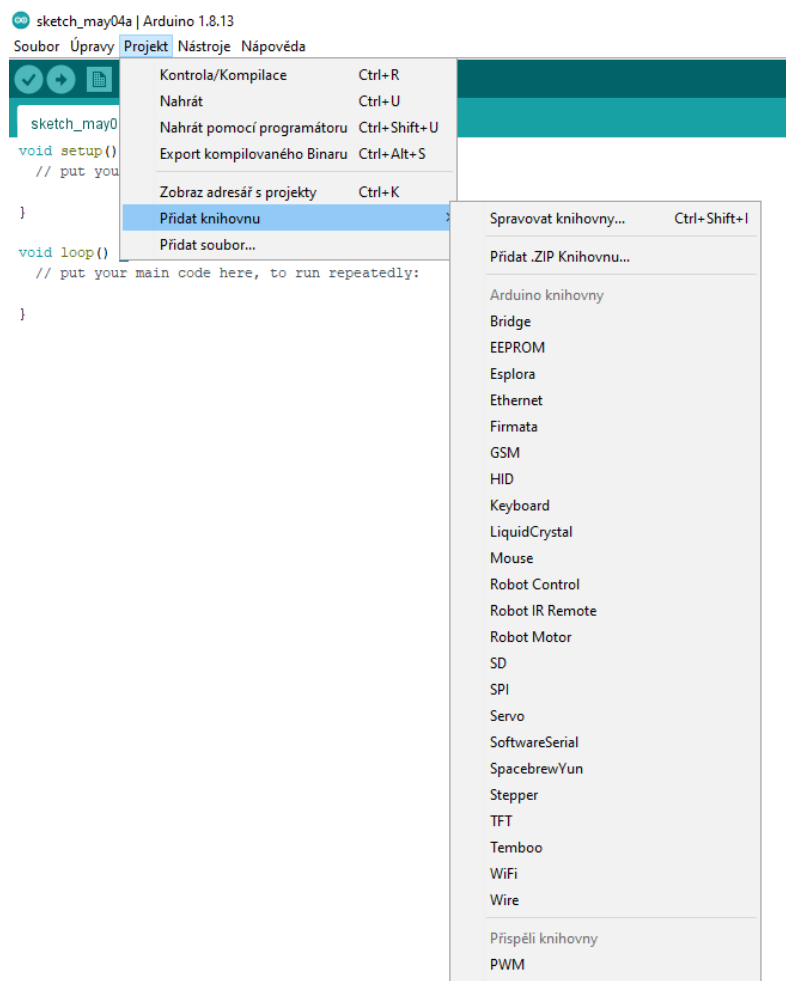


Obrázek 4.16: Arduino IDE

Pro správu kódu je v aplikaci možné použití 5 ikon v horním levém rohu, které uvádím v následujícím seznamu:

-  **Verify** – Kontroluje, zda se v kódu nevyskytují chyby.
-  **Upload** – Sestavuje kód a uploaduje ho na I/O panel Arduina.
-  **New** – Tvorba nového sketchu.
-  **Open** – Menu všech sketchů v kolekci (sketchbook).
-  **Save** – Ukládá sketch.

Další důležitou položkou v programovacím prostředí Arduina je záložka *Projects*. Pod touto možností je výběr přidat knihovnu. Zobrazí se dostupné knihovny, které obsahují definované funkce usnadňující tvorbu programu ve vývojovém prostředí (viz obrázek 4.17). Uživatel může také importovat vlastní knihovnu funkcí, což je možné také pod touto položkou, jako přidání archivu ZIP.



Obrázek 4.17: Arduino IDE – přidání knihovny

Po úvodních krocích je možná psát kód programu. Pomocí příkazu *#include* se zavádějí potřebné knihovny. Knihovna *PWM.h* obsahuje funkce potřebné pro generování a nastavení signálu. *SoftwareSerial.h* zavádí vše potřebné pro komunikaci se sériovou sběrnici Bluetooth modulu HC-05.

Následuje nastavení propojovacích pinů Bluetooth pro sériovou komunikaci. Dále jsou inicializovány proměnné. Příkaz *Int dutyC* nastavuje střidu signálu a *int32_t frequency_9* slouží k nastavení frekvence na výstupním pinu č. 9. Frekvenci signálu je možné volit s krokem 1 Hz. Střidu signálu, je možné volit v rozmezí hodnota 0 – 1024. Do složených závorek funkce *void setup* zadáváme ty části kódu, které zařízení provede pouze jednou. V této části zahajují komunikaci s Bluetooth modulem skrze softwarovou sériovou linku rychlostí 9600 baud² (viz obrázek 4.18).



```
EKG_BP_BLUETOOTH | Arduino 1.8.13
Soubor Úpravy Projekt Nástroje nápověda

EKG_BP_BLUETOOTH $
#include <PWM.h>
#include <SoftwareSerial.h>

#define RX 11
#define TX 10
SoftwareSerial bluetooth(TX, RX);

int dutyC = 0;
int32_t frequency_9 = 0;

void setup()
{
  InitTimersSafe();
  bluetooth.begin(9600);
}

void loop()
{
```

Obrázek 4.18: Arduino IDE – inicializace proměnných a nastavení komunikace

² Baud je jednotka modulační rychlosti neboli počtu změn signálu za sekundu.

Do funkce *void loop* zadáváme části kódů, které se budou opakovat ve smyčce. Tato část se týká bezdrátové komunikace s Bluetooth modulem HC-05. První řádek kódu zavádí proměnnou pro ukládání dat z Bluetooth modulu. Následující dva řádky kontrolují komunikaci s modulem. Pokud je dostupná nová zpráva, tak funkce *bluetooth.read* vrátí počet jejich znaků.

Další část kódu rozhoduje o tom, jak bude s přijatým znakem naloženo. Struktura *switch* určuje, co se vykoná v případě přijetí konkrétního znaku (viz obrázek 4.18). Pokud je v mobilní aplikaci zvolená například tepová frekvence 60 BPM, je přes seriovou linku odeslán znak 1. Znak je přijat a dle kódu na obrázku 4.19 je nastavena frekvence generovaného signálu na pinu číslo 9 na hodnotu 1 Hz a střída signálu na 8 %, což v tomto případě odpovídá době trvání impulsu 80 ms. Obdobně fungují i další dva případy přijetí znaku, kde se mění pouze frekvence generovaného signálu na pinu číslo 9.

```
void loop()
{
    byte BluetoothData;
    if (bluetooth.available() > 0) {
        BluetoothData=bluetooth.read();
        switch (BluetoothData) {

            case '1':
                frequency_9 = 1;
                dutyC = 82;
                SetPinFrequencySafe(9, frequency_9);
                pwmWrite(9, dutyC / 4);
                delay(30);
                break;

            case '2':
                frequency_9 = 2;
                dutyC = 164;
                SetPinFrequencySafe(9, frequency_9);
                pwmWrite(9, dutyC / 4);
                delay(30);
                break;

            case '3':
                frequency_9 = 3;
                dutyC = 246;
                SetPinFrequencySafe(9, frequency_9);
                pwmWrite(9, dutyC / 4);
                delay(30);
                break;
        }
    }
    delay(100);
}
```

Obrázek 4.19: Arduino IDE – kód funkce *void loop*

5 Výsledky

Tato kapitola sjednocuje dosažené výsledky návrhu EKG simulátoru a jeho následného ověření na monitorech životních funkcí.

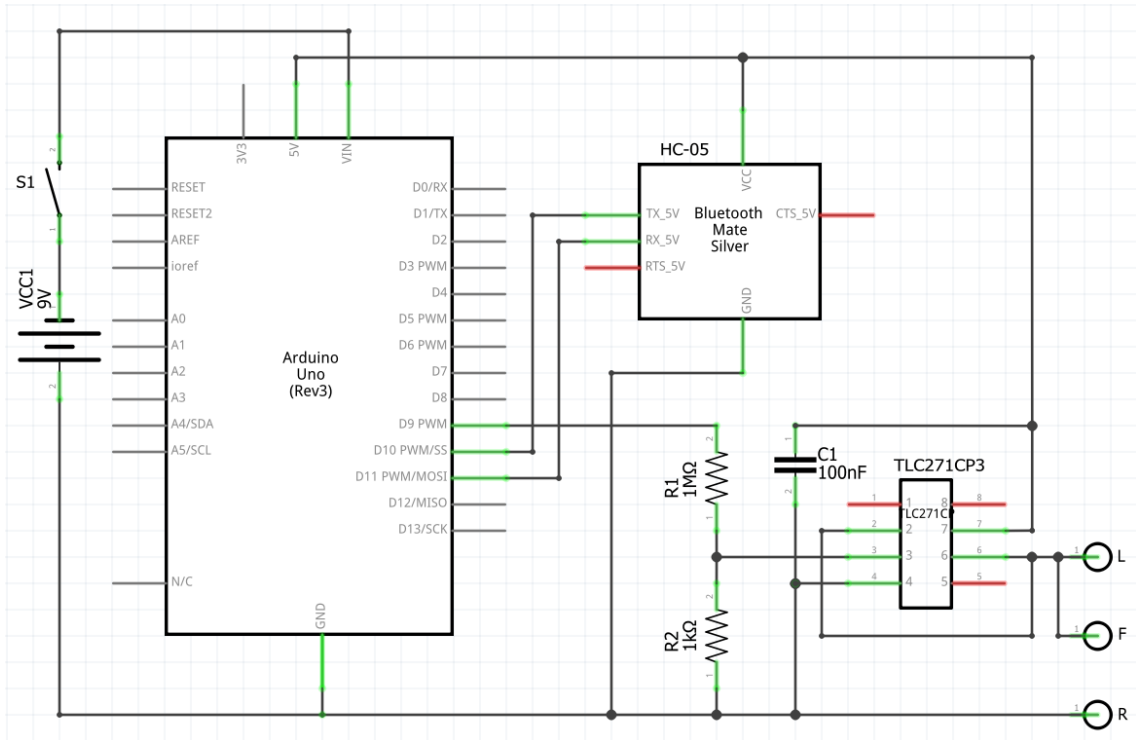
5.1 Praktická realizace EKG simulátoru

Pro splnění požadavku na přenositelnost zařízení je Arduino deska společně s prototypovým modulem a všemi součástkami vložena do krabičky. Celé zařízení je napájeno 9 V baterií, která je připojena k přepínači na přední straně krabičky. Zařízení má dále vstup na 12 V adaptér a USB konektor. Celé zařízení je zobrazeno na obrázku 5.2.

Napájení zařízení je řešeno pomocí vyměnitelné 9V alkalické baterie s kapacitou 600 mAh, která je vzhledem k počtu součástek, z kterého se simulátor skládá, dostačující. Celé zařízení je ovládáno mikrokontrolerem ATmega328. Ten v závislosti na kódu napsaném vývojovém prostředí Arduino IDE ovládá přes své vstupy a výstupy krystalový oscilátor, který generuje potřebný signál. Na obrázku 5.3 je tento zdrojový kód uveden.

Deska Arduino UNO vytváří signál s amplitudou 5 V pomocí PWM výstupu na digitálním pinu č. 9. Signál je dále přiveden na napěťový dělič, který je složen z rezistorů R1 hodnoty 1 M Ω a rezistoru R2 1000 Ω . Tímto poměrem (1000:1) je zajištěna amplituda výstupního signálu 5 mV. Jedná o metalizované THT rezistory s maximálním ztrátovým výkonem 0,6 W a tolerancí 1 %.

Z děliče je signál veden na operační zesilovač TLC271CP, který je zapojen jako napěťový sledovač. OZ je napájen 5 V z Arduino desky. Generovaný signál nemá zápornou polaritu, napájení OZ je tedy nesymetrické. V napájecí větvi OZ je umístěn keramický kondenzátor s kapacitou 100 nF. Jedná se o blokovací kondenzátor, který brání tomu, aby se případné vysokofrekvenční rušení namodulovalo na výstupní signál. Blokovací kondenzátor představuje pro tyto vysoké frekvence impedanční zkrat a tím jim zabraňuje v dalším šíření. Obvodové schéma zapojení simulátoru je uvedeno na obrázku 5.1.



Obrázek 5.1: Program Fritzing – Obvodové schéma zařízení



Obrázek 5.2: Fotografie EKG simulátor

EKG_BP_BLUETOOTH

```
#include <PWM.h>
#include <SoftwareSerial.h>

#define RX 11
#define TX 10
SoftwareSerial bluetooth(TX, RX);

int dutyC = 0;
int32_t frequency_9 = 0;

void setup()
{
  InitTimersSafe();
  bluetooth.begin(9600);
}

void loop()
{
  byte BluetoothData;
  if (bluetooth.available() > 0) {
    BluetoothData=bluetooth.read();
    switch (BluetoothData) {

      case '1':
        frequency_9 = 1;
        dutyC = 82;
        SetPinFrequencySafe(9, frequency_9);
        pwmWrite(9, dutyC / 4);
        delay(30);
        break;

      case '2':
        frequency_9 = 2;
        dutyC = 164;
        SetPinFrequencySafe(9, frequency_9);
        pwmWrite(9, dutyC / 4);
        delay(30);
        break;

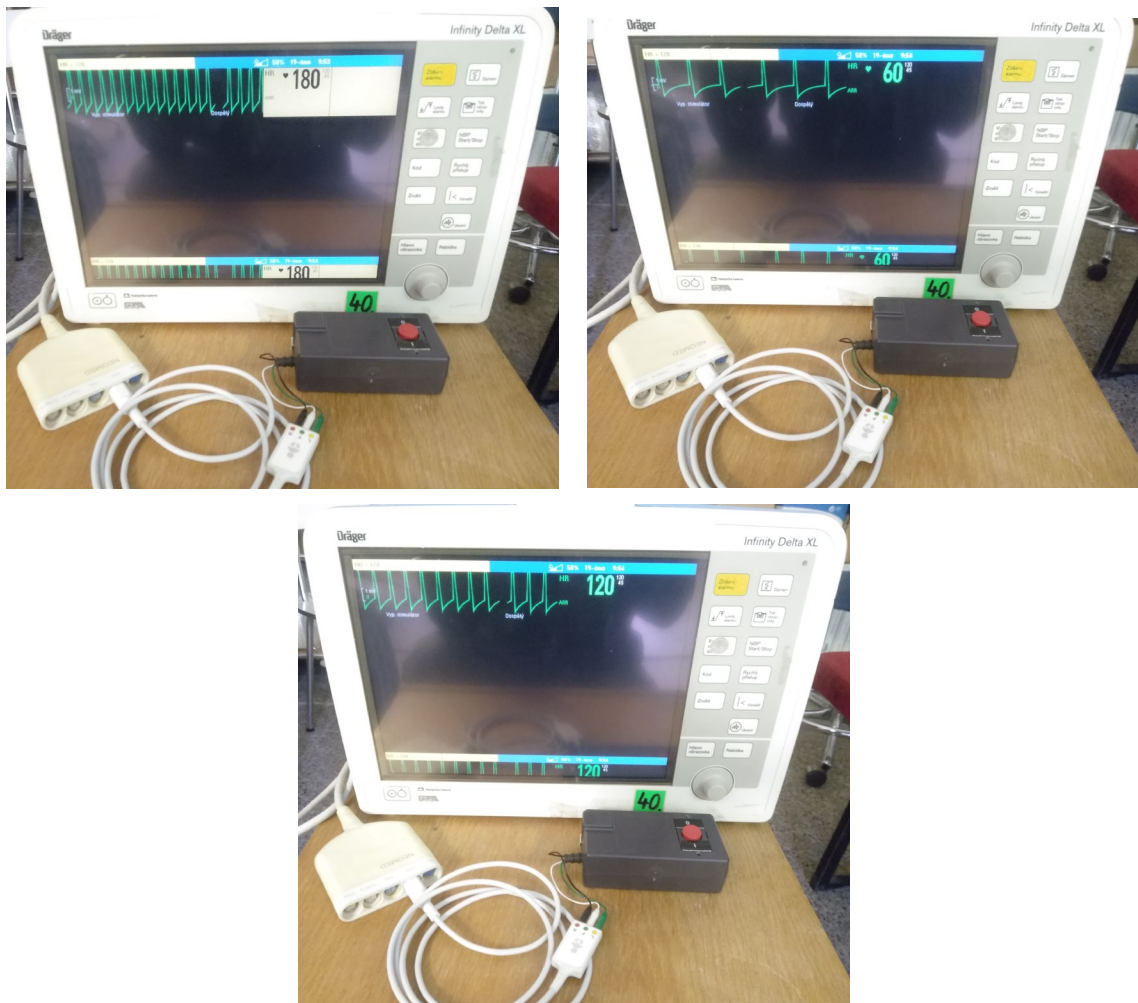
      case '3':
        frequency_9 = 3;
        dutyC = 246;
        SetPinFrequencySafe(9, frequency_9);
        pwmWrite(9, dutyC / 4);
        delay(30);
        break;
    }
  }
  delay(100);
}
```

Obrázek 5.3: Zdrojový kód

5.2 Ověření funkce - Monitor Dräger

Funkce realizovaného EKG simulátoru byla ověřena na monitoru životních funkcí používaném na porodních sálech pro sledování tepové frekvence novorozenců Dräger Infinity Delta XL. Na obrázku 5.4 je připojení simulátoru k monitoru se zobrazenými tepovými frekvencemi.

Během ověření byla také sledována rychlost změny hodnoty tepové frekvence v průběhu přepínání frekvencí. Mezi jednotlivými přepnutími trvá monitoru životních funkcí přibližně 7 vteřin k ustálení a určení zvolené hodnoty tepové frekvence ze simulátorem generovaného signálu.



Obrázek 5.4: Připojení simulátoru na monitor životních funkcí Infinity Delta XL

5.3 Ověření funkce - Monitor Mindray

Pro otestování funkčnosti i s jiným typem monitoru byl simulátor připojen k monitoru životních funkcí Mindray BeneHeart D3 s 10svodým EKG kabelem zakončeným kleštičkami. Simulátor je k monitoru připojen přes upravený EKG kabel popsany v kapitole 4.3. Na obrázku 5.5 je zobrazeno zapojení simulátoru přes EKG svorky L, F a R.



Obrázek 5.5: Připojení simulátoru na monitor životních funkcí BeneHeart D3

6 Diskuse

Výstupem bakalářské práce je navržený a realizovaný EKG simulátor, který lze bezdrátově ovládat z externího zařízení s podporou komunikačního standardu Bluetooth. Zařízení umožňuje simulovat tři hodnoty tepové frekvence a je připojitelné k monitoru životních funkcí.

Základ simulátoru tvoří vývojová deska Arduino, jejíž výhodou je dostupnost a možnost dalšího rozšíření o přídatné moduly. Další částí zařízení je modul pro bezdrátové ovládání a prototypový modul osazený napěťovým děličem a napěťovým sledovačem. Celé zařízení je napájeno bateriově a uzavřeno do krabičky, tak aby byl splněn požadavek na přenositelnost simulátoru.

Ve vývojovém prostředí Arduino IDE jsem vytvořil program specifikující parametry generovaného signálu a komunikaci s Bluetooth modulem, umožňující bezdrátovou změnu frekvence signálu. Pro možnost případného přepsání kódu, bez nutnosti rozebírat simulátor, je z krabičky vyveden USB vstup pro připojení k počítači. Dílčím výsledkem je vytvořená mobilní aplikace pro mobilní telefony s operačním systémem Android. Vytvořená aplikace je přehledná a jednoduše ovladatelná přes pět funkčních kláves. Ovládání simulátoru není omezeno pouze na operační systém Android. K simulátoru se může uživatel připojit přes PC, tablet nebo mobilní telefon s jiným typem operačního systému. Ovládání je možné přes aplikace označené jako Bluetooth sériové monitory, které jsou dostupné jak pro uživatele iOS, tak Windows zdarma.

Simulátor nahrazuje průběh EKG křivky signálem podobných parametrů jako má QRS komplex, který je rozhodující pro určení tepové frekvence z generovaného signálu. Simulátor byl ověřen na monitoru životních funkcí od firmy Mindray a monitorem používaným na porodních sálech pro sledování tepové frekvence novorozenců od firmy Dräger.

Testování potvrdilo správné určení tepové frekvence na základě signálu generovaného simulátorem. Simulátor generuje signál s frekvencí 1,2 a 3 Hz, které monitor životních na základě algoritmu detekce QRS komplexu převede na tepové frekvence 60, 120 a 180 tepů za minutu. Limitace použitých komponent se projevila během dílčího testu na osciloskopu. Amplituda generovaného signálu je 6 mV namísto požadovaných 5 mV. Rozdíl je způsobený tolerancí hodnoty odporu použitých rezistorů. Tato drobná odchylka ale nemá vliv na správnou funkčnost simulátoru.

Během realizace této práce jsem narazil na více podobných textů dokumentujících tvorbu zařízení simulující EKG křivku. Tyto simulátory využívali věrohodný průběh EKG křivky, ale nenašel jsem zařízení, které umožňuje měnit tepovou frekvenci bezdrátově.

Autoři [14] a [35] využívají jako hlavní řídicí prvek mikrokontroler. Simulátory mají různé průběhy EKG signálu uložené v paměti. Uživatel vybere požadovaný průběh křivky a nastaví frekvenci a amplitudu. Zvolený signál je poslán na mikrokontroler simulátoru, jehož hlavním úkolem je převod dat ze sériových na paralelní. Posledním krokem je převod v digitálně analogovém převodníku, který vytvoří požadovaný průběh EKG křivky.

Omezení mnou vytvořeného simulátoru vidím v možnosti nastavení tepové frekvence. Ta by ideálně měla být nastavitelná s určitým krokem, tak aby byl simulátor variabilnější. Vstupovat do tvorby této práce s lepší znalostí a zkušeností s programovacím jazykem C++ by možností natavit hodnotu tepové frekvence krokově ulehčila. V průběhu psaní kódu simulátoru jsem narazil na problém s minimálním rozlišením frekvence generovaného signálu. Použitá knihovna funkcí PWM.h je omezena na rozlišení frekvencí s krokem 1 Hz. Změnou taktovací frekvence mikroprocesoru ATmega328 se dá dosáhnout nižšího rozlišení. Mikroprocesor v sobě obsahuje časovače řídicí taktovací impulsy. V základním stavu jsou nastaveny na frekvenci oscilátoru 16 MHz. Ve vývojovém prostředí je možné tuto frekvenci programově změnit a dosáhnout tak nižšího rozlišení frekvencí generovaného PWM signálu.

Druhým důležitým biologickým signálem sledovaným během stabilizace novorozence po porodu je saturace krve kyslíkem. Budoucí možné rozšíření je tedy spojit vytvořené zařízení se simulátorem SpO₂. Vývojová platforma Arduina by i pro toto rozšíření byla vhodná. Další možnost rozšíření vidím v implementaci DAC převodníků k vytvoření věrohodné EKG křivky.

7 Závěr

Výstupem této práce je EKG simulátor, který je možné ovládat z externího zařízení přes vytvořené uživatelské rozhraní. Realizovaný simulátor přináší jednoduchou, finančně a technologicky dostupnou možnost simulovat tepové frekvence novorozence. Zařízení je založené na platformě Arduino s mikroprocesorem ATmega328. Všechny komponenty simulátoru jsou uzavřeny do krabičky a napájeny baterií. Tím je dosaženo kompaktního a přenositelného simulátoru.

Simulátor nahrazuje průběh EKG křivky signálem podobných parametrů jako má QRS komplex, který je rozhodující pro určení tepové frekvence. Vytvořeným kódem jsou specifikovány parametry signálu, který simulátor vytváří a na základě kterého monitor životních funkcí určuje tepovou frekvenci.

Simulátor byl otestován na dvou typech monitoru životních funkcí. Jedná se o monitor Mindray Beneheart D3 a monitor používaný na operačních sálech pro sledování tepové frekvence novorozenců Dräger Infinity Delta. Test potvrdil správné určení tepové frekvence monitorem, na základě signálu generovaného simulátorem. Jsou simulovány frekvence 60 tepů za minutu odpovídající stavu bradykardie, 120 tepů shodných s normální tepovou frekvencí novorozence a 180 tepů simulujících stav tachykardie. Je tedy možné bezdrátově měnit tepové frekvence, které odpovídají fyziologickým i patologickým stavům. Tento způsob simulace může usnadnit a zefektivnit výuku zdravotnických pracovníků v rámci simulací postupů stabilizace novorozence po porodu.

Vývojové desky Arduino jsou otevřenou platformou s množstvím dostupných modulů a možnostmi rozšíření pro vytváření elementární i komplexních systémů. Vytvořený simulátor tak přináší technicky jednoduché řešení s potenciálem dalšího rozšíření, například o simulátor SpO₂.

Seznam použité literatury

- [1] Modelování a simulace. 2013. <https://cw.fel.cvut.cz/wiki/start> [online] [cit. 1.4.2021]. Dostupné z: <https://cw.fel.cvut.cz/b191/courses/mos/prednasky>
- [2] KOFRÁNEK, Jiří a Tomáš KULHÁNEK. *Lékařské simulátory* [online]. 2014, 123-147 [cit. 1.4.2021]. Dostupné z: http://creativeconnections.cz/medsoft/2014/Medsoft_2014_Kofranek.pdf
- [3] KLOSIEWICZ, Tomasz, Radoslaw ZALEWSKI, Joanna FAFEREK a Agnieszka ZAWIEJSKA. Application of medical simulation in the education of medical students in the area of gynecology and obstetrics. *Ginekologia Polska* [online]. 2020, **91**(5), 281–286. ISSN 2543-6767. Dostupné z: doi:10.5603/GP.2020.0046
- [4] blue-panther.cz. *Simulátor pacienta ProSim 8* [online] [cit. 12.2.2021]. Dostupné z: <https://www.blue-panther.cz/prosim-8>
- [5] HALAMEK, Louis P., Robert A. H. CADY a Michael R. STERLING. Using briefing, simulation and debriefing to improve human and system performance. *Seminars in Perinatology* [online]. 2019, **43**(8), Patient Safety, 151178. ISSN 0146-0005. Dostupné z: doi:10.1053/j.semperi.2019.08.007
- [6] Lékařské přístroje a zařízení I (diagnostická technika). 2017. *predmety.fbmi.cvut.cz* [online] [cit. 12.1.2021]. Dostupné z: https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1947/prednasky/17PBBLPZ1_20141014_174209_beeec6c2d70511d2cf5486b6b60e68eeb.pdf
- [7] ucebnice-ekg.cz. *Teorie EKG* [online] [cit. 18.3.2021]. Dostupné z: http://www.ucebniceekg.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=36&Itemid=117
- [8] TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání. Praha: Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [9] fb.lt.cz. *Srdce* [online][cit. 18.3.2021]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/x-srdce-a-obehkrve/1-srdce/>
- [10] John G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ed. 3, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [11] EETIMES. *EETimes - Cardiac waveform: key to efficient heart rate monitoring* [online]. 2011 [cit. 11.04.2021]. Dostupné z: <https://www.eetimes.com/cardiac-waveform-key-to-efficient-heart-rate-monitoring/>
- [12] MICHNA, Viktor a Branko BABUŠIAK. *Zobrazování a analýza EKG z patientského monitoru Dash* [online]. Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho inžinierstva, EF, Žilinská univerzita v Žiline [cit. 7.5.2021]. Dostupné z: http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB09/prispevky/072_michna.pdf
- [13] ZIMOLKA, Jakub. *Automatické rozměřování signálů EKG* [online]. Brno, 2015 [cit. 7.5.2021]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=103851. Vysoké učení technické v Brně.

- [14] MICHALEK, Paul. *An Authentic Ecg Simulator*. 4000 Central Florida Blvd, Orlando, FL 32816, Spojené státy, 2006. Bakalářská práce. University of Central Florida. Vedoucí práce Arthur Weeks.
- [15] blog.foremostequipment.com. *ECG Simulator: Practice Makes Perfect*. [online] [cit. 27.8.2020] Dostupné z: <https://blog.foremostequipment.com/ecg-simulator-practice-makes-perfect/?fbclid=IwAR1vJzUNClkQqiP7ENWoo2GL2n23Ge-sIEvP2WlaSpttetsw9eMU5qu0gPA>
- [16] *Life/form® Interactive ECG Simulator with Posts LF03670 | Nasco* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.enasco.com/p/%3Cstrong%3ELife-form%C2%AE%3C-strong%3E-Interactive-ECG-Simulator-with-Posts%2BLF03670>
- [17] *MEDICAL MEASURING AND TEST TECHNOLOGY 2020 / 2021 - GOSSEN METRAWATT GmbH - PDF Catalogs | Technical Documentation* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/gossen-metrawatt-gmbh/medical-measuring-test-technology-2020-2021/68610-226407.html#open641238>
- [18] *FMS-3 - Datrend Systems - PDF Catalogs | Technical Documentation* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/datrend-systems/fms-3/70916-130147.html#open646616>
- [19] *ECG SIMULATOR SIM-02 - Labtech - PDF Catalogs | Technical Documentation* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/labtech/ecg-simulator-sim-02/69079-129996.html#open650430>
- [20] *Heartsim ® 200 - Laerdal Medical - PDF Catalogs | Technical Documentation* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/laerdal-medical/heartsim-200/74988-160240.html#open476216>
- [21] *TechPatient CARDIO V4 - PDF Catalogs | Heinstruments* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.heinstruments.com/assets/pdf/tpcv4-ecg-simulator-printable.pdf>
- [22] *PREMIE HAL® S2209: Premature Infant Patient Simulator* [online]. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.gaumard.com/hal-s2209>
- [23] zdravotnickydum.cz. *Interaktivní EKG simulátor* [online] [cit. 2020-26-12]. Dostupné z: <https://www.zdravotnickydum.cz/interaktivni-ekg-simulator/>
- [24] KATZ, Steven. Neonatology: Management, Procedures, On-Call Problems, Diseases, and Drugs: *Pediatric Emergency Care* [online]. 2011, 27(2), 162–163. ISSN 0749-5161. Dostupné z: doi:10.1097/PEC.0b013e31820a261e
- [25] STRAŇÁK, Zbyněk. *Resuscitace a post-resuscitační péče o novorozence pro lékařské i nelékařské profese* [online]. 2015 [cit. 2021-5-2]. Dostupné z: <https://www.ipvz.cz/seznam-souboru/2359-resuscitace-a-post-resuscitacni-pece-o-novorozence-pro-lekare-i-nelekarske-profese.pdf>
- [26] Arduino Uno R3 Development Board. *Controlvoltage.net* [online]. [cit. 2021-04-13]. Dostupné z: <https://www.controlvoltage.net/arduino-arduino-uno-r3-development-board.html>
- [27] *Pulsně šířková modulace* [online]. [cit. 2021-05-01]. Dostupné z: <http://www.dhservis.cz/psm.htm>

- [28] *Arduino Protoshield Uno | Microchip.lk* [online]. [cit. 2021-05-01]. Dostupné z: <https://www.microchip.lk/product/arduino-protoshield-uno/>
- [29] Operační zesilovače polopate. *RoboDoupě - web nejen o robotice* [online]. [cit. 2021-05-01]. Dostupné z: <http://robodoupe.cz/2016/operacni-zesilovace-polopate/>
- [30] <https://www.gme.cz/>. *Operační zesilovač, 1,3MHz, kanály: 1, THT TLC271CP*. [online] [cit. 2020-26-12]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.311-019.1.pdf>
- [31] *Neonatal and Pediatric ECG Electrodes* [online]. [cit. 2021-05-04]. Dostupné z: https://www.cardinalhealth.com.au/en_au/medical-products/patient-care/patient-monitoring/electrocardiography/neonatal-and-pediatric-ecg-electrodes.html
- [32] Bluetooth. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2021 [cit. 2021-04-13]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [33] HC05 SERIAL PORT BLUETOOTH MODULE. *Teslaelectronicsbd.com: products* [online]. [cit. 2021-04-13]. Dostupné z: <https://www.controlvoltage.net/arduino-arduino-uno-r3-development-board.html>
- [34] MEFANET, síť lékařských fakult ČR a. *ECG-Einthoven-triangle - EKG/Katalog metod v biofyzice – WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-05-07]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/EKG/Katalog_metod_v_biofyzice#/media/File:ECG-Einthoven-triangle.svg
- [35] ECG Simulator. *Instructables* [online]. [cit. 2021-05-08]. Dostupné z: <https://www.instructables.com/ECG-Simulator/>

Seznam obrázků

- Obrázek 2.1 Pacientský simulátor ProSim8 [4]
Obrázek 2.2: Einthovenův trojúhelník [34]
Obrázek 2.3: EKG křivka [11]
Obrázek 2.4: EKG simulátor Life/form® [23]
Obrázek 2.5: EKG simulátor SIM-02 [19]
Obrázek 2.6: Celotělový simulátor novorozence - Premie Hal S2209 [33]
Obrázek 4.1: Blokové schéma EKG simulátoru
Obrázek 4.2: deska Arduino UNO [26]
Obrázek: 4.3: Střídy signálu [27]
Obrázek 4.4: Arduino prototyp modul [28]
Obrázek 4.5: Schéma napěťového děliče
Obrázek 4.6: Schéma napěťového sledovače [29]
Obrázek 4.7: Operační zesilovač TLC271CP [30]
Obrázek 4.8: Dětské EKG elektrody [31]
Obrázek 4.9: EKG kabel – Dräger
Obrázek 4.10: Ověření simulátoru na elektrokardiografu
Obrázek 4.11: Ověření EKG simulátoru na osciloskopu
Obrázek 4.12: Bluetooth module HC-05 [33]
Obrázek 4.13: Program fritzing - zapojení Bluetooth modulu HC-05
Obrázek 4.14: tvorba aplikace pro bezdrátové ovládání EKG simulátoru (MIT app editor)
Obrázek 4.15: aplikace pro bezdrátové ovládání EKG simulátoru (MIT app editor)
Obrázek 4.16: Arduino IDE
Obrázek 4.17: Arduino IDE – přidání knihovny
Obrázek 4.18: Arduino IDE – inicializace proměnných a nastavení komunikace
Obrázek 4.19: Arduino IDE – kód funkce *void loop*
Obrázek 5.1: Program Fritzing – Obvodové schéma zařízení
Obrázek 5.2: Fotografie EKG simulátor
Obrázek 5.3: Zdrojový kód
Obrázek 5.4: Připojení simulátoru na monitor životních funkcí Infinity Delta XL
Obrázek 5.5: Připojení simulátoru na monitor životních funkcí BeneHeart D3

Příloha A: Obsah přiloženého ZIP archivu

Popis souboru	Název souboru
Zadání bakalářské práce	Zadání_bakalářské_práce.pdf
Abstrakt (v českém jazyce)	Abstrakt.pdf
Abstrakt (v anglickém jazyce)	Abstract.pdf
Text bakalářské práce	17PBBBP_483415_Radek_Mikuš.pdf
Klíčová slova (v českém jazyce)	Klicova_slova.pdf
Klíčová slova (v anglickém jazyce)	Keywords.pdf
Zdrojový kód Arduino	Zdrojovy_kod.zip
Android aplikace	Android_aplikace.apk