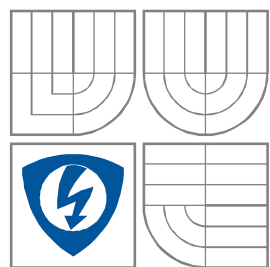


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

Generátor průběhu EKG signálu realizovaný mikrokontrolérem

Microcontroller based ECG Generator

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE Michal Bureš
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. Jiří Sekora
SUPERVISOR

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Michal Bureš

Ročník: 3

ID: 134463

Akademický rok: 2012/13

NÁZEV TÉMATU:

Generátor průběhu EKG signálu realizovaný mikrokontrolérem

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte průběh fyziologického i patologického EKG a navrhnete přípravek pro generování EKG průběhu pomocí mikrokontroléru. Proveďte systémový návrh takového zařízení, navrhnete elektrické schéma zapojení a sestavte program pro mikrokontrolér. Realizujte navržený přípravek s ohledem na to, že zařízení musí umožnit simulovaný výpadek spontánní elektrické aktivity srdce a musí reagovat na vnější stimulační impuls obnovením činnosti.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HAMPTON, J. R. EKG stručně, jasně, přehledně. Praha: Grada Publishing, 2005. 152 s., 6. vyd. ISBN 80-247-0960-0.

[2] M68HC08 Microcontrollers [PDF]. Freescale semiconductor, 2010. Rev. 2. Dostupný z <<http://www.freescale.com/>>

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

Konzultanti bakalářské práce:


prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
předseda oborové rady



UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Práce se zabývá vznikem EKG signálu a možnostmi generování fyziologického i patologického průběhu s využitím mikrokontroléru. Na základě seznámení se s metodami pro generování signálu byla pro realizaci použita metoda grafická, využívající k popisu signálu tabulkové hodnoty jednotlivých vln obsažených v EKG signálu. Bakalářská práce řeší návrh jednotlivých částí potřebných k realizaci funkčního generátoru. Těmito částmi jsou blokové schéma, systémový návrh a vývojový diagram. Z vytvořeného návrhu je vytvořen a naprogramován funkční přípravek schopný generovat EKG signál.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, srdce, mikroprocesor, D/A převodník, generátor signálu

ABSTRACT

This thesis deals with the generation of an ECG signal and options how to generate a physiological or a pathological signal using the microprocessor. On the basis of the studied methods for generating signal was used the graphic method, using the table values to describe the an individual waves contained in the ECG signal. Bacherol's thesis solves a design of the individual parts that are needed to realization the generator. These parts are a block diagram, a system design and a flowchart. On the basis of a design is constructed and programmed function ECG signal generator.

KEYWORDS

ECG, heart, microprocessor, DAC, signal generator

Bureš, M. *Generátor průběhu EKG signálu realizovaný mikrokontrolérem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2013. 37 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Generátor průběhu EKG signálu realizovaný mikrokontrolérem jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Jiřímu Sekorovi za jeho odbornou pomoc, cenné rady a čas strávený při konzultacích. Děkuji také za ochotu řešit všechny problémy, které se během vypracování vyskytly.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků a tabulek	vii
Úvod	1
1 Teoretický úvod	2
1.1 Stavba srdce a jeho činnost	2
1.2 Elektrická činnost srdce	3
1.3 EKG.....	5
1.4 Patologie.....	9
2 Metody generování EKG signálu	10
2.1 Metoda matematická	10
2.2 Metoda grafická.....	11
3 Návrh generátoru ekg průběhů	12
3.1 Blokové schéma	12
3.1.1 Digitální část	13
3.1.2 Analogová část.....	14
3.2 Systémový návrh	15
3.3 Vývojový diagram navrženého programu.....	19
3.4 Vzorkování	24
3.5 Realizace softwarové části	27
3.5.1 Realizace vzorkování pomocí pole hodnot.....	27
3.5.2 Popis programu	29
3.6 Ověření funkčnosti přípravku.....	34
4 Závěr	37
Literatura	38
Seznam příloh	40

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obr 1. 1: Řez srdcem [1].....	2
Obr 1. 2: Převodní systém srdce [3]	3
Obr 1. 3: Fibrilace síní (nahore) v porovnání se sinusovým průběhem (dole) [6]	4
Tab 1. 1: Tabulka zapojení jednotlivých svodů.....	5
Obr 1. 4: Ukázka připojení dílčích svodů tvořící Einthovenův trojúhelník [7].....	6
Obr 1. 5: Příklad 12-ti svodového elektrokardiogramu na milimetrovém papíře [8]	6
Obr 1. 6: Zobrazení EKG křivky s vyznačenými složkami na milimetrovém papíře [9].	8
Obr 1. 7: Skládání signálu v závislosti na průchodu vzruchu srdcem [11]	8
Obr 2. 1: Typická trajektorie generována dynamickým modelem [12].....	11
Obr. 2. 2: Rozdíl mezi spojitým signálem (vlevo) a diskretním signálem	11
Obr 3. 1: Blokové schéma generátoru EKG signálu.....	12
Obr. 3. 2: Ukázka mikroprocesoru ATmega-644P	13
Obr 3. 3: Obecné zapojení odporové sítě.....	14
Obr 3. 4: Schéma zapojení napájení	15
Obr 3. 5: 12bitová odporová síť.....	16
Obr. 3. 6: Zapojení výstupní části.....	17
Obr 3. 7: Přepěťová ochrana.....	17
Obr. 3. 8: Komparátor pro defibrilační impuls.....	18
Obr. 3. 9 Struktura menu	19
Obr 3. 10: Vývojový diagram pro menu.....	20
Obr 3. 11: Vývojový diagram pro generování průběhu.....	21
Obr. 3. 12: Vývojový diagram simulace zástavy srdce	22
Obr. 3. 13: Struktura celého programu a provázanost bloků	23
Tab 3. 1: Závislost počtu vzorků generovaných úseků a intervalů na tepové frekvenci	24
Tab 3. 2: Tabulka pro počet vzorků v závislosti na frekvenci	25
Obr. 3. 14: Ukázka vzorkovaného signálu pro flutter komor	26
Obr. 3. 15: Ukázka vzorkovaného signálu pro flutter síní.....	26
Obr. 3. 16: Ukázka vzorkovaného signálu pro elevaci T vlny	26
Obr. 3. 17: Vývojový kit EvB 4.3.....	27
Obr. 3. 18: 60 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá).....	34

Obr. 3. 19: 120 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)	34
Obr. 3. 20: Flutter síní, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)	35
Obr. 3. 21: Elevace T vlny, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)	35
Obr. 3. 22: 80 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)	36
Obr. 3. 23: 100 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)	36
Obr. 3. 24: Flutter komor, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)	36
Obr. A. 1: Strana spojů, velikost 122 x 84 mm	41
Obr. A. 2: Strana součástek, vyobrazení drátových propojek	41
Obr. A. 3: Osazovací výkres strany spojů, umístění SMD prvků.....	42
Obr. A. 4: Osazovací výkres strany součástek.....	42
Obr. A. 5: Pohled na osazenou desku plošných spojů	43
Obr. A. 6: Pohled na stranu spojů	43

ÚVOD

Elektrokardiografie (EKG) je vyšetřovací metoda, při které je za pomoci elektrod snímána elektrická aktivita srdce. Výsledkem je křivka zaznamenaná digitálně nebo na milimetrovém papíře popisující rozdílný napěťový potenciál mezi jednotlivými body v průběhu času. Přístroje sloužící k vyšetření a přístroje stimulující srdeční svalstvo, jakými jsou kardiostimulátory, je potřeba před uvedením do provozu testovat a ladit, v průběhu jejich využívání i kalibrovat. V praxi je nemožné provádět tyto kroky se signálem, který je v reálném čase snímán pomocí elektrod pacientovi. Z toho tedy plyne potřeba generátoru s nastavitelnými parametry fyziologického i patologického průběhu.

Cílem práce je sestavit generátor průběhu EKG signálu realizovaný mikrokontrolérem. K vyřešení zadání je nejprve potřeba prostudovat problematiku vzniku tohoto signálu a problematiku jednotlivých srdečních poruch. Je důležité pochopit jednotlivé principy generování průběhu a vliv jednotlivých složek na výsledný signál. Neméně důležitým aspektem k úspěšnému vyřešení problému, je znát programovací jazyk C, mikroprocesorovou techniku, řešení jak analogových, tak i digitálních obvodů a číslicové zpracování signálu.

Hotový generátor najde mnohá využití jak z hlediska teorie, tak i z praxe. Bude moci posloužit studentům biomedicínských i medicínských fakult, a to k pochopení vzniku a průběhu EKG signálu. V praxi by přístroj mohl najít uplatnění při výrobě a kalibraci elektrokardiografů i kardiostimulátorů.

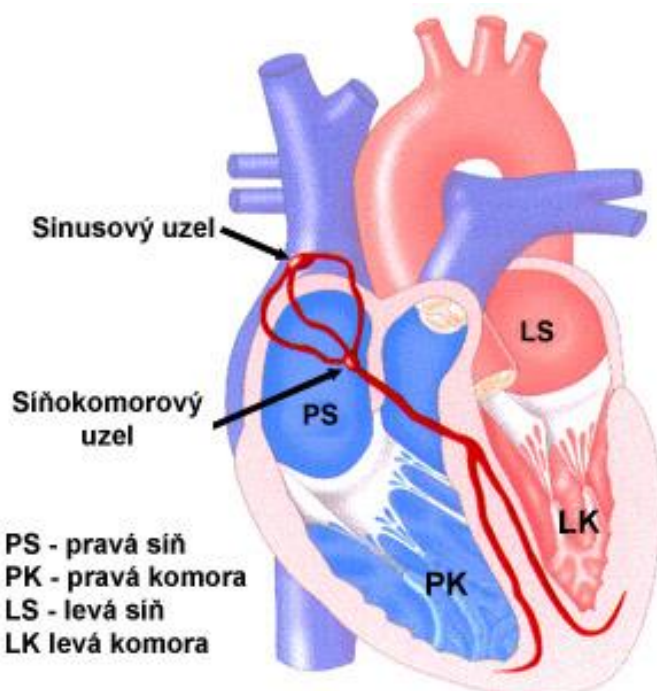
1 TEORETICKÝ ÚVOD

1.1 Stavba srdce a jeho činnost

Srdce je dutý svalový orgán kuželovitého tvaru. Nachází se mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí. U dospělého člověka je asi 12 cm dlouhé a 8 - 9 cm široké. Jeho hmotnost se pohybuje okolo 230 g – 340 g v závislosti na pohlaví. V klidovém stavu se jeho frekvence pohybuje 70 – 80 stahy za minutu což odpovídá přečerpanému objemu 5 – 6 l/min. V případě potřeby se tato hodnota však může zvýšit i pětkrát.

Srdce je rozdělené na dvě poloviny, kde každá polovina je dále rozdělena na síň a komoru, tedy čtyři samostatné dutiny. Krev při průchodu srdcem protéká všemi čtyřmi dutinami, které jsou navzájem odděleny chlopněmi, zabraňujícími zpětnému toku krve. Neokysličená krev je přiváděna dutými žilami (horní, dolní), které se před srdcem slévají do tzv. žilného splavu (Obr 1. 1).

- **Pravá síň** – Krev sem přitéká z žilného splavu a přes pravou síň proudí dále do pravé komory. Svalové napětí uzavírá trojcípou chlopeň a tím se zabraňuje proudění krve zpět.
- **Pravá komora** – Po přítoku krve do pravé komory směřuje neokysličená krev dále do hlavní tepny plicního oběhu a do plic.
- **Levá síň** – Z plic přitéká okysličená krev do levé síně.
- **Levá komora** - Do levé komory se okysličená krev dostává z levé síně, po stahu levé komory je krev vypuzována do aorty[2].



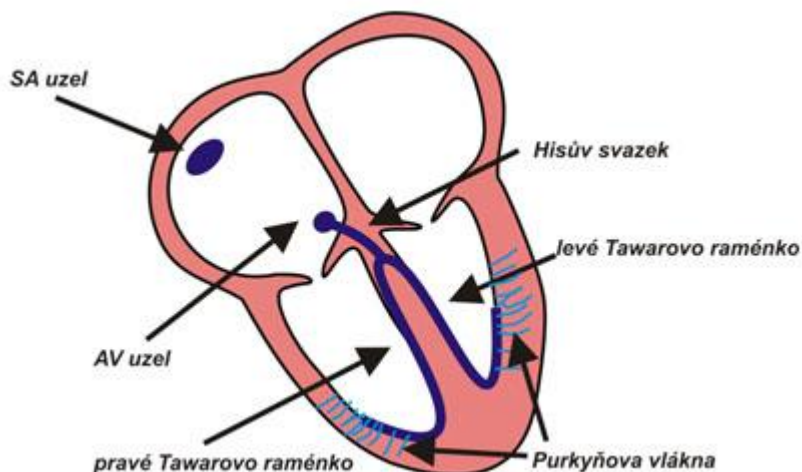
Obr 1. 1: Řez srdcem [1]

1.2 Elektrická činnost srdce

Kontrakce každého srdečního svalu je spojena s elektrickými změnami, které se nazývají depolarizace, tyto změny lze zaznamenat elektrodami umístěnými na povrchu těla. Jelikož jsou tímto způsobem detekovány všechny svalové kontrakce, jsou kontrakce srdečního svalu a s ním spojené elektrické změny patrné jen tehdy, je-li pacient naprosto uvolněný a nekontrahuje se kosterní svaly.

Převodní systém srdce

Každý srdeční cyklus doprovází elektrický výboj, který vychází z oblasti zvané „sinoatriální (SA) uzel“. Depolarizace se poté šíří přes síňová vlákna k oblasti zvané „atrioventrikulární (AV) uzel“, v této oblasti dochází ke zpoždění. Po tomto ději se vzruch šíří velkou rychlostí přes specializovanou vodivou tkáň. Tato tkáň začíná traktem zvaným „Hisův svazek“, který se v mezikomorovém septu dělí na dvě raménka, která se v češtině nazývají „Tawarova“. Ve svalovině komor se vzruch šíří o něco pomaleji prostřednictvím tkáně nazývané „Purkyňova vlákna“. Jakmile elektrická vlna projde přes tuto vodivou tkáň, aktivuje se svalovina komor (Obr 1. 2)[4].



Obr 1. 2: Převodní systém srdce [3]

Srdeční rytmus

Srdeční rytmus je určen skupinou buněk, která má nejrychlejší změnu spontánního napětí, tedy nejrychlejší změnou napětí mezi vnitřním a vnějším prostředím buněk. Za normálních okolností vzniká vzruch v SA uzlu, z něj se pak převodním systémem šíří na pracovní myokard. Protože SA uzel dodává rytmus celé srdeční akci, označuje se jako pacemaker a jeho rytmus je sinusový s frekvencí 60 – 90 akcí za minutu.

Rytmus ale nemusí vznikat jen v SA uzlu, je to dáno tím, že buňky schopné spontánní depolarizace (samovolného vzniku akčního potenciálu) jsou přítomny i na jiných místech v srdci. Rytmus srdce je vždy řízen centrem s nejrychlejší spontánní frekvencí. Proto se náhradní centra automacie mohou uplatnit jen tehdy, ustane-li vliv nadřazeného SA uzlu. Pokud je tedy SA uzel poškozen, nahrazuje jeho funkci AV uzel tzv. sekundární pacemaker s frekvencí 40 – 60 akcí/min. V případě nutnosti je zde ještě terciální pacemaker, kterým jsou komory s frekvencí 30 – 40 akcí/min. Posloupnost,

která tímto procesem vzniká, nazýváme gradient srdeční automacie. Patologicky nemusí vzruch vznikat ani v jednom z těchto tří center, ale mohou se objevovat v oblasti patologických ohnisek v síních s rychlým sledem impulsů nebo se může jednat o mechanismus krouživé kontrakce na bázi fenoménu návratných vzruchů. Takto je tomu například u fibrilace síní, kterou charakterizuje zcela nepravidelná činnost srdce[5].

Přehled srdečních rytů

Fyziologické:

- **Sinusový rytmus** (Rytmus vznikající v SA uzlu)

Patologické:

- **Junkční rytmus** (Rytmus vznikající v AV uzlu)
- **Idioventrikulární rytmus** (Rytmus vznikající ve svalovině komor)
- **Flutter síní** (Rytmus vznikající obíháním vzruchu po abnormálních drahách síní)
- **Fibrilace síní** (Rytmus vznikající chaotickým pohybem svaloviny síní, který je nepravidelně převáděn na svalovinu komor) (Obr 1. 3).



Obr 1. 3: Fibrilace síní (nahore) v porovnání se sinusovým průběhem (dole) [6]

1.3 EKG

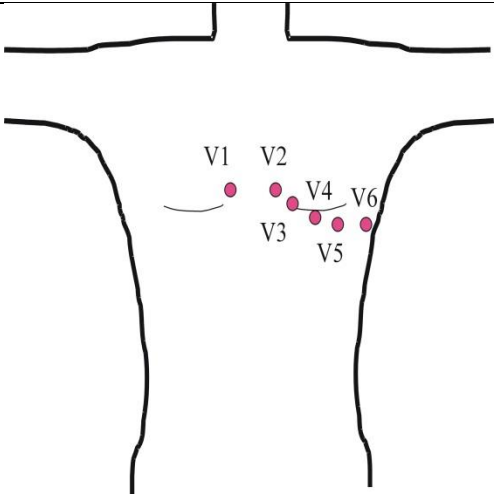
Elektrokardiografie

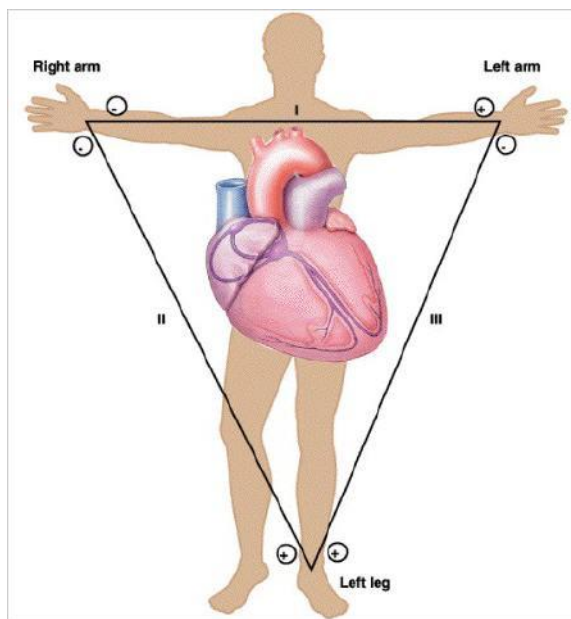
Elektrokardiografie je základní vyšetřovací metodou užívanou v kardiologii. Principem je snímání elektrické srdeční aktivity a jejího zaznamenávání například v podobě elektrokardiogramu, který umožňuje její další hodnocení a zkoumání. Tato vyšetřovací metoda je většinou neinvazivní (provádí se na povrchu těla) a pomocí elektrod umístěných na kůži měříme rozdíl napětí jako projev šíření akčního potenciálu myokardem.

Snímání srdeční aktivity

Na začátku 20. století probíhalo snímání srdeční aktivity pomocí tří bipolárních končetinových svodů, které tvořili Einthovenův trojúhelník (Obr 1. 1Obr 1. 4). Principem tohoto zapojení je zapojení dvou aktivních elektrod s přesně danou polaritou. V dnešní moderní době se používá záznam 12-ti svodový. K tradičním bipolárním končetinovým svodům jsou přidány unipolární končetinové svody a unipolární hrudní svody. Jejich přehled je v tabulce (Tab 1. 1).

Tab 1. 1: Tabulka zapojení jednotlivých svodů.

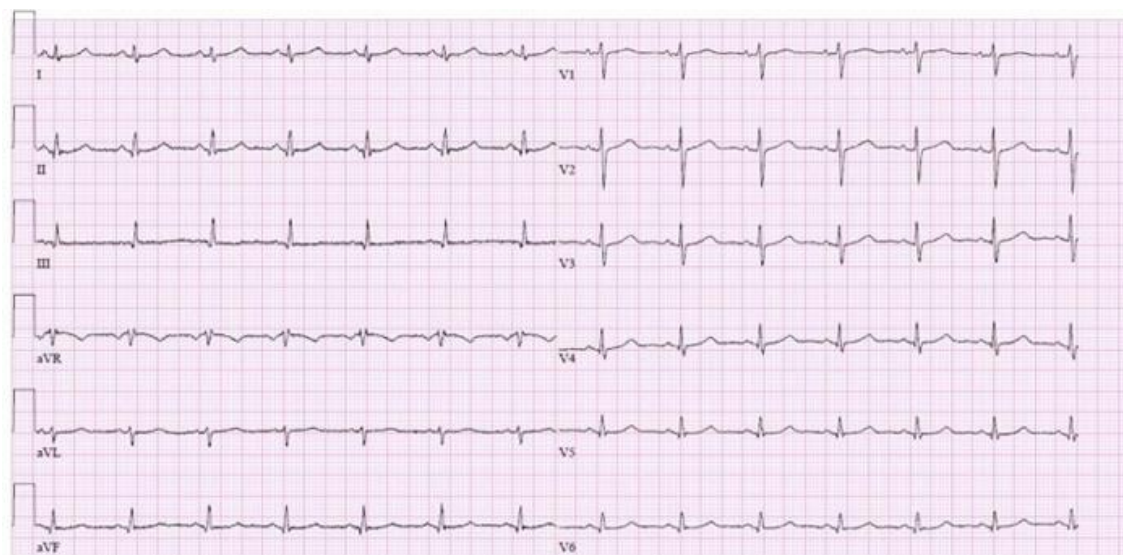
Název	Svod	Zapojení svodu	
Bipolární končetinové svody -Eithovenovy-	I	+ levá horní končetina	-pravá horní končetina
	II	+ levá dolní končetina	-pravá horní končetina
	III	+ levá dolní končetina	-levá horní končetina
Unipolární končetinové svody -Goldbergerovy-	aVR	zvýšený svod na pravé horní končetině	
	aVL	zvýšený svod na levé horní končetině	
	aVF	zvýšený svod na levé dolní končetině	
Unipolární hrudní svody -Wilsonovy-	V1		
	V2		
	V3		
	V4		
	V5		
	V6		



Obr 1. 4: Ukázka připojení dílčích svodů tvořící Einthovenův trojúhelník [7]

Elektrokardiogram

Grafický záznam časového průběhu elektrické činnosti srdce, který je zaznamenáván elektrodami umístěnými na povrchu lidského těla a slouží dále k diagnostickým účelům, se nazývá elektrokardiogram (Obr 1. 5). Tento záznam je obrazem elektrické činnosti srdce a je tvořený jednotlivými EKG křivkami (Obr 1. 6).



Obr 1. 5: Příklad 12-ti svodového elektrokardiogramu na milimetrovém papíře [8]

Křivka EKG

EKG křivka (obr 1.6) obsahuje tyto složky:

- **Vlny** – Mají menší amplitudu a oblý tvar.
- **Kmity** – Mají větší amplitudu a ostrý tvar.
- **Segmenty** – Úsek mezi koncem vlny či kmitu až po následující vlnu či kmit.
- **Intervaly** – Interval zahrnuje segment zahrnující přiléhající vlnu či kmit.

Všechny tyto složky vznikají a jsou přímo závislé na průchodu vzruchu svalovinou a převodním systémem srdce (Obr 1. 7).

P vlna – Vzniká při depolarizaci síní, má pozitivní hodnotu, její amplituda nepřesahuje hodnotu 0,25 mV s délkou trvání do 100 ms.

T vlna – Vzniká při repolarizaci komor, má pozitivní hodnotu a následuje po QRS komplexu. Amplituda nabývá hodnot 0,2 mV až 0,8 mV s dobou trvání 0,1 – 0,25 ms.

U vlna – Není vždy patrná, vyskytuje se pouze u některých jedinců, její původ není zcela znám. Má pozitivní charakter a následuje po T vlně.

QRS komplex – Je obrazem depolarizace komor, obvykle tvořený třemi kmity. Každý pozitivní kmit v tomto komplexu se označuje R, negativní kmit předcházející kmitu R se nazývá kmit Q, kmit následující po kmitu R se nazývá kmit S. Trvání celého komplexu je 60 až 100 ms.

Q kmit – První negativní kmit komplexu QRS vyjadřuje depolarizaci septa. Amplituda nepřesahuje 25% kmitu R, obvykle trvá méně než 30 ms.

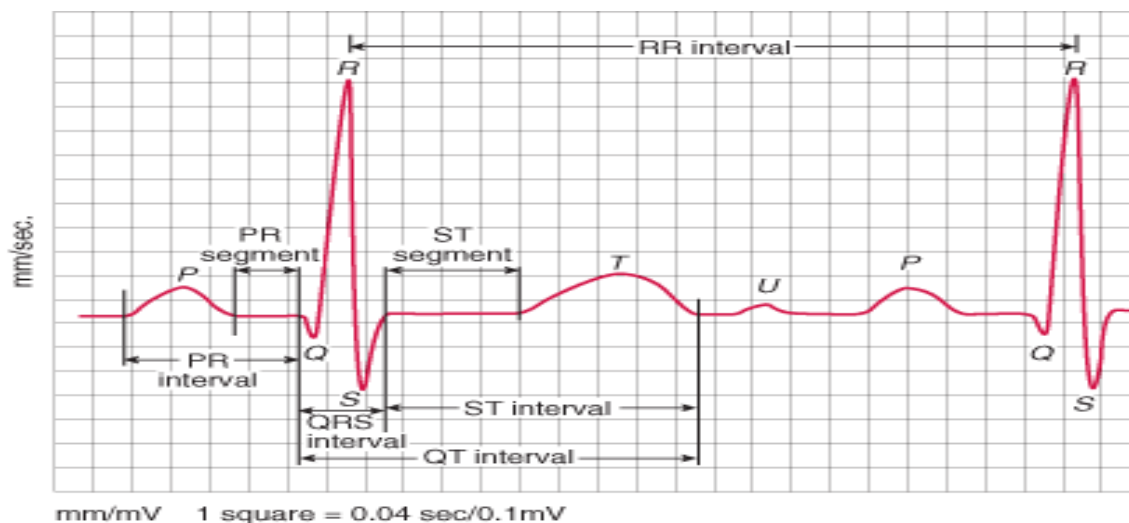
R kmit – Pozitivní výchylka komplexu QRS. Amplituda může dosáhnout několika mV, na některých místech snímání nemusí být ale vidět, délka trvání do 100 ms.

S kmit – Negativní kmit následující po kmitu R, nemusí se vyskytovat u všech jedinců. Amplituda do 0,8 mV s délkou trvání do 50 ms.

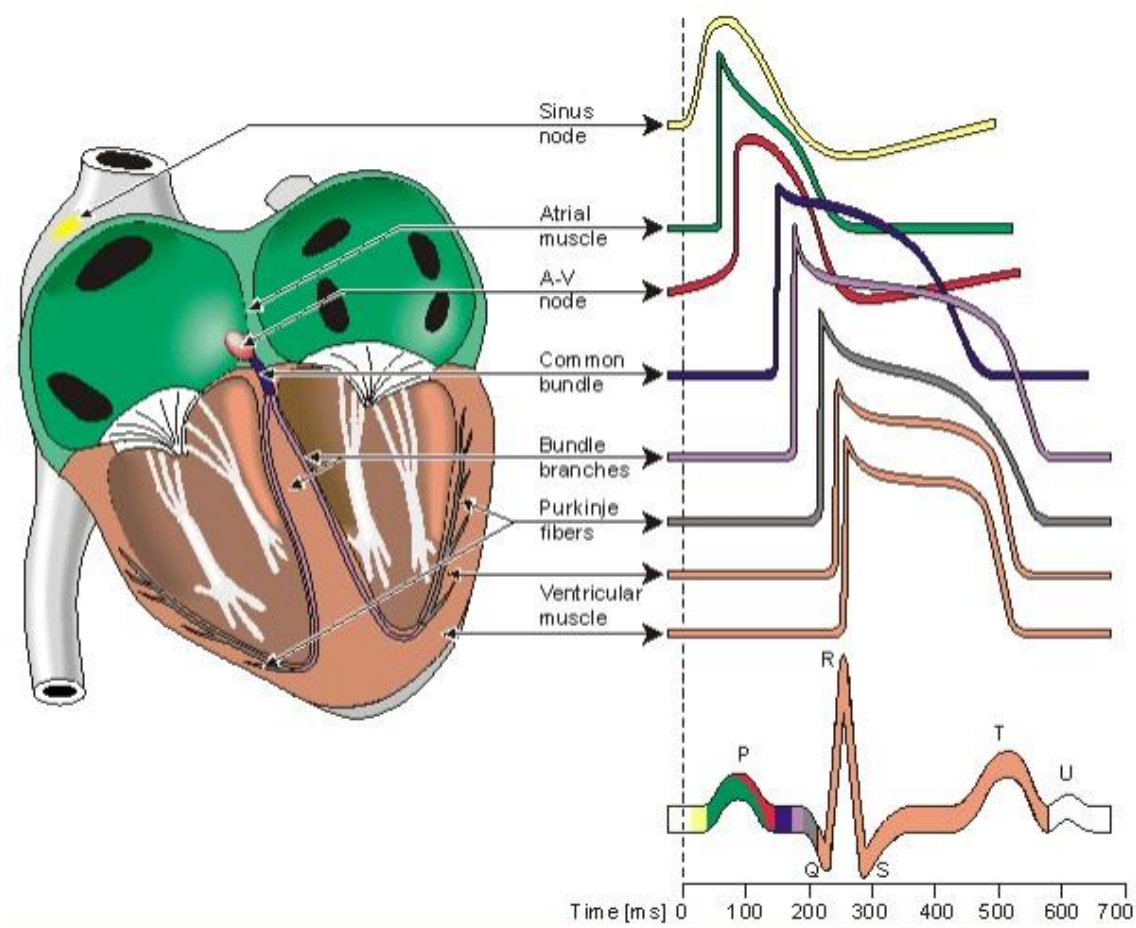
Interval PQ(R) – Interval měřený od počátku P vlny po začátek kmitu Q. Změřený časový úsek odpovídá době, za kterou se dostane vzruch z SA uzlu, přes AV uzel k Hisovu svazku. Obvykle trvá 100 až 200 ms.

Interval RR – Interval měřený od kmitu R po následující kmit R, toto časové rozmezí slouží k určení tepové frekvence. Pokud je tepová frekvence pravidelná, tato vzdálenost se téměř nemění.

Segment ST – Úsek od konce QRS komplexu po začátek T vlny, v této chvíli jsou všechny komory depolarizovány a nastává repolarizace komor. Může se stát, že bude vykazovat pokles či nárůst oproti isoelektrické linii, do 0,1 mV[9][10].



Obr 1. 6: Zobrazení EKG křivky s vyznačenými složkami na milimetrovém papíře [9]



Obr 1. 7: Skládání signálu v závislosti na průchodu vzruchu srdcem [11]

1.4 Patologie

Patologie označuje stav, který se odchyluje od normálu a je odlišný fyziologickému, neboli normálnímu stavu. V případě patologických stavů EKG čitelných z elektrokardiogramu se jedná o chybějící, popřípadě přebývající složky, amplitudy vychylující se od normálu či rozdílné doby trvání jednotlivých intervalů a segmentů.

Pod patologickými stavy EKG jsou zařazeny tyto jevy:

- Sinusové arytmie
- Supraventrikulární arytmie
- Komorové arytmie
- Převodní poruchy

Práce se podrobněji zabývá generováním těchto vybraných patologických stavů:

Flutter síní - Srdeční arytmie, jejíž příčinou je abnormální šíření vzruchu předsíněmi. Vzniká v okruhu svaloviny v oblasti kolem ústí dolní duté žíly. Flutter síní je obvykle záchvatovitý a má sklon k přechodu do fibrilace. Pro EKG křivku je typické nahrazení P vlny rychlými flutterovými vlnkami[13].

Flutter komor - Poměrně ojedinělá arytmie, závažnost je naprosto stejná jako u fibrilace. Jednotlivé složky EKG křivky jsou nečitelné a namísto nich je pozorovatelná sinusoida o frekvenci 180 – 220 tep/min[5].

Výpadek QRS - porucha srdečního rytmu označována také jako AV blokáda II. stupně Mobitz II. Obvykle je spojována s bradykardií (tep pod 60/min). Projevuje se opakovanými výpadky QRS beze změn intervalu. Nebezpečí poruchy spočívá v riziku přechodu bloku v AV blok III stupně. Řešením je trvalá kardiostimulace[4].

Převod 2:1 a 3:1 - AV blokáda druhého stupně. Frekvence P vln i interval PR je normální. Poměr 2:1 (3:1) značí dvě (tři) vlny jeden QRS complex. Tento typ se vyskytuje při poruchách lokalizovaných v dolní části hisova svazku[4].

Elevace T vlny - Elevace úseku ST je příznakem poranění myokardu v důsledku akutního, nebo nedávno prodělaného infarktu. Úsek by měl být izoelektrický, tedy na stejné úrovni jako část mezi T a následující P vlnou. Při elevaci je úsek ST nad touto úrovní[4].

2 METODY GENEROVÁNÍ EKG SIGNÁLU

Pro generování EKG signálu existují dvě metody, a to metoda matematická a metoda grafická.

2.1 Metoda matematická

Všechny signály, které mají periodický charakter lze zapsat pomocí matematického vyjádření.

Fourierova řada

Pokud si prohlédneme EKG signál (Obr 1. 5) je patrné, že se jedná o periodický průběh a lze jej tedy matematicky zapsat jako periodický signál o periodě T pomocí Fourierovy řady[11].

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \sin k\omega t + b_n \cos k\omega t), \quad \text{kde } \omega = \frac{2\pi}{T} \quad (2.1)$$

Pro fourierovy koeficienty, tedy čísla a_k , b_k platí:

$$a_k = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} f(t) \cos k\omega t dt, \quad b_k = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} f(t) \sin k\omega t dt \quad (2.2)$$

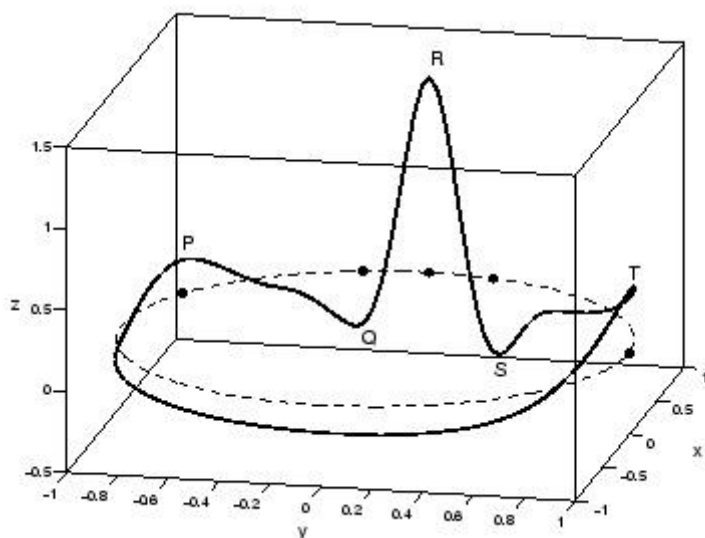
Každý prvek EKG křivky lze samostatně vyjádřit pomocí modifikací těchto funkcí a následně sečíst aby dohromady vytvořilo jednotnou EKG křivku.

Dynamický model

Model generuje trajektorii v trojrozměrném stavovém prostoru se souřadnicemi x,y,z (Obr 2. 1). Kvazi – periodicitu je definována pohybem dokola po generované trajektorii. Jeden dokončený pohyb okolo celé trajektorie odpovídá jednomu RR intervalu. Dynamická rovnice pohybu je souborem tří diferenciálních rovnic:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \alpha x - \omega y \\ \dot{y} &= \alpha y - \omega x \\ \dot{z} &= - \sum_{i \in P, Q, R, S, T} a_i \Delta \theta_i \exp(-\Delta \theta_i^2 / 2b_i^2) - (z - z_0) \end{aligned} \quad (2.3)$$

Kde $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$, $\theta = a \tan 2(x, y)$, kde ω popisuje úhlovou rychlost, z_0 popisuje izoelektrickou linii. Vzorec pro výpočet z_0 je následující $z_0 = A \sin 2\omega f_2 t$, kde $A = 0,15\text{mV}$ a f_2 popisuje frekvenci způsobenou dýcháním[12].

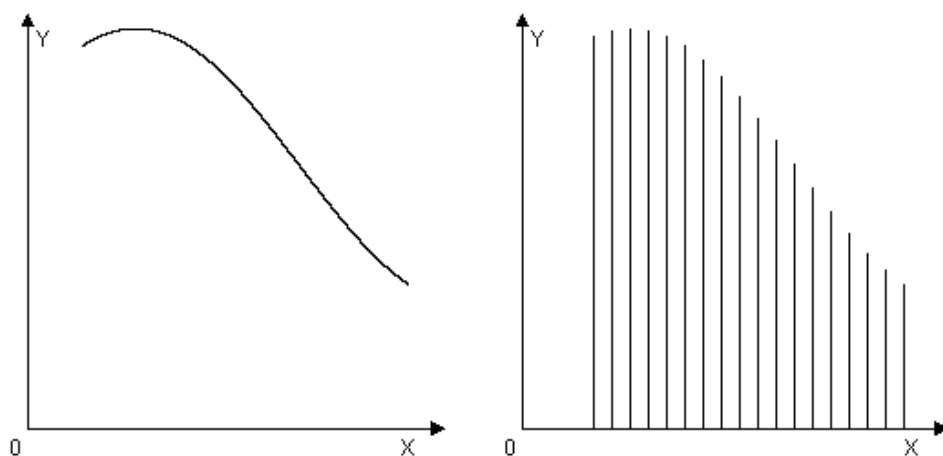


Obr 2. 1: Typická trajektorie generována dynamickým modelem [12]

2.2 Metoda grafická

Druhý způsob, jakým vytvářet křivku EKG je tvorba za pomoci tabulky hodnot, ve které je pro každý bod křivky přesně definovaná hodnota v závislosti na čase. Lze definovat jak celou EKG křivku, tak i jednotlivé složky, které se složí v konečnou křivku. Tato varianta je vhodnější pro manipulaci se signálem, lze totiž jednotlivé složky zcela vynechat a naopak některé přidat.

Kvůli těmto přednostem byla právě tato metoda vybrána pro vytvoření generovaného signálu. Ukázkou, jakým způsobem probíhá generování právě tímto způsobem je na Obr 2. 2.

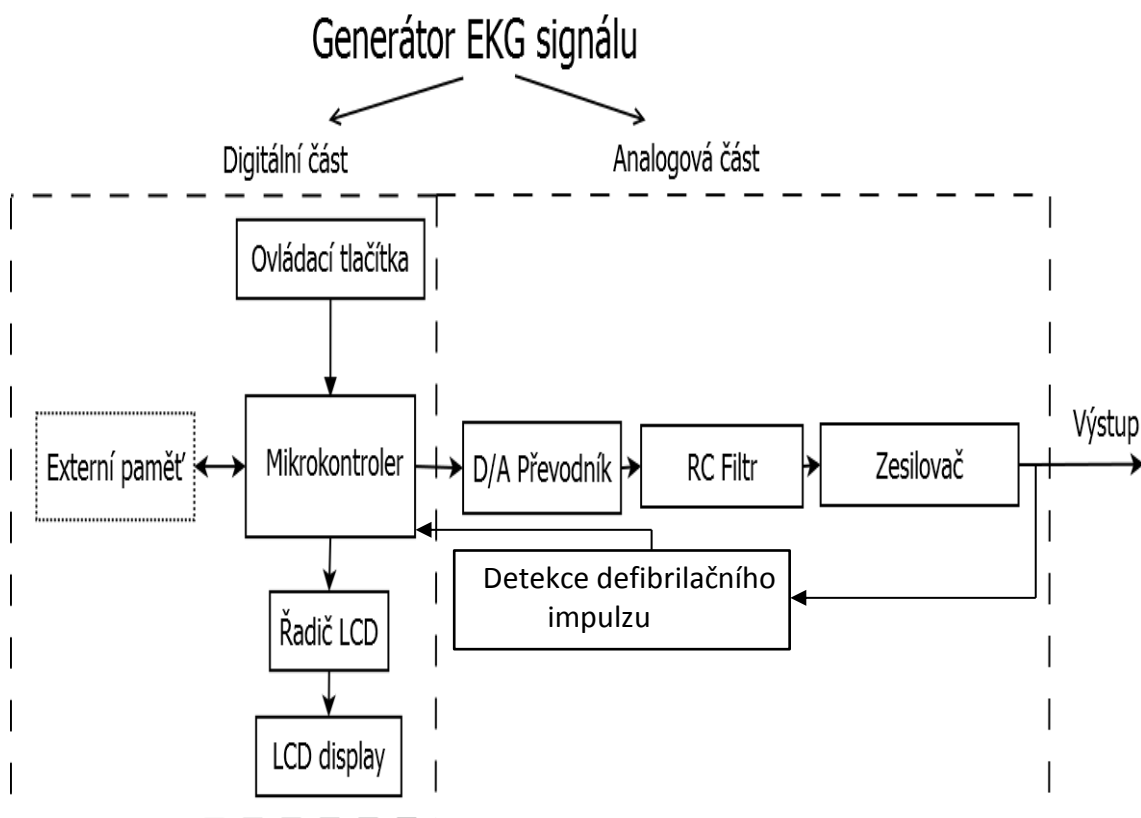


Obr. 2. 2: Rozdíl mezi spojitým signálem (vlevo) a diskrétním signálem

3 NÁVRH GENERÁTORU EKG PRŮBĚHŮ

3.1 Blokové schéma

Aby bylo možné pustit se do tvorby generátoru EKG signálu, je potřeba vytvořit blokový diagram (Obr 3. 1). Blokový diagram je rozdělen na dvě poloviny a to na digitální část a analogovou část. Je to z toho důvodu, že v každé části diagramu se odehrává zcela odlišný proces. V digitální části, která je tvořená mikrokontrolérem, ovládacími tlačítky a displejem je signál vytvářen za pomoci zdrojového kódu ovládacích knihoven a jazyka C. Z digitální části vychází signál jako binární kód a je potřeba jej uvést do analogové podoby, aby byl čitelný a použitelný. K tomu nám slouží analogová část tvořená D/A převodníkem, RC filtrem a zesilovačem. Na výstupu je signál, který reprezentuje EKG křivku a je měřitelný na osciloskopu.



Obr 3. 1: Blokové schéma generátoru EKG signálu

3.1.1 Digitální část

Mikrokontrolér

Hlavní částí celého zapojení je mikroprocesor ATmega-644P od firmy Atmel. Jedná se o 8bitový mikroprocesor s 32 kB pamětí typu Flash pro program a data, umožňující ISP programování. Obsahuje také 2 kB paměť RAM a 1 kB EEPROM. Mikroprocesor obsahuje 32 programovatelných pinů, všechny jsou v zapojení využity. Napájení lze realizovat od 2,7 V do 5,5 V. Mikroprocesor zajišťuje komunikaci s LCD displejem a ovládá výstupy. Použitý mikroprocesor byl zvolen s ohledem na jeho vnitřní paměť a na počet výstupních pinů, použití mikroprocesoru nižší třídy je tedy nemožné. Mikroprocesor je napájen stabilizovaným napětím 5 V. [18]



Obr. 3. 2: Ukázka mikroprocesoru ATmega-644P

Ovládací tlačítka

Tento blok slouží pro komunikaci s mikroprocesorem respektive k ovládání a výběru jednotlivých funkcí celého generátoru. Pro realizaci ovladače byly zvoleny 4 funkční tlačítka (tlačítko nahoru, tlačítko dolů, potvrzovací tlačítko OK, tlačítko pro návrat zpět ESC). Vybraná tlačítka P-B1715 byla vybrána s ohledem na jejich dostupnost a dlouhou životnost. Zapojení tlačítek je realizováno přes pull-up rezistory, mikroprocesor má pull-up rezistory integrované, v zapojení byly však využity externí rezistory 10 k Ω . Tlačítka jsou napájena 5 V a při sepnutí se uzemní právě přes pull-up rezistor.

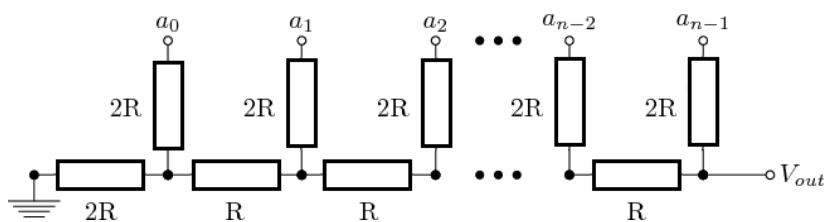
LCD display

LCD display je nutnou součástí zapojení. Pro správnou práci s generátorem je totiž nutné, aby byly viditelně zobrazeny funkce, které jsou v mikrokontroléru naprogramovány a možnost zobrazit v které části menu se uživatel nachází. Pro zapojení je použit displej WINSTAR WH1604A-YYH-ET. Tento displej splňuje všechny požadavky, které jsou kladeny na zobrazení. Nabízí 4 řádky, na každém z nich je 16 znaků, vysoký a regulovatelný kontrast a dostatečně silné podsvícení. Všechny tyto aspekty a nízká pořizovací cena byly při výběru klíčové. Displej je napájen 5 V a regulace kontrastu se provádí přes potenciometr. [19]

3.1.2 Analogová část

D/A převodník – odporová síť

Pro převod digitálního signálu na analogový čili nespojitého na spojitý slouží D/A převodník. V zapojení je použita odporová síť, neboli R-2R. Použití odporové sítě namísto D/A převodníku v pouzdře vyplývá z nedostupnosti této součástky. Použitá síť R-2R je 12bitová, hodnota signálu je tedy určena 12bitovým číslem. To zaručuje jemnější výstupní charakteristiku, která je u generování EKG signálu velmi důležitá. Princip použití je následující, každý z pinů mikroprocesoru, vysílá signál o hodnotě 0 V nebo 4,2 V a to takovou rychlostí, jaká je zvolená vzorkovací frekvence. Počet použitých vstupů odporové sítě je shodný s počtem použitých výstupních pinů mikroprocesoru. Výstupy mikroprocesoru mají přiřazenou váhu od 2^0 až po 2^{12} a podle váhy jednotlivých bitů jsou zapojeny do odporové sítě tak, že bit s nejvyšší váhou je přiveden nejbližší ke vstupu. V reálném zapojení to znamená, že musí překonat nejkratší cestu a výsledná hodnota z tohoto vstupu bude mít na výstupu vyšší úroveň napětí, než bit s nižší váhou. Nejvyšší výstupní napětí odporové sítě je v okamžiku, kdy mikroprocesor odešle ze všech výstupních pinů logickou 1 a naopak.



Obr 3. 3: Obecné zapojení odporové sítě

Zesilovač

Tato část zapojení je velice důležitá pro úpravu signálu, který vychází z odporové sítě. Hodnoty napětí, které generuje mikroprocesor a které prochází sítí, totiž neodpovídají reálným hodnotám EKG křivky. Je tedy potřeba pozměnit amplitudu signálu, aby odpovídala reálným hodnotám křivky a offset nastavit tak, aby izoelektrická složka odpovídala 0 V. Pro tyto účely byl vybrán operační zesilovač LM358N s připojením dvou trimérů pro přesné ladění. Zesilovač je napájen symetrickým napájením ± 5 V.

RC filtr

RC filtr slouží k vyhlazení signálu a odstranění záskmitů. Generovaný signál, který prošel přes odporovou síť, není totiž úplně jemný a je tedy potřeba dodatečných úprav. V zapojení je použita dolní propust realizovaná RC článkem, toto zapojení se zvyšující se frekvencí zvyšuje svoji impedanci. Nejdůležitějším parametrem je mezní frekvence, která odpovídá polovině vzorkovacího kmitočtu. V tomto případě je mezní frekvence 250 Hz. Hodnota součástek použitých pro filtr se vypočítá podle následujícího vztahu:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

3.2 Systémový návrh

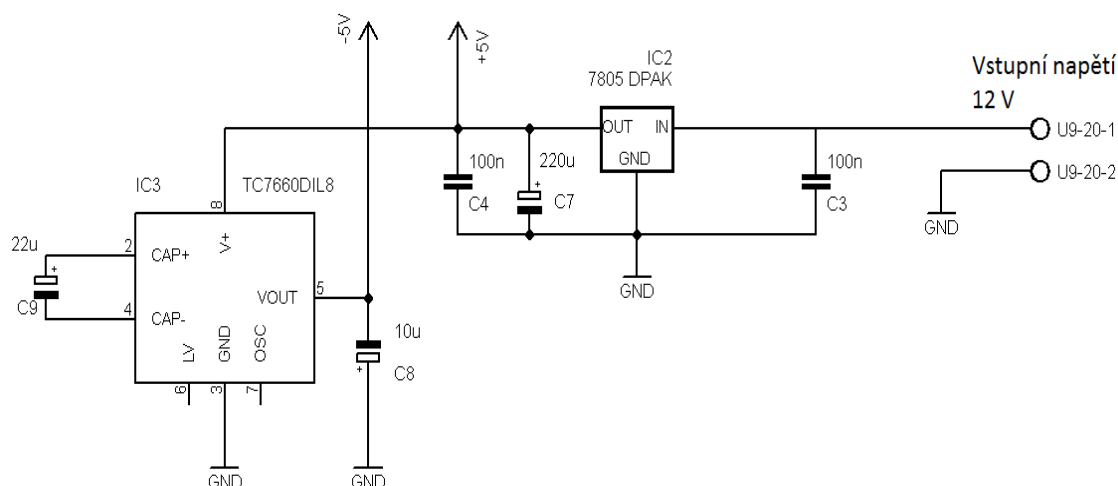
Celkové schéma zapojení je v příloze A.1. Zde jsou popsány pouze důležité prvky ovlivňující činnost celého zapojení.

Napájení

Kompletní schéma zapojení napájecí části popisuje Obr 3. . Přípravek je napájen stejnosměrným napětím 12 V. Napětí je přivedeno na lineární regulátor napětí 7805 v pouzdře DPAK, který stabilizuje napětí a poskytuje napájení 5 V/1 A tedy až 5 W. Jelikož v zapojení není použito energeticky náročných součástek a příkon celého přípravku je nízký, není tedy zapotřebí použít chlazení regulátoru, které by bylo jinak nutné, kvůli ztrátovému výkonu při regulaci napětí z 12 V na 5 V. [21]

Záporné napětí - 5 V potřebné k napájení operačního zesilovače a integrovaných obvodů použitých v zapojení (napájení ± 5 V) vytváří DC/DC měnič TC7660 v pouzdře DIL8, který je napájen 5 V z regulátoru. Hodnoty všech použitých součástek jsou zvoleny z ohledem na doporučení příslušných katalogových listů. [20]

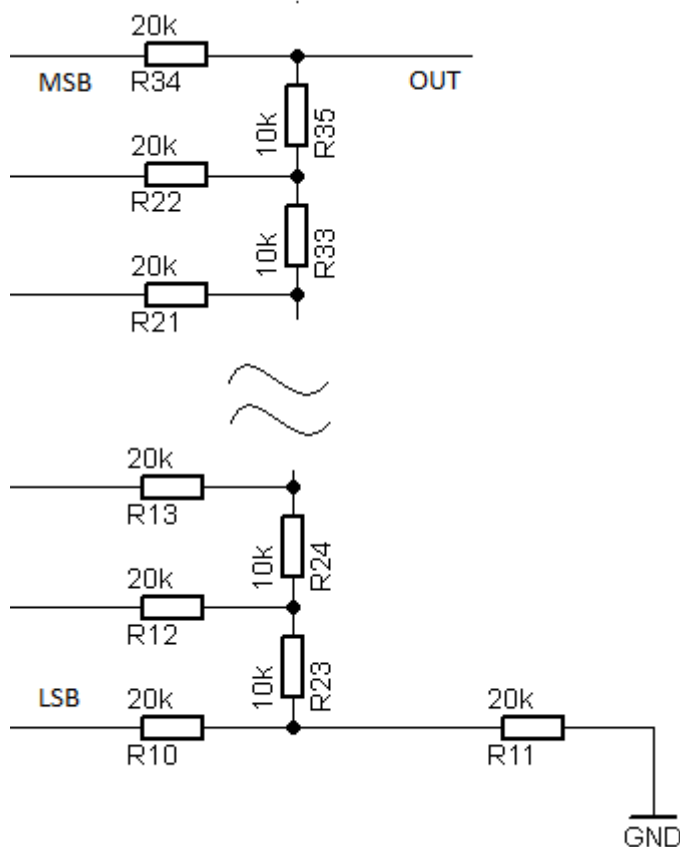
Použitý DC/DC měnič TC7660 pracuje při vzorkovací frekvenci 10 kHz. Jelikož je zvolená vzorkovací frekvence generátor 500 Hz, nedochází k rušení výstupu generátoru pracovní frekvencí měniče. Na výstupu navíc je přípravek opatřen RC filtrem, tento filtr zamezuje případným zákmitům, které by mohly být způsobeny nižší vzorkovací frekvencí měniče.



Obr 3. 4: Schéma zapojení napájení

Odporová síť R-2R

Odporová síť sloužící jako D/A převodník. Zapojení je velmi prosté a nenákladné, je zde využito rezistorů s hodnotou 10 k Ω nebo 20 k Ω . Hodnoty použitých rezistorů odpovídají zvolené hodnotě, v tomto případě 10 k Ω a jejímu dvojnásobku. Na obrázku je znázorněno, kde je zapojen bit s největší vahou MSB a kde bit s nejmenší vahou LSB.



Obr 3. 5: 12bitová odporová síť

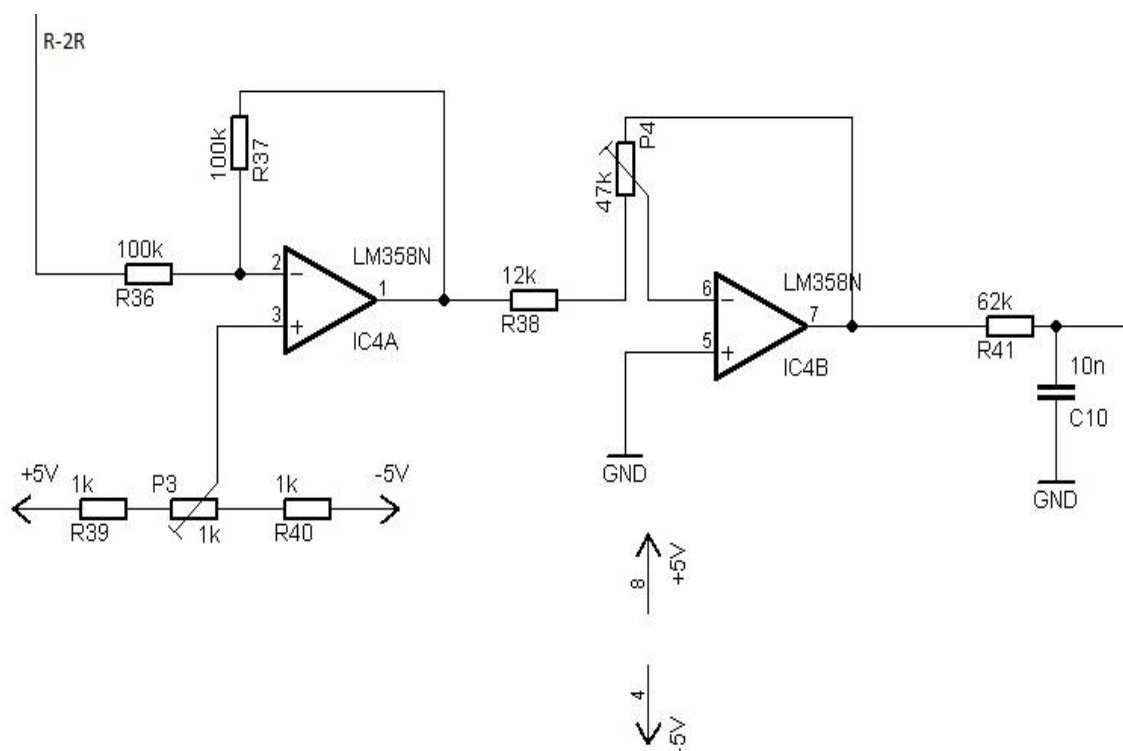
Výstupní napětí lze spočítat pomocí vztahu:

$$V_{out} = V_{ref} * \frac{VAL}{2^N} \quad (3.2)$$

Kde V_{out} je výstupní napětí, V_{ref} je hodnota napětí pro log 1 (4,2 V), VAL odpovídá dekadické hodnotě binárního čísla generovaného z mikroprocesoru a N vyjadřuje velikost převodníku, v tomto případě 12.

Výstupní část

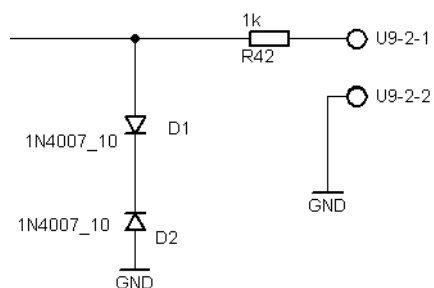
Schéma zapojení výstupní části popisuje následující obrázek (Obr 3.7). Napětí je na vstup přiváděno z odporové sítě. První operační zesilovač slouží pro změnu offsetu, druhý operační zesilovač k nastavení amplitudy, jemné ladění je zajištěno pomocí dvou potenciometrů P3 a P4. Offset je možné nastavit v rozmezí -5 V až $+5\text{ V}$, amplitudu pak v rozsahu 0 V až 5 V . Nastavení amplitudy v tomto rozsahu je spíše experimentální povahy, normovaná amplituda pro výstup EKG signálu totiž činí 1 V , což přípravek splňuje. Na výstupu přípravku je zapojení RC dolní propusti pro vyhlazení výstupního signálu. Hodnoty odporu a kondenzátoru byly zvoleny podle mezního kmitočtu, který je v tomto případě polovina vzorkovacího kmitočtu, tedy 250 Hz . Pro realizaci byl zvolen operační zesilovač LM358N, zdrojem napětí je symetrické napájení $\pm 5\text{ V}$. [22]



Obr. 3. 6: Zapojení výstupní části

Přepět'ová ochrana

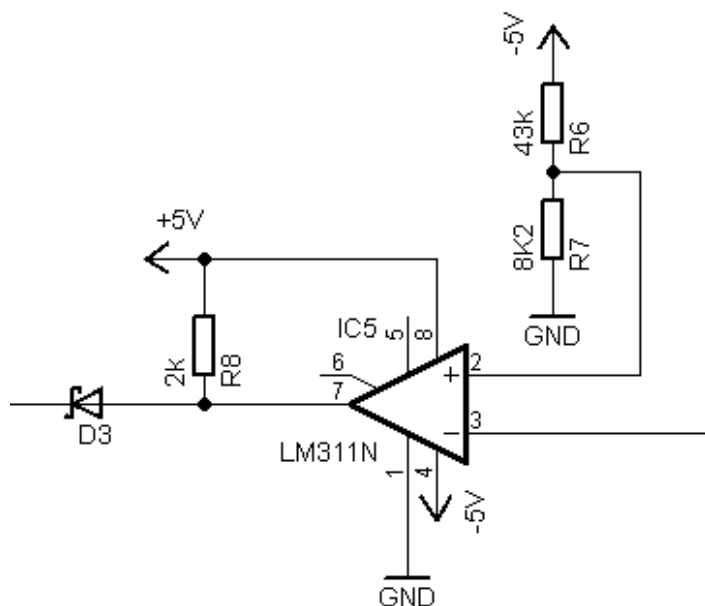
Ochrana proti přepětí je v tomto zapojení velice důležitá a její použití je nutné. K realizovanému generátoru je možné na výstup připojit externí defibrilátor, který zaznamená simulovaný výpadek elektrické aktivity srdce a reaguje na něj defibrilačním impulzem. Jelikož je defibrilátor připojen na výstup, je nutné zařadit zde ochranu proti přepětí, která zajistí, že defibrilační impulz neohrozí důležité prvky obvodu. Ochrana je řešena pomocí dvou diod, kde první z nich je v propustném a druhá v závěrném režimu.



Obr 3. 7: Přepět'ová ochrana

Komparátor pro defibrilační impuls

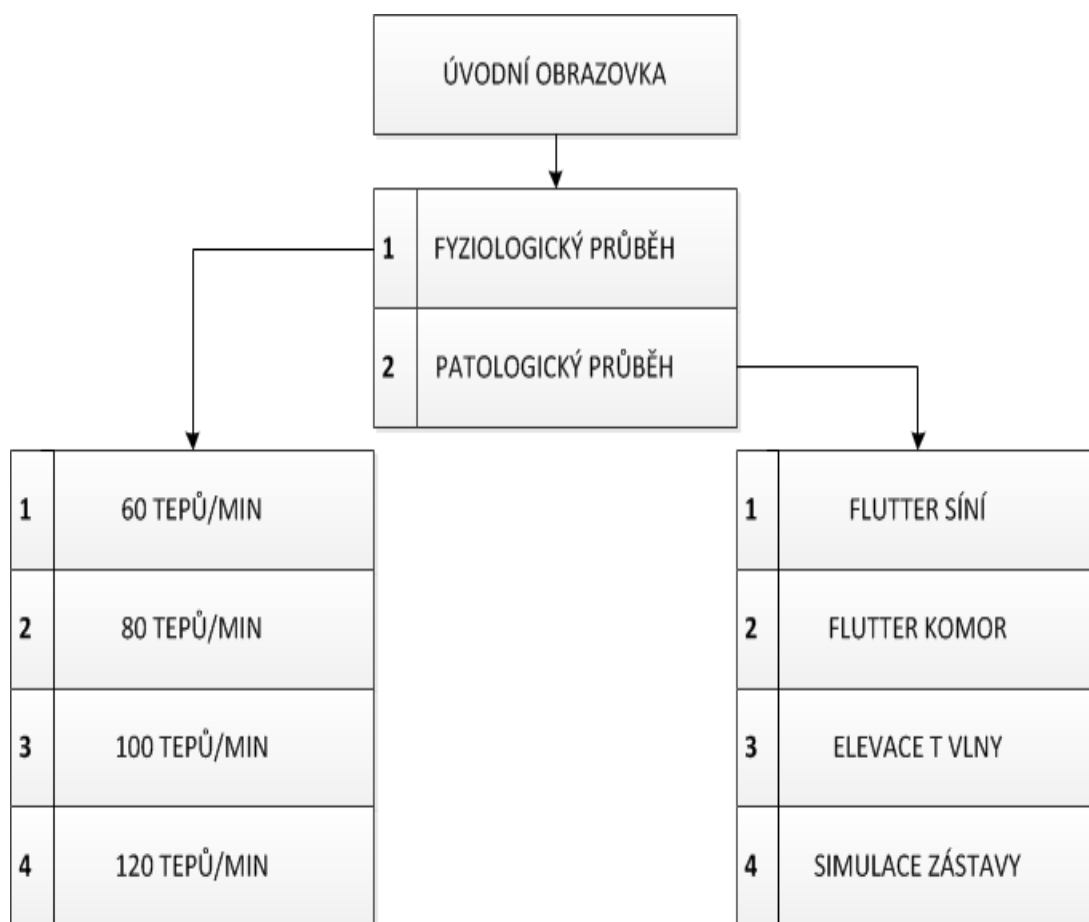
Pokud je generátor v režimu simulace výpadku, očekává vstupní pin mikroprocesoru defibrilační impuls z externě připojeného defibrilátoru. Tento impuls je z defibrilátoru přiveden na výstup přípravku a může nabývat - 0,8 V až - 5 V. Je tedy nutné převést jej na hodnotu log 1. Tento převod vykonává analogový komparátor s jednou rozhodovací úrovní. Odpory R6 a R7 jsou zapojeny jako dělič napětí k nastavení rozhodovací úrovně na - 0,8 V. Schottkyho dioda na výstupu zaručí ořezání záporného napětí, které by jinak mohlo poškodit mikroprocesor. V zapojení je použitý komparační zesilovač typu LM311 symetricky napájený napětím ± 5 V. [23]



Obr. 3. 8: Komparátor pro defibrilační impuls

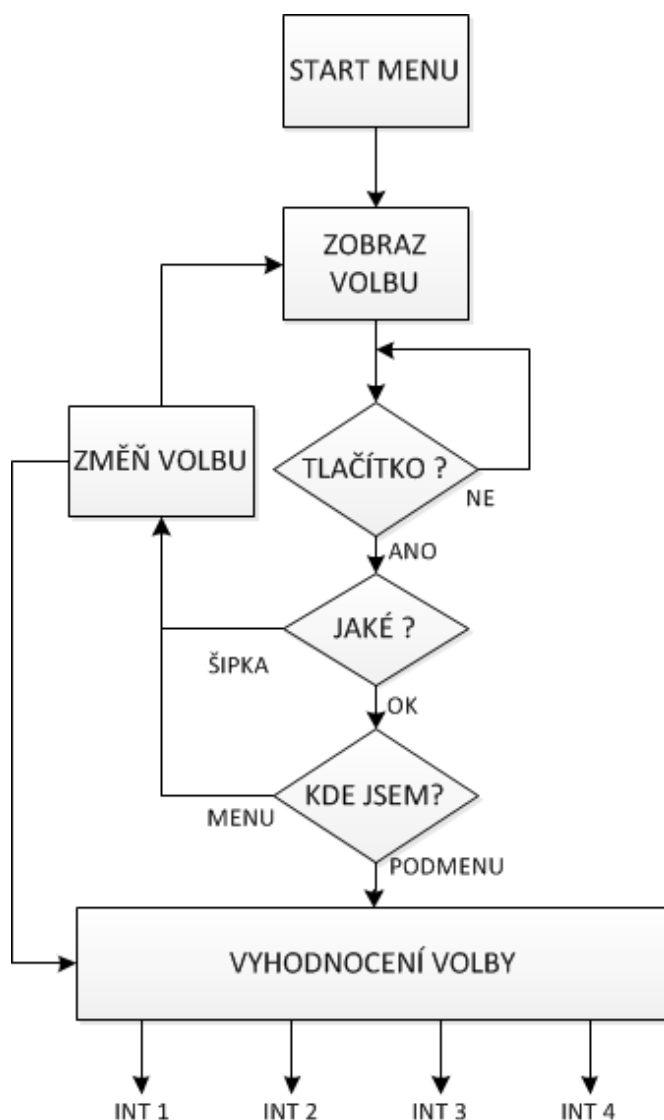
3.3 Vývojový diagram navrženého programu

Diagram je rozdělen na tři samostatné části, a to na menu a generování. V jednotlivých diagramech je znázorněno, jakým způsobem probíhá ovládání a pohyb v menu (Obr 3. 10), jakým způsobem probíhá generování a skládání signálu (Obr 3.) a reakce na defibrilační impuls (Obr 3. 12). Rozdělení diagramu usnadňuje orientaci v celém algoritmu a napomáhá pochopení jednotlivých funkcí programu. Obr 3. 13 zobrazuje strukturu celého programu a vazbu mezi jednotlivými částmi. Struktura menu, kde jsou znázorněny veškeré volby, které generátor nabízí je na Obr. 3. 9.



Obr. 3. 9 Struktura menu

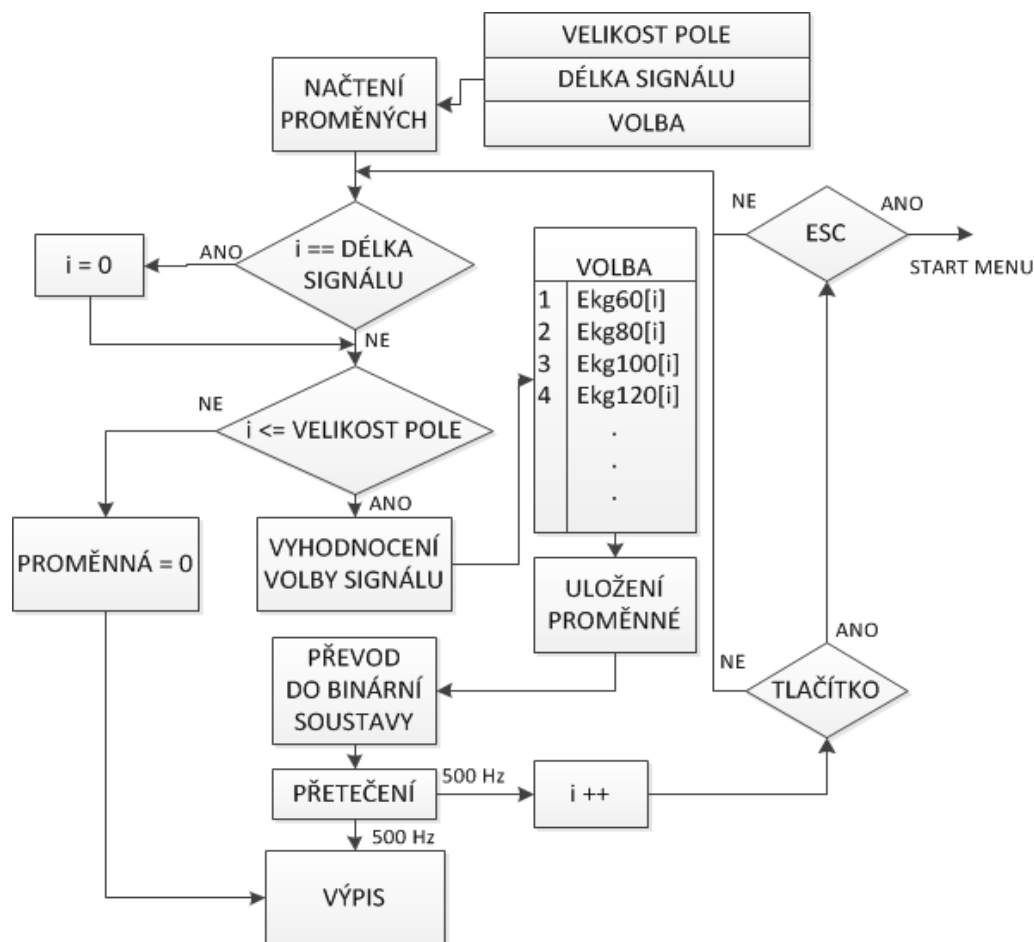
Vývojový diagram pro menu



Obr 3. 10: Vývojový diagram pro menu

Diagram znázorňuje, způsob funkce pohybu v menu a jak probíhá výběr jednotlivých funkcí. Po spuštění přístroje se zobrazí úvodní obrazovka s výpisem volby, tato volba dává na výběr mezi fyziologickou nebo patologickou skupinou signálů. Program očekává stisk tlačítka, pokud ke stisku dojde, nastane rozhodování, zda je to požadavek pro pohyb nahoru či dolů nebo požadavek potvrzení. Změnu polohy kurzoru pomocí stisku tlačítek obstarává podmínka while. Pro tlačítko potvrzení je vybrána podmínka if. Pokud je uživatel na úvodní obrazovce, zobrazí se podmenu s výběrem čtyř signálů ze zvolené skupiny. Pokud už se nachází v jednom z těchto podmenu, dojde při stisku tlačítka OK k vyhodnocení volby a generování signálu.

Vývojový diagram pro generování signálu

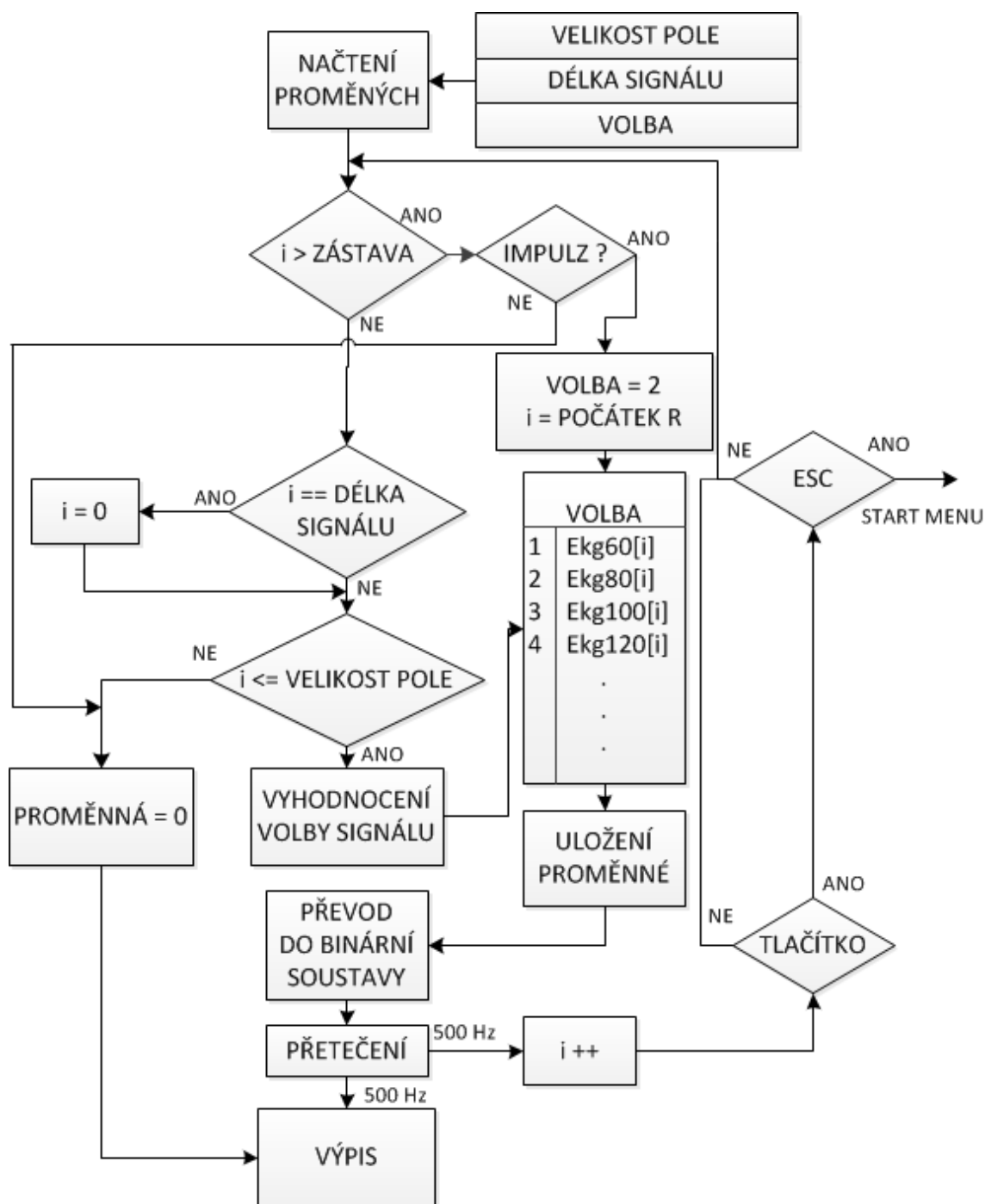


Obr 3. 11: Vývojový diagram pro generování průběhu

V diagramu pro generování je znázorněno, jakým způsobem vzniká výstupní signál. Prvním krokem je načtení důležitých proměnných, proměnné jsou velikost pole (velikost je závislá na počtu vzorků v poli), délka signálu (velikost pole včetně izoelektrické složky mezi koncem T vlny a začátkem P vlny) a volba (určuje, které pole bude zdrojem vzorků). Hodnota těchto proměnných je určena při výběru příslušného signálu v nabídce menu. V podmínce $i \neq \text{DÉLKA SIGNÁLU}$ porovnáváme, zda je pomocná proměnná rovna délce signálu, na začátku tato podmínka splněna být nemůže, jelikož $i = 0$. Dále se porovnává velikost pole, také za pomoci podmínky $i \leq \text{VELIKOST POLE}$. Pokud se má generovat některá ze složek EKG signálu, je podmínka splněna, podmínka není splněna v případě, kdy již byl vygenerován poslední vzorek T vlny a je tedy generována 0, tedy část mezi T a P vlnou. Při splnění podmínky o velikosti pole dochází k vyhodnocení volby a z pole jsou načítány hodnoty průběhu. Následuje převod do binární soustavy. Každých 500 Hz dojde k přetečení a program vyše na výstupní porty mikroprocesoru binární hodnoty odpovídající velikosti signálu v daném okamžiku. V této chvíli dochází také k inkrementaci pomocné proměnné.

Zastavit generování je možné v kterémkoliv okamžiku. Podmínka kontroluje, zda došlo ke zmáčknutí tlačítka. Pokud je podmínka splněna a stisknuté tlačítko je ESC, dojde k návratu do START MENU.

Vývojový diagram pro reakci na defibrilační impuls

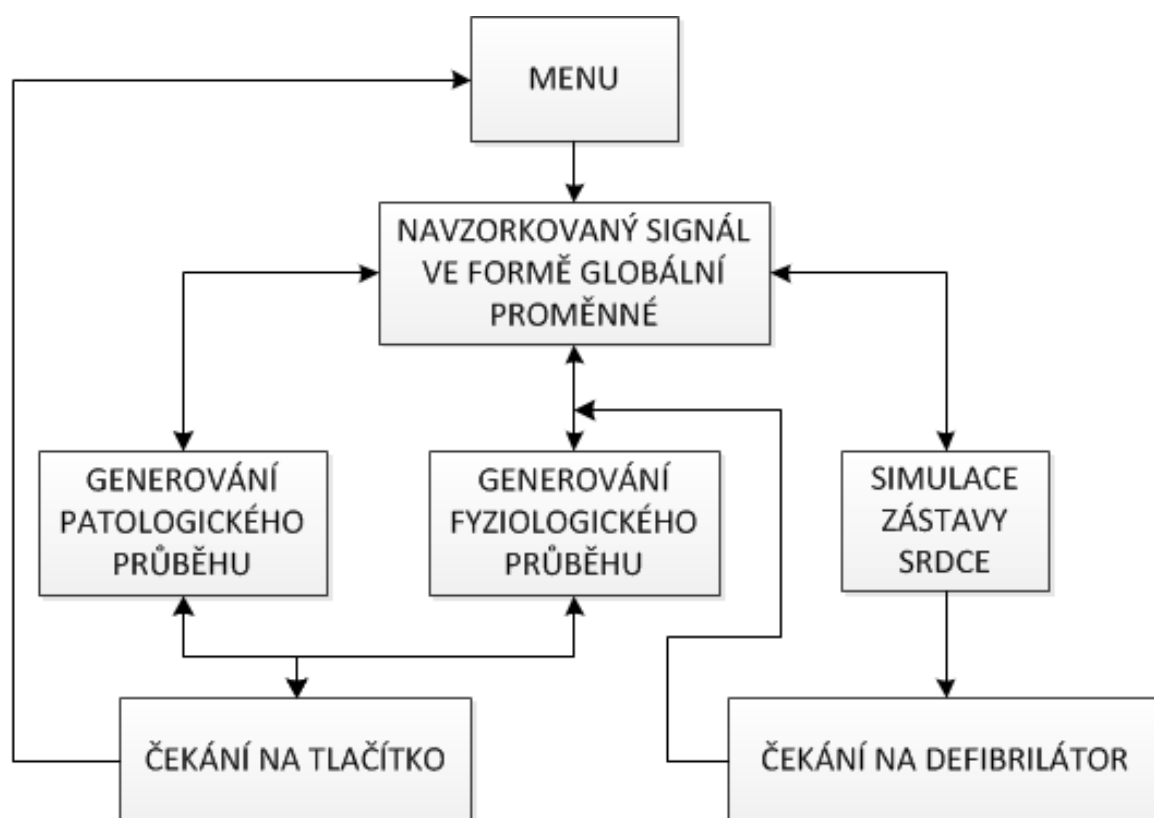


Obr. 3. 12: Vývojový diagram simulace zástavy srdce

Jak je vidět na Obr. 3. 12 a Obr 3. 13, generování signálu probíhá v obou případech stejně. Je zde jeden podstatný rozdíl, při simulaci zástavy je v diagramu podmínka if, která rozhoduje, zda je pomocná proměnná větší než zástava (hodnota zástavy je číslo definované při výběru možnosti SIMULACE VÝPADKU v menu). Jestliže je podmínka splněna, je zde dotaz na stimulační impuls. Do doby, než program zaznamená

defibrilační impulz, je na výstupu generována nula. Jakmile z externího defibrilátoru přijde impulz, podmínka se splní, volba se změní na číslo dvě, tedy generování fyziologického signálu s tepem 80/min a zároveň se pomocná proměnná nastaví na takovou hodnotu, aby odpovídala počátku kmitu R. Je to z toho důvodu, že srdce na úspěšnou defibrilaci reaguje depolarizací komor, tedy právě R kmitem. Program poté dále pokračuje v generování fyziologického signálu, jako je tomu na Obr. 3. 11.

Struktura programu



Obr. 3. 13: Struktura celého programu a provázanost bloků

3.4 Vzorkování

Vzorkování je proces, při kterém se z analogového signálu stává signál digitální, neboli ze spojitého nespojitý. Principem vzorkování je přiřadit hodnotám na časové ose hodnoty napětí v daném okamžiku. Počet hodnot, na které je časová osa rozdělena udává počet vzorků za vteřinu a tato hodnota je odvozena od vzorkovací frekvence. Jak již bylo dříve zmíněno, vzorkovací kmitočet byl zvolen 500 Hz, tedy 500 vzorků za vteřinu.

Dříve, než přistoupíme k jednotlivým vzorkovaným průběhům, je nutné pochopit jakým způsobem zjistit délku vzorkovaného průběhu. Při vzorkování EKG průběhu je vycházeno z teoretických znalostí fyziologických a patologických průběhů a jejich závislosti na čase. Bylo nutné dodržet přesné délky trvání jednotlivých intervalů při různých frekvencích, trvání prodlev mezi vlnami se totiž mění v závislosti na počtu tepů za minutu. Tabulka (Tab.3. 1) uvádí, které vlny a intervaly podléhají změnám v závislosti na tepové frekvenci (tučně) a které naopak ovlivněny nejsou. Díky aplikaci těchto znalostí odpovídají simulované průběhy reálnému EKG signálu, tak jako by byl snímán z pacienta.

Tab 3. 1: Závislost počtu vzorků generovaných úseků a intervalů na tepové frekvenci

	60 tepů/min		80 tepů/min		100 tepů/min		120 tepů/min	
	Čas [ms]	Počet vzorků	Čas [ms]	Počet vzorků	Čas [ms]	Počet vzorků	Čas [ms]	Počet vzorků
P vlna	60	30	60	30	60	30	60	30
P-Q interval	100	50	100	50	80	40	80	40
QRS	100	50	100	50	100	50	100	50
S-T interval	140	70	100	50	60	30	60	30
T vlna	180	90	180	90	180	90	180	90
Celkem (Y)	580	290	540	270	480	240	480	240

Jak je z tabulky patrné, každý signál má jinou velikost a je tedy popsán jiným počtem vzorků. Výjimku tvoří pouze signál 120 tepů/min, to je však určeno reálným stavem, kde již není rozdíl v délce intervalů mezi vlnami. Je potřeba brát v úvahu, že počet tepů za minutu určuje časový interval mezi R kmity, popřípadě vzdálenost mezi koncem T vlny a počátkem P vlny. Počet vzorků této izoelektrické složky je určena rozdílem mezi počtem vzorků určujících signál včetně izoelektrické složky (X) a součtem počtu vzorků jednotlivých částí signálu, tak jako je uvedeno v tabulce (Y). Pro lepší pochopení je výpočet uveden v následující části práce. Počet vzorků určujících signál včetně izoelektrické složky je vypočítán následovně:

$$X = \frac{60 \times 500}{TEP} \quad (3.3)$$

Kde 60 značí počet sekund v jedné minutě, 500 je vzorkovací frekvence, TEP je tepová frekvence (60, 80, 100, 120). Pro názornost:

$$X = \frac{60 \times 500}{60} = \frac{30000}{60} = 500 \quad (3.4)$$

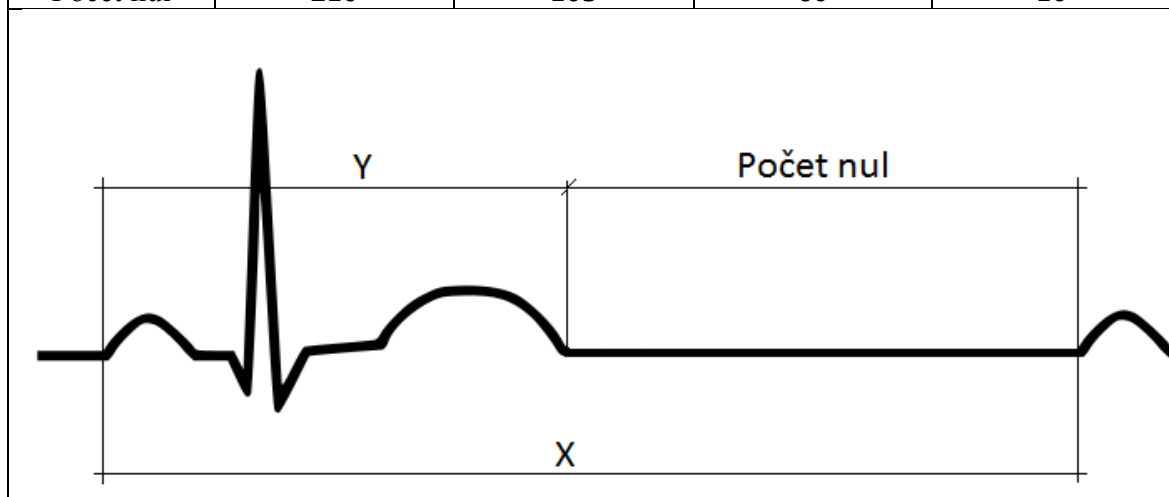
Z výpočtu (3.4) vyplývá, že signál o tepové frekvenci 60 tepů za minutu bude odpovídat 500 vzorkům. Toto je počet celé délky signálu včetně izoelektrické složky. Abychom dostali délku této složky a tedy vzdálenost mezi EKG křivkami, je zapotřebí odečíst od této hodnoty X hodnotu Y získanou z tabulky. Počet nul je tedy dán vztahem (3.5).

$$\text{Počet nul} = X - Y = 500 - 290 = 210 \quad (3.5)$$

Z těchto hodnot je již možno sestavit signál odpovídající reálnému stavu při dané tepové frekvenci a vzorkovacím kmitočtu. Následující tabulka přehledně zobrazuje hodnoty X, Y a počet nul všech fyziologických signálů. Hodnoty udávají počet vzorků.

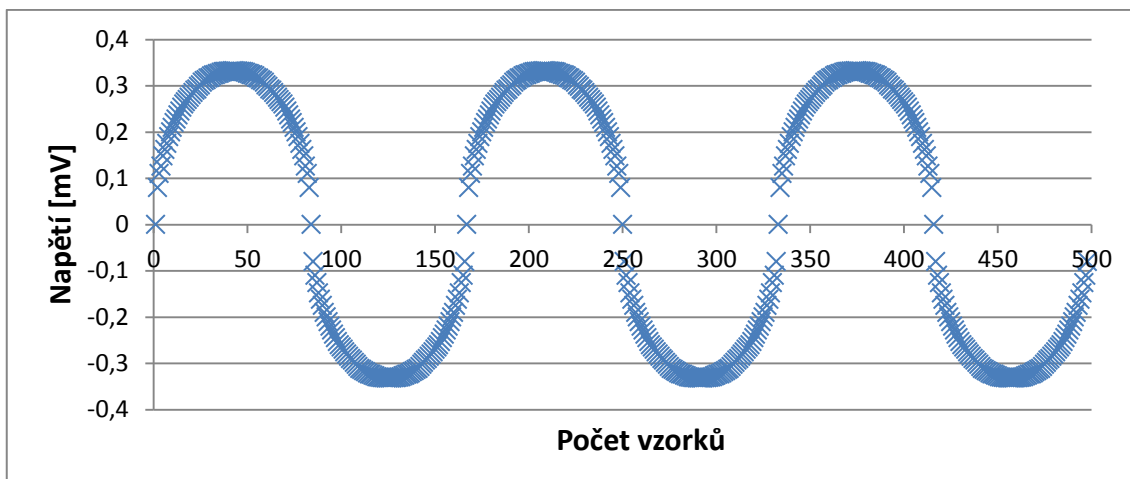
Tab 3. 2: Tabulka pro počet vzorků v závislosti na frekvenci

	60 tepů/min	80 tepů/min	100 tepů/min	120 tepů/min
X	500	375	300	250
Y	290	270	240	240
Počet nul	210	105	60	10

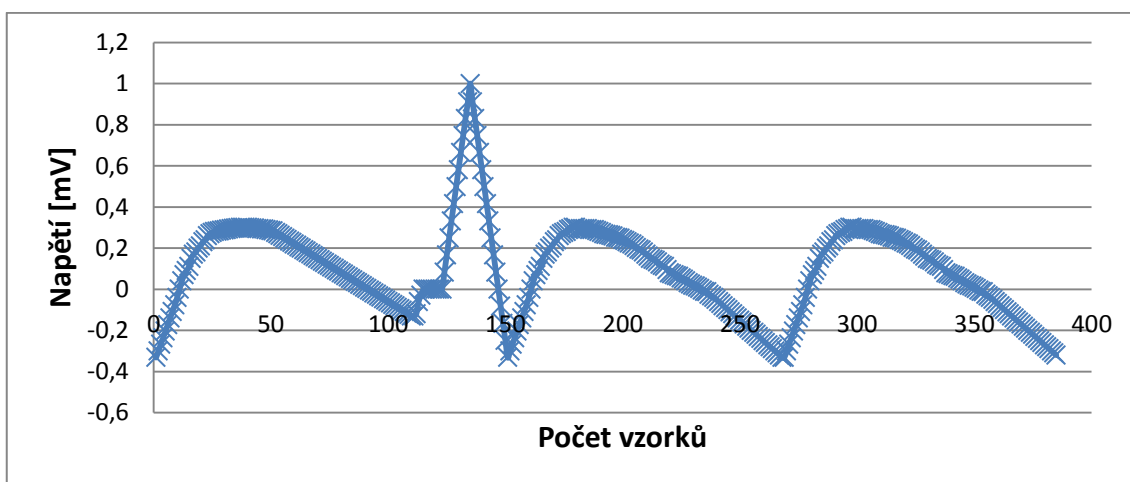


Z předchozích znalostí je tedy patrné, že generovaný signál se v závislosti na frekvenci nemění celý a nedochází tedy k jeho natahování či smršťování, ale je zde manipulováno s jednotlivými intervaly mezi vlnami, které udávají výslednou frekvenci. Nyní, když už je zřejmé jakým způsobem přistupovat k počtu vzorků, je možné zaměřit se na práci v tabulkovém editoru, který je nejlepším nástrojem pro vzorkování signálu.

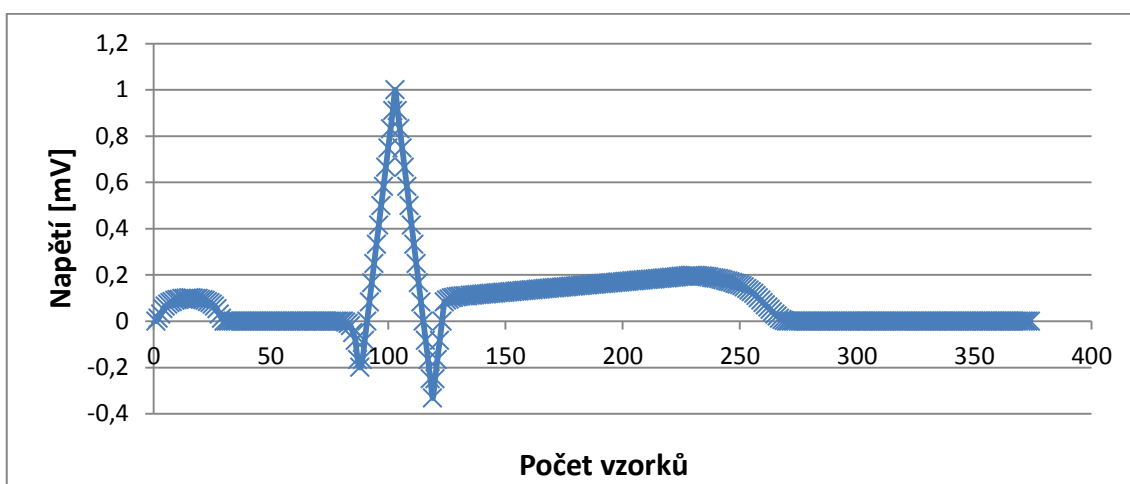
Vzorkovaný signál nabývá pro osu y hodnot od $-0,3$ mV do 1 mV. Z toho vyplývá, že vzdálenost mezi oběma špičkami činí $1,3$ (již není potřeba udávat jakoukoliv jednotku). Hodnotu $1,3$ je zapotřebí rozdělit v závislosti na počtu vzorků tak, aby grafické znázornění těchto hodnot odpovídalo předpokladům z teoretického úvodu. Následující obrázky jsou grafickým znázorněním vzorkovaných průběhů, pro ukázkou byly vybrány pouze patologické průběhy, fyziologické jsou již podrobně popsány výše.



Obr. 3. 14: Ukázka vzorkovaného signálu pro flutter komor



Obr. 3. 15: Ukázka vzorkovaného signálu pro flutter síní



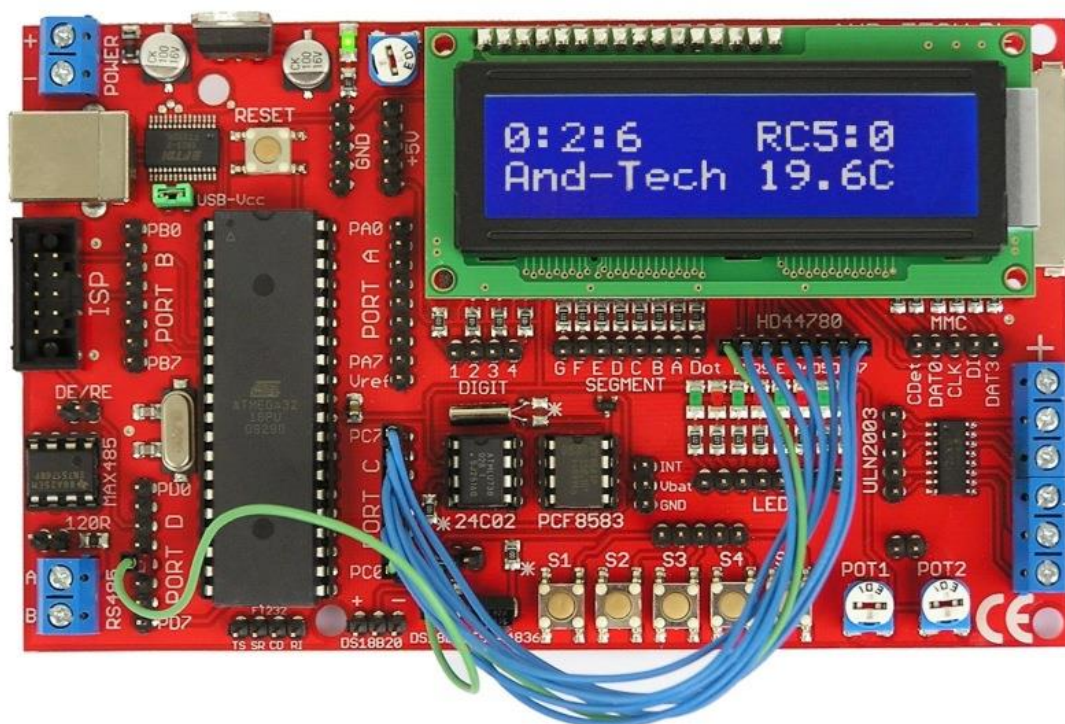
Obr. 3. 16: Ukázka vzorkovaného signálu pro elevaci T vlny

Realizace vzorkovaných signálu v jazyce C je popsána v kapitole 3.5.1.

3.5 Realizace softwarové části

Tato kapitola pojednává o realizaci řídicího softwaru. V popisu programu jsou uvedené pouze ukázky kódu, které jsou pro chod programu klíčové. Celý program je k bakalářské práci přiložen na CD.

Řídicí software mikroprocesoru je realizovaný pomocí programovacího jazyka C. K vytvoření softwaru bylo využito vývojového softwaru Atmel studio 6.0 a nástavby winAVR, sloužící pro práci v systému Windows. Pro ladění programu byl využit vývojový kit EvB 4.3 firmy AND – Tech. (Obr 3. 12). Vývojový kit umožňuje programátorovi okamžitou zpětnou vazbu při psaní řídicího programu, optimalizaci programu a možnost průběžných úprav. Programování lze provádět pomocí USB portu, nebo ISP konektoru s využitím programátoru biprog. [16]



Obr. 3. 17: Vývojový kit EvB 4.3

Mikroprocesor použitý v zapojení je model ATmega644P, tedy shodný model, jaký je využit ve vývojovém kitu. Tato skutečnost umožňuje sestavení celého programu a nastavení funkcí všem periferiím ještě dříve, než je samotný přípravek hotový, tím lze zvýšit efektivitu práce.

3.5.1 Realizace vzorkování pomocí pole hodnot

Pro správné pochopení generování signálu, je důležité uvědomit si, jakým způsobem je generovaný signál inicializován v jazyce C. V předchozí kapitole již bylo vysvětleno, jak vzniká vzorkovaný signál. Jednotlivé vzorky získané v předchozí kapitole nabývají reálných hodnot, které jsou zaokrouhlené na tři desetinná místa. Takovéto hodnoty nejsou příliš praktické, proto je zapotřebí převést hodnoty na celá čísla. Je známo, že

pro převod je v přípravku využit 12bitový převodník, čili rozsah 0 až 4096 pro popis každé hodnoty. Při využití převodníku, pokud to situace dovolí, je lepší vyvarovat se minima a maxima, proto bylo z každého konce odebráno sto hodnot, rozsah hodnot tedy činní 100 – 3996 (Vzorkovaný signál nabývá hodnot -0,3 – 1). Takový rozsah je pro použití přípravku zcela dostačující. Aby bylo možné přepočítat tyto hodnoty, je nejprve nutné znát krok. Pro výpočet kroku slouží následující vztah:

$$krok = \frac{\text{amplituda}}{\text{rozsah převodníku}} \quad (3.5)$$

Kde amplituda je špičkové napětí signálu a rozsah převodníku je 3886. Po dosazení tedy dostaneme:

$$krok = \frac{1,3}{3886} = 0,0003345342 \quad (3.6)$$

Je tedy patrné, že signál o frekvenci 500 Hz lze popsat s krokem, který je naprosto dostačující k vykreslení EKG křivky. Nyní, když je znám krok a počáteční hodnoty, lze přepočítat každou hodnotu vzorkované signálu na hodnotu 12bitového převodníku pomocí aritmetické posloupnosti. [17]

$$a_{n+1} = a_n + d \quad (3.7)$$

Kde a_{n+1} je hodnota následující po hodnotě a_n a d je krok.

Zde je ukázka zápisu přepočítaného signálu. Signál je v jazyce C popsán jako pole hodnot. V tomto případě se jedná o flutter komor (Obr 3.14), tedy o sinusoidu. Tímto způsobem jsou popsány všechny signály, které lze generovat. Je důležité říct, že upřednostnění procesoru 644P, před procesory s menší pamětí bylo správné rozhodnutí. Takto popsané signály totiž zaplňují paměť procesoru na 98%.

```
int ekg_flutkomor[] = { 1071, 1305, 1393, 1440, 1504, 1545, 1583,
1627, 1656, 1685, 1715, 1738, 1764, 1788, 1811, 1831, 1846, 1861,
1875, 1890, 1905, 1919, 1928, 1943, 1954, 1969, 1980, 1986, 1995,
2001, 2010, 2016, 2019, 2024, 2027, 2033, 2036, 2037, 2039, 2040,
2041, 2042, 2042, 2041, 2040, 2039, 2037, 2036, 2033, 2027, 2024,
2019, 2016, 2010, 2001, 1995, 1986, 1980, 1969, 1954, 1943, 1928,
1919, 1905, 1890, 1875, 1861, 1846, 1831, 1811, 1788, 1764, 1738,
1715, 1685, 1656, 1627, 1583, 1545, 1504, 1440, 1393, 1305, 1071, 836,
749, 702, 638, 597, 559, 515, 485, 456, 427, 404, 377, 354, 331, 310,
295, 281, 266, 252, 237, 222, 214, 199, 188, 173, 161, 155, 147, 141,
132, 126, 123, 117, 114, 109, 105, 104, 103, 102, 101, 100, 100, 101,
102, 103, 104, 105, 109, 114, 117, 123, 126, 132, 141, 147, 155, 161,
173, 188, 199, 214, 222, 237, 252, 266, 281, 295, 310, 331, 354, 377,
404, 427, 456, 485, 515, 559, 597, 638, 702, 749, 836};
```

3.5.2 Popis programu

V úvodu programu je zapotřebí inicializovat externí knihovny, které slouží ke správnému chodu programu a umožňují využití různých typů proměnných, či komunikaci s displejem. V tomto případě byly využity následující knihovny:

- `stdio.h` – standartní knihovna jazyka C [15]
- `avr/io.h` – hlavičkový soubor mikroprocesoru [15]
- `lcd_c.c` – knihovna displeje [14]
- `util/delay.h` – knihovna pro zpoždění [15]
- `avr/interrupt.h` – Knihovna pro obsluhu přerušení [15]
- `stdbool.h` – knihovna pro práci s logickými hodnotami [15]

Program je rozdělen na tři části. V první části dochází k inicializaci knihoven, proměnných a je zde naprogramován pohyb v menu. Tato část má za úkol interakci s uživatelem. Následující část kódu slouží k zobrazení úvodní obrazovky.

```
lcd_clrscr() ; //vycisteni dipleje
lcd_gotoxy( 0,0 ) ; //nastaveni zacatku vypisu
lcd_puts( " FYZIOLOGICKY" ) ; //vypis retezce
lcd_gotoxy( 0,1 ) ;
lcd_puts( " PATOLOGICKY" ) ;
lcd_gotoxy( 0,0 ) ; lcd_putc( '>' ) ; //kurzor
```

Pohyb kurzoru je řešen pomocí příkazu `switch`. Při stisknutí tlačítka NAHORU se hodnota proměnné `templ` inkrementuje a při stisknutí tlačítka DOLŮ se hodnota proměnné dekrementuje. Změnou hodnoty `templ` se tedy kurzor pohybuje nahoru a dolů. Zde je ukázka využití příkazu `switch` v praxi.

```
switch (templ)
{
    case 0: //je-li templ roven 0
        lcd_gotoxy( 0,0 ) ;
        lcd_puts( " FYZIOLOGICKY" ) ;
        lcd_gotoxy( 0,1 ) ;
        lcd_puts( " PATOLOGICKY" ) ;
        lcd_gotoxy( 0,0 ) ; lcd_putc( '>' ) ;
        break;
    case 1: //je-li templ roven 1
        lcd_gotoxy( 0,0 ) ;
        lcd_puts( " FYZIOLOGICKY" ) ;
        lcd_gotoxy( 0,1 ) ;
        lcd_puts( " PATOLOGICKY" ) ;
        lcd_gotoxy( 0,1 ) ; lcd_putc( '>' ) ;
        break;
}
```

Pro výběr položky z menu je zapotřebí stisknout tlačítko OK. Pokud k tomuto stisku dojde, přejde program k zobrazení jednotlivých signálů dané kategorie. Pohyb mezi signály je opět realizován způsobem, jaký je uveden výše. Podmínka potvrzení má tvar:

```
if (bit_is_clear(PIND, 3)) //je-li stisknuto tlačítko OK
{
    switch (templ){
        case 0 : fyz(); break;
        case 1 : pat(); break;
    }
}
```

Pokud se uživatel potřebuje vrátit do úvodního menu, stiskne tlačítko ESC. Na tento stisk reaguje program následujícím způsobem.

```
if (bit_is_clear(PIND, 0)) //je-li stisknuto tlačítko ESC
    main();
```

Při zvolení jakéhokoliv signálu, zavolá program funkci, která nastaví parametry potřebné pro generování signálu. Zde je ukázka funkce, vyvolané při výběru fyziologického signálu o tepové frekvenci 60 tepů za minutu. [18]

```
int frekvence60(void){

    lcd_gotoxy( 1,0 ) ;
    lcd_puts( "60 T/M >>" ) ;
    volba = 1;
    velikost_pole = 289;
    delka = 499;

    //nastavení vektoru přetečení Timer/Counter1
    TCCR1A = (1<<WGM11) | (1<<WGM10);
    TCCR1B = (0<<CS12) | (0<<CS11) | (1<<CS10) | (1<<WGM13) | (1<<WGM12);
    OCR1A = 4032;
    TIMSK1 = (1<<TOIE1);

    sei(); //povolení přerušení

    while(1);
    {
        if (bit_is_clear(PIND, 0))
            main();
    }
}
```

Při povolení přerušení se program přepne do vektoru přetečení. Právě zde je realizováno generování signálu. Tento vektor je v podstatě časová smyčka, kterou ukončuje jen její přetečení. To, kdy k přetečení dojde, určuje hodnota nastavená parametrem OCR1A. Hodnota parametru byla zvolena s ohledem na dodržení vzorkovací frekvence 500 Hz. [18]

Následující ukázka popisuje samotný vektor přerušení. V první fázi je zapotřebí načíst vzorek signálu z pole hodnot. Toto načtení má za úkol funkce switch. K načtení proměnné však dojde pouze v případě, že je splněna podmínka if a proměnná *i* sloužící jako čítač kroků je menší či rovna velikosti pole. Hodnota proměnné *velikost_pole* je určena podle Tab. 3.1. Tato hodnota je proměnné přiřazena v předchozí ukázce. V předchozí ukázce byla signálu také přiřazena proměnná *volba*, právě tato proměnná rozhoduje o tom, ze kterého pole budou hodnoty načítány a dojde tak ke generování správného signálu. To, která hodnota z pole bude přiřazena proměnné *dek* a bude možné s ní dále pracovat, určuje hodnota proměnné *i*. Při každém dalším přetečení vektoru se proměnná *i* inkrementuje a tím dojde ke zvýšení její hodnoty, což umožní načtení následující hodnoty v poli. V případě že pro generování byla vybrána simulace výpadku, proměnná *volba* má hodnotu 8. To znamená, že je generován signál s tepovou frekvencí 80 tepů za minutu a po dosažení hodnoty v proměnné *zastava*

dojde ke změně volby. Tato změna volby způsobí generování izoelektrické složky, dokud program nezaznamená impuls na čtvrtém pinu portu D.

```
ISR(TIMER1_OVF_vect)
{
    if (i <= velikost_pole){

        switch (volba)
        {
            case 1:dek = ekg60[i];
            break;
            case 2:dek = ekg80[i];
            break;
            case 3:dek = ekg100[i];
            break;
            case 4:dek = ekg120[i];
            break;
            case 5:dek = ekg_flutsini[i];
            break;
            case 6:dek = ekg_flutkomor[i];
            break;
            case 7:dek = ekg_elevace[i];
            break;
            case 8:dek = ekg80[i];
                zastava++;
                if (zastava == 2160) volba = 9;
            break;
            case 9:i = 275;
                if (bit_is_clear(PIND, 4)){volba = 2; i = 90;}
            break;
        }
    }
```

Způsob, jakým jsou hodnoty načteny, je již známý. Je ale zapotřebí převést dekadickou hodnotu načtenou z pole hodnot na hodnotu binární a zároveň přiřadit každé logické hodnotě vlastní proměnnou. Celý proces je realizován po sobě jdoucími podmínkami if – else, které porovnávají proměnnou dek s čísly o hodnotě 2^{12} až 2^0 . Při tomto porovnání dochází k rozhodování, zda je číslo větší, či menší a podle toho je proměnné dec přiřazena logická 1, či logická 0.

```
if(dek >= 4096){
    dek = dek - 4096;
    dec12 = 1;}
else{
    dec12=0;}
if(dek >= 2048){
    dek = dek - 2048;
    dec11 = 1;}
else{
    dec11=0;}
if(dek >= 1024){
    dek = dek - 1024;
    dec10 = 1;}
else{
    dec10=0;}
if(dek >= 512){
    dek = dek - 512;
    dec9 = 1;}
```

```

else{
    dec9=0;}
if(dek >= 256){
    dek = dek - 256;
    dec8 = 1;}

else{
    dec8=0;}
if(dek >= 128){
    dek = dek - 128;
    dec7 = 1;}
else{
    dec7=0;}
if(dek >= 64){
    dek = dek - 64;
    dec6 = 1;}
else{
    dec6=0;}
if(dek >= 32){
    dek = dek - 32;
    dec5 = 1;}
else{
    dec5=0;}
if(dek >= 16){
    dek = dek - 16;
    dec4 = 1;}
else{
    dec4=0;}
if(dek >= 8){
    dek = dek - 8;
    dec3 = 1;}
else{
    dec3=0;}
if(dek >= 4){
    dek = dek - 4;
    dec2 = 1;}
else{
    dec2=0;}
if(dek >= 2){
    dek = dek - 2;
    dec1 = 1;}
else{
    dec1=0;}
if(dek >= 1){
    dek = dek - 1;
    dec0 = 1;}
else{
    dec0=0;}

```

Z předchozí části kódu je zřejmé, že nyní je v programu uloženo třináct proměnných dec0 až dec12 obsahujících hodnotu 1 nebo 0. Tyto proměnné je zapotřebí odeslat na výstupní piny mikroprocesoru a tím i na vstup D/A převodníku. Ukázka kódu sloužícího k odeslání logických hodnot na výstupní piny mikroprocesoru je uvedena níže. Celý proces převodu a následného generování nastane pouze v případě, že je splněna podmínka z počátku vektoru přerušení, a to `if(i<= velikost_pole)`.

```

PORTC = (dec0<<PORTC0) | (dec1<<PORTC1) | (dec2<<PORTC2) |
(dec3<<PORTC3) | (dec4<<PORTC4) | (dec5<<PORTC5) | (dec6<<PORTC6) |
(dec7<<PORTC7);

PORTB = (dec8<<PORTB0) | (dec9<<PORTB1) | (dec10<<PORTB2) |
(dec11<<PORTB3) | (dec12<<PORTB4);
    }
    //konec podmínky if(i<= velikost_pole)

if (i > velikost_pole){
    //posílám na piny 1071 což odpovídá 0
    PORTC = (1<<PORTC0) | (1<<PORTC1) | (1<<PORTC2) | (1<<PORTC3) |
(0<<PORTC4) | (1<<PORTC5) | (0<<PORTC6) | (0<<PORTC7);
    PORTB = (0<<PORTB0) | (0<<PORTB1) | (1<<PORTB2) | (0<<PORTB3) |
(0<<PORTB4);
    }

    if (i == delka){
        i = 0;}

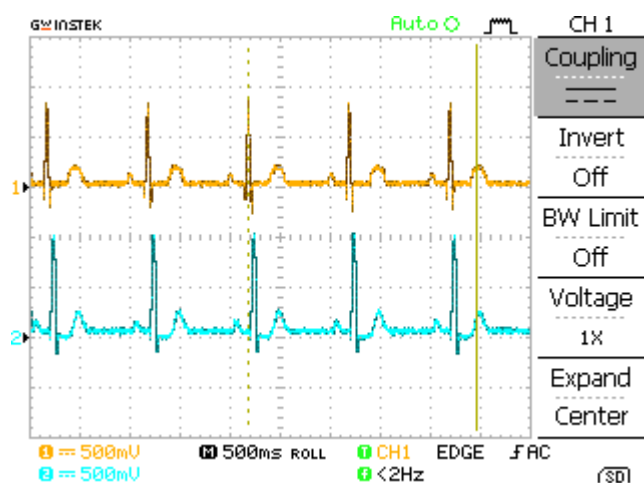
    i++;

    if (bit_is_clear(PIND, 0)){
        main();}
}

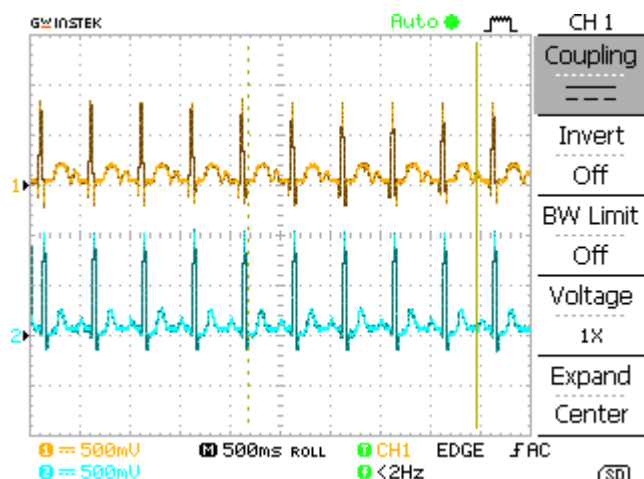
```

Pokud je hodnota čítače *i* větší, než je velikost pole, dojde ke generování čísla 1071, což odpovídá izoelektrické linii EKG signálu. Tato hodnota je generována do té doby, než dojde ke splnění podmínky `if(i==delka)`. V tomto případě již délka signálu dosáhla hodnoty, která je určena hodnotou *X* podle tabulky (Tab 3.2) a generovaný signál je tedy kompletní. Splněním podmínky dojde k vynulování čítače *i* a celý proces generování začíná od začátku, tedy od první hodnoty v poli. Na závěr je zde podmínka `if`, sloužící k detekování stisku tlačítka ESC a tedy pro návrat do hlavní nabídky.

3.6 Ověření funkčnosti přípravku

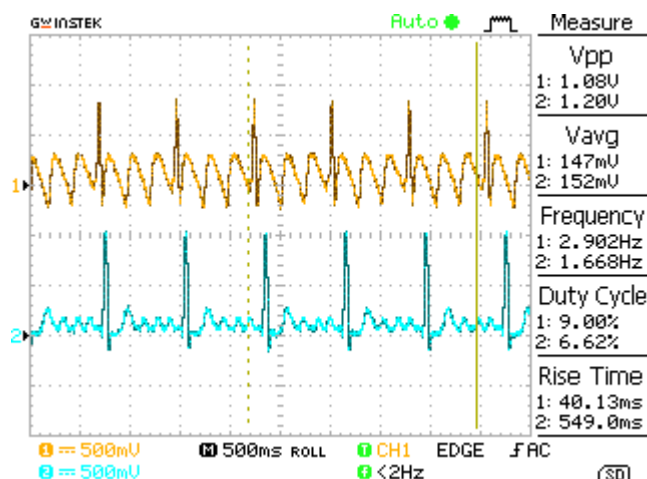


Obr. 3. 18: 60 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)

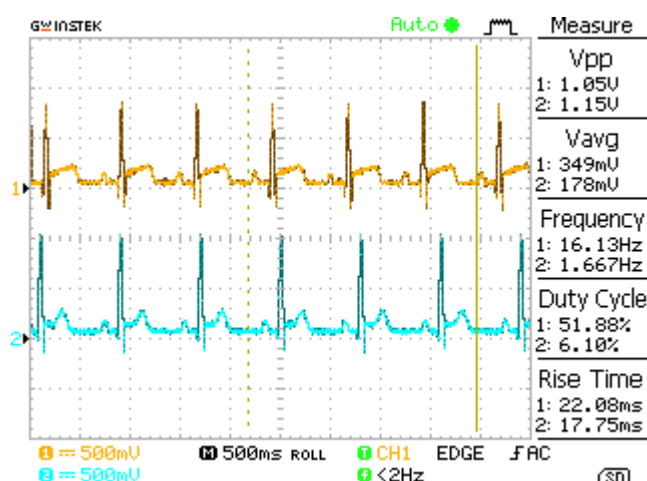


Obr. 3. 19: 120 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)

Ověření funkčnosti bylo realizováno pomocí srovnání realizovaného přípravku s komerčním výrobkem – patientským simulátorem SECULIFE PS BASE. Jak je vidět na Obr.3 13. a Obr. 3.19, oba generované průběhy jsou srovnatelné a velice kvalitní. V přímém porovnání je však vyrobený přípravek schopný generovat EKG křivku s reálnějším zobrazením vlny T, která odpovídá teoretickým předpokladům více, než u komerčního výrobku. Další části křivky, jsou totožné u obou výrobků. Průběhy obou výrobků jsou generovány s normalizovanou amplitudou 1 V. Po měření na osciloskopu, byla u komerčního výrobku tato hodnota překročena až o 20 %. V případě přípravku realizovaného v rámci práce může být amplituda nastavena pomocí trimru. Tato skutečnost zaručí, aby hodnota amplitudy odpovídala požadované normě a i v tomto aspektu je tedy realizovaný přípravek kvalitnější než komerční výrobek.



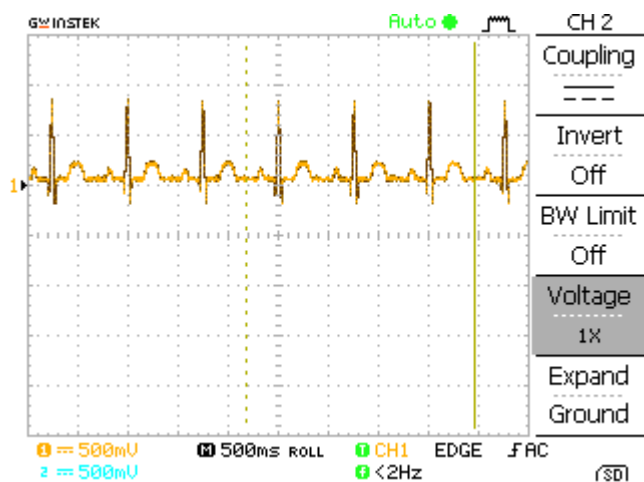
Obr. 3. 20: Flutter síní, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)



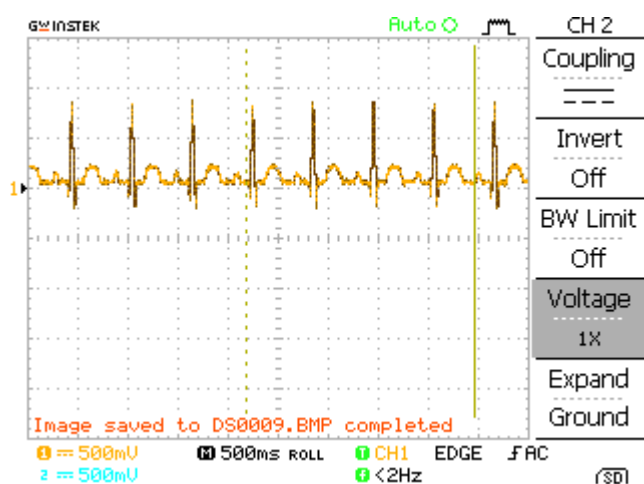
Obr. 3. 21: Elevace T vlny, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)

Srovnání patologických průběhů proběhlo stejným způsobem, jako v předchozím případě. Zde je však srovnání průběhů obtížnější, než v případě fyziologických průběhů. Patologické průběhy, jak již název napovídá, jsou průběhy s určitou poruchou, která nevykazuje naprosto totožný průběh ve všech případech. Podle Obr. 3.20 je možné říci, že komerční výrobek odpovídá více reálnému průběhu. Realizovaný přípravek však více dodržuje teoretické předpoklady. V případě simulace elevace T vlny (Obr 3.21) jsou oba přípravky srovnatelné. Oba dodržují teoretické předpoklady a úsek ST není na úrovni izoelektrické linie. Z tohoto srovnání vyplývá, že přípravky jsou srovnatelné, avšak je tu opět problém se zvýšenou amplitudou v případě komerčního výrobku.

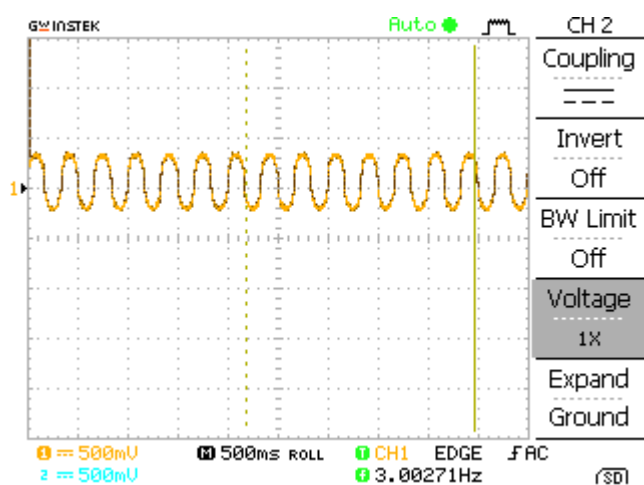
Následující průběhy jsou ukázkou dalších možností generování průběhů realizovaného přípravku. Komerční výrobek tyto průběhy nebyl schopen generovat, a tak již nebylo možno provést srovnání přípravků. Všechny tyto průběhy opět odpovídají teoretickým předpokladům.



Obr. 3. 22: 80 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)



Obr. 3. 23: 100 tepů/min, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)



Obr. 3. 24: Flutter komor, porovnání přípravku (oranžová) s komerčním výrobkem (modrá)

4 ZÁVĚR

V rámci řešení bakalářské práce byly nejdříve prostudovány fyziologické i patologické průběhy EKG signálu. Na základě seznámení se s problematikou generování signálu byl vytvořen návrh realizace přístroje. V rámci návrhu bylo zhotoveno blokové schéma, ze kterého bylo vytvořeno elektrické schéma zapojení v programu Eagle. Zvolené součástky pro sestavení generátoru byly vybrány s ohledem na jejich dostupnost. Součástí práce jsou vývojové diagramy popisující algoritmus, jakým bude mikroprocesor vykonávat instrukce zajišťující chod celého systému a jeho ovládání.

Navazující, praktická část, byla zaměřena na realizaci připraveného návrhu obsaženého v teoretické části a v návrhu zařízení. Bylo zapotřebí nejprve otestovat funkčnost zapojení pomocí nepájivého pole a následně zhotovit desku plošných spojů. Pomocí vývojového kitu byl vytvořen program pro mikroprocesor v jazyce C. Mikroprocesor obsluhovaný vytvořeným programem je schopen generovat čtyři fyziologické signály a stejný počet signálů patologických. V programu je realizována funkce, která umožní simulovaný výpadek spontánní elektrické aktivity s reakcí na vnější stimulační impuls. Stimulační impuls je z externího defibrilátoru přiveden na výstup přípravku a za pomoci napětového komparátoru je přiveden na vstup mikroprocesoru. Na tento impuls reaguje mikroprocesor obnovením činnosti.

Během práce se vyskytlo několik drobných problémů, které byly způsobeny nedostupností některých součástek na našem trhu. Především nedostupností paralelního 12bitového převodníku, který je pro generování signálu stěžejní. Tento problém byl však vyřešen využitím odporové sítě. I přes tyto drobné komplikace byly cíle práce splněny v celém rozsahu. Přípravek tedy může najít své uplatnění jako učební pomůcka k porozumění problematice EKG signálu, stejně tak může sloužit pro kalibraci a servis patientských monitorů a přístrojů napomáhajícím správné srdeční činnosti. V porovnání s komerčním výrobkem je realizovaný přípravek schopen generovat hodnověrnější EKG průběh s přesnějším dodržením normovaného výstupního napětí.

LITERATURA

- [1] IK+EM. *Poruchy srdečního rytmu: arytmie* [online]. [cit. 2012-11-26]. Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/co-u-nas-lecime/poruchy-srdecniho-rytmu--arytmie/>.
- [2] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 1994, 460 s. ISBN 80-716-9036-8.
- [3] Životní energie. *Popis srdce a srdeční činnosti* [online]. 6.03.2007. 2007 [cit. 2012-11-26]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/popis-srdce-a-srdecni-cinnosti.html>.
- [4] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 6. vyd. Praha 7: Grada publishing a.s., 2005. ISBN 80-247-0960-0.
- [5] HAMAN, Petr. *Výukový web EKG: Základy EKG* [online]. [cit. 2012-11-26]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz>.
- [6] Fibrilace síní. IK+EM. <http://www.ikem-kardiologie.cz> [online]. [cit. 2012-11-26]. Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/co-u-nas-lecime/fibrilace-sini>.
- [7] Einthoven leads basic. *ECG Primer* [online]. 19.10.2011. 2011 [cit. 2012-11-26]. Dostupné z: http://www.education.sciencethi.org/edu_ecg/ecginclinicalpractice/howto/leadconstruction/einthoven-leads-basic.html.
- [8] FN Plzeň. *Kardiologické oddělení plzeň: Elektrokardiografie (EKG)* [online]. [cit. 2012-12-01]. Dostupné z: <http://kard.fnplzen.cz/cs/node/107>.
- [9] The Merck manual. . *Electrocardiography (ECG)* [online]. 2009 [cit. 2012-12-01]. Dostupné z: http://www.merckmanuals.com/professional/cardiovascular_disorders/cardiovascular_tests_and_procedures/electrocardiography_ecg.html.
- [10] KHAN, M. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. Praha: Grada, 2005. 2. vydání, 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [11] Biosignály. *vznik zpracování analýza EKG*. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/prednasky/ra011/ekg.pdf>.
- [12] ECGSYN. *Realistic waveform generator: The dynamical model* [online]. 2003 [cit. 2012-12-01]. Dostupné z: <http://physionet.org/physiotools/ecgsyn/paper/node4.html>
- [13] ANAMNEZA. *Flutter síní* [online]. 2012 [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: <http://www.anamneza.cz/Flutter-sini-kmitani-sini/nemoc/296> ISSN 1802-8489.
- [14] FRÝZA, Tomáš. *LCD a I2C knihovna* [online]. 2010 [cit. 2011-02-28]. Mikroprocesorová technika a embedded systémy - prezenční studium. Dostupné z WWW: <<http://www.urel.feec.vutbr.cz/~fryza/>>.
- [15] WinAVR [online]. 2013 [cit. 2013-04-11]. AVR-GCC for Windows. Dostupné z WWW: <<http://winavr.sourceforge.net>>.
- [16] Zestaw startowy EvB 4.3 [online]. 2013 [cit. 2013-04-23]. Firma And-Tech . Dostupné z WWW: <<http://www.and-tech.pl/nasza-oferta/95-zestaw-startowyevb-43>>.
- [17] Aritmetická posloupnost. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-05-15]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Aritmetick%C3%A1_posloupnost

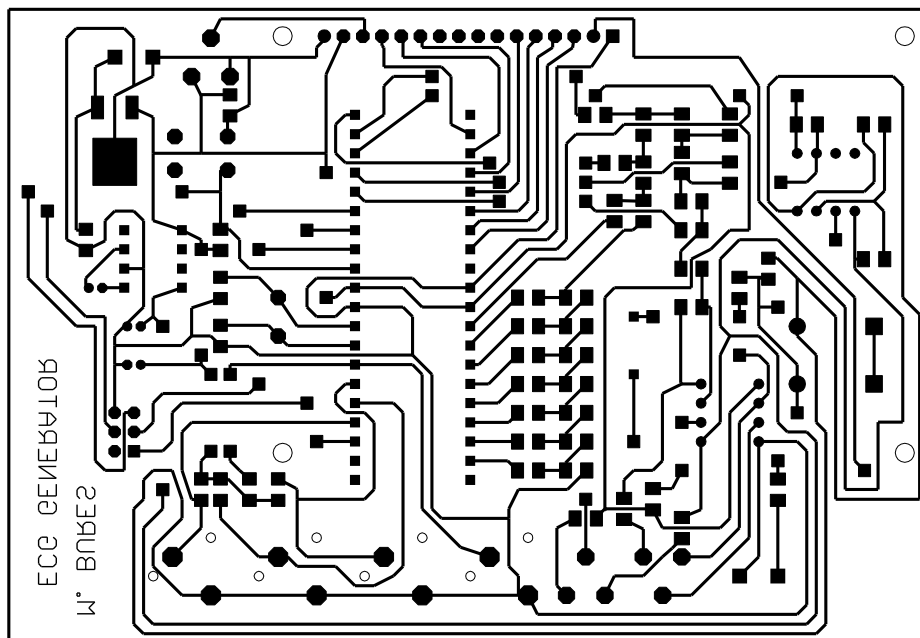
- [18] *ATmega644P datasheet* [online]. [s.l.] : Atmel, 2013 [cit. 2013-03-02]. Dostupné z WWW: < <http://www.atmel.com/Images/doc2593.pdf>>
- [19] *Displej WINSTAR WH1604E-YGH-JW datasheet* [online]. 2013 [cit. 2013-05-07]. GM electronic. Dostupné z WWW: < <http://www.gme.cz/dokumentace/513/513-223/dsh.513-223.1.pdf> >.
- [20] *DC-DC měnič ICL7660ACPA datasheet* [online]. 2013 [cit. 2013-05-07]. GM electronic. Dostupné z WWW: < <http://www.gme.cz/dokumentace/332/332-132/dsh.332-132.2.pdf> >.
- [21] *Regulátor napětí 7805 DPAK datasheet* [online]. 2013 [cit. 2013-05-07]. GM electronic. Dostupné z WWW: < <http://www.gme.cz/dokumentace/934/934-051/dsh.934-051.1.pdf> >.
- [22] *Operační zesilovač LM358 datasheet* [online]. 2013 [cit. 2013-05-07]. GM electronic. Dostupné z WWW: < <http://www.gme.cz/dokumentace/310/310-014/dsh.310-014.1.pdf> >.
- [23] *Napěťový komparátor LM311 datasheet* [online]. 2013 [cit. 2013-05-07]. GM electronic. Dostupné z WWW: < <http://www.gme.cz/dokumentace/314/314-004/dsh.314-004.1.pdf>>.

SEZNAM PŘÍLOH

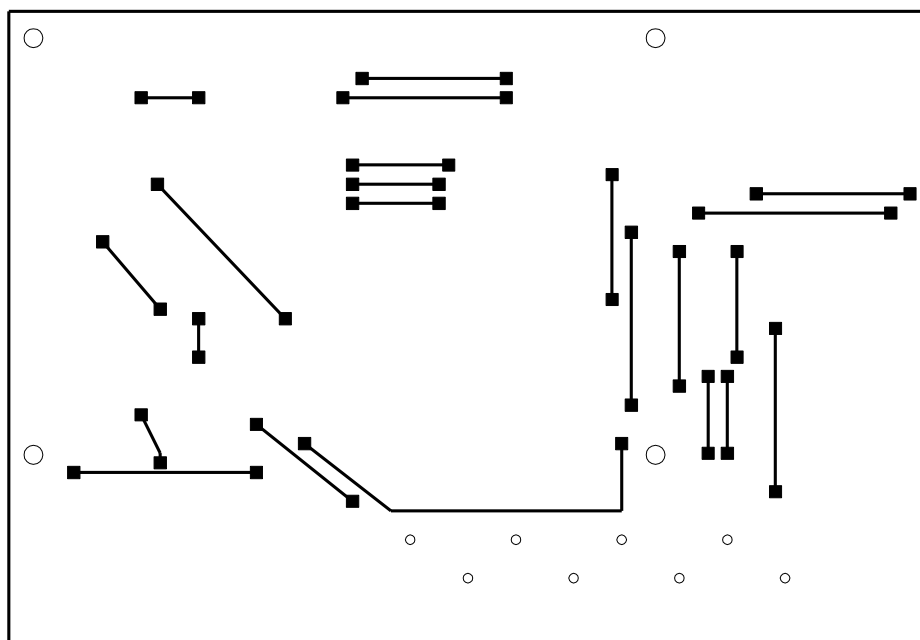
A	Návrh zařízení	41
A.1	Předlohy pro výrobu DPS	41
A.2	Předlohy pro osazení DPS	42
A.3	Fotografie přípravku	43
A.4	Schéma zapojení	44
B	Seznam součástek	45
C	Obsah přiloženého CD	47

A NÁVRH ZAŘÍZENÍ

A.1 Předlohy pro výrobu DPS

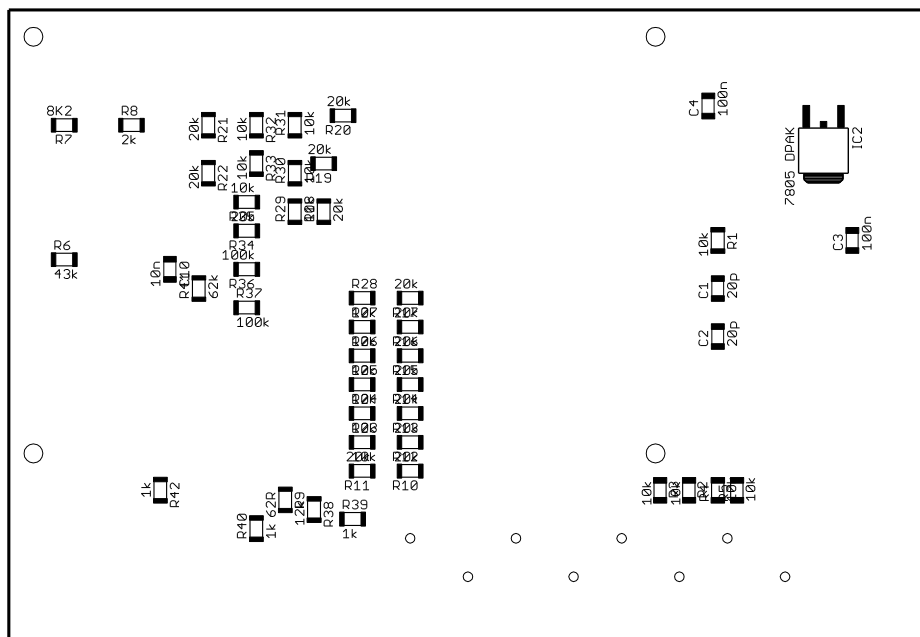


Obr. A. 1: Strana spojů, velikost 122 x 84 mm

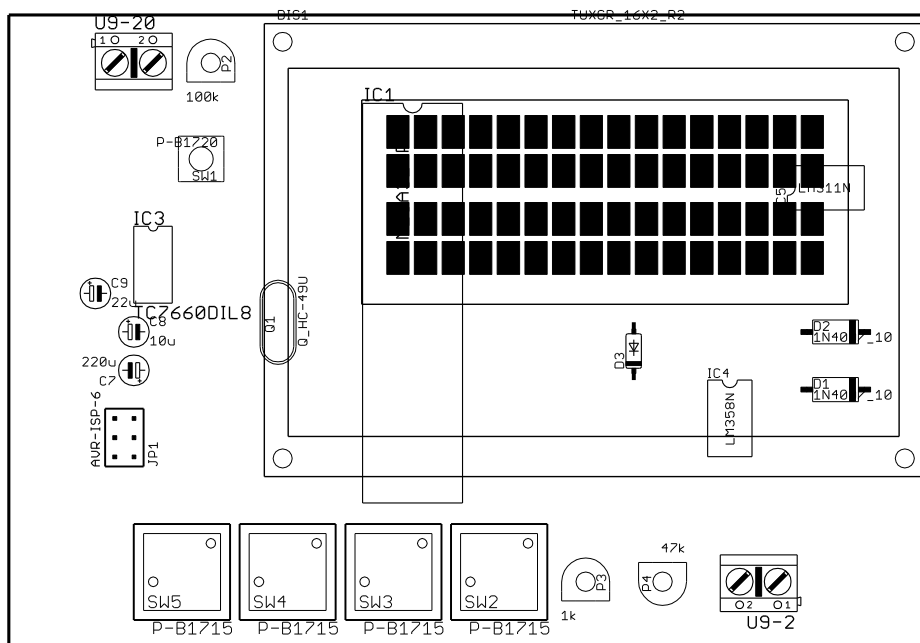


Obr. A. 2: Strana součástek, vyobrazení drátových propojek

A.2 Předlohy pro osazení DPS

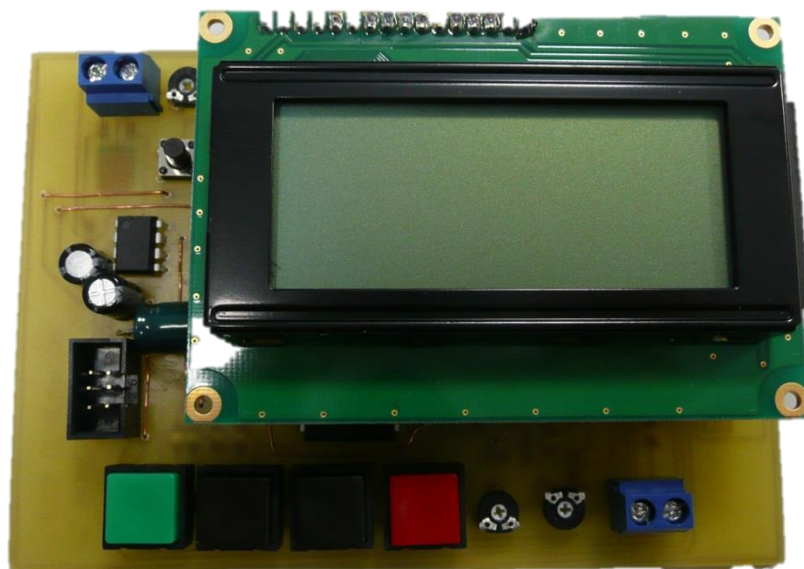


Obr. A. 3: Osazovací výkres strany spojů, umístění SMD prvků

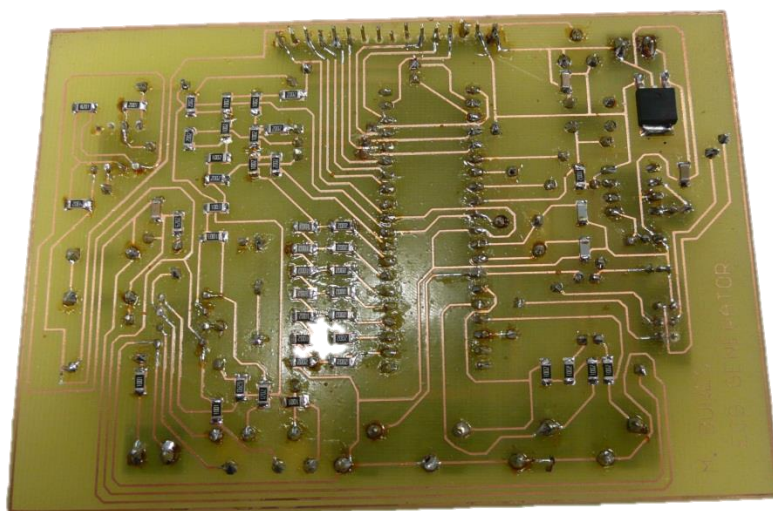


Obr. A. 4: Osazovací výkres strany součástek

A.3 Fotografie přípravku



Obr. A. 5: Pohled na osazenou desku plošných spojů



Obr. A. 6: Pohled na stranu spojů

B SEZNAM SOUČÁSTEK

Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
C1	20p	C1206	Keramický kondenzátor SMD
C2	20p	C1206	Keramický kondenzátor SMD
C3	100n	C1206	Keramický kondenzátor SMD
C4	100n	C1206	Keramický kondenzátor SMD
C7	220u	E1,8-4	Elektrolytický kondenzátor
C8	10u	E1,8-4	Elektrolytický kondenzátor
C9	22u	E1,8-4	Elektrolytický kondenzátor
C10	10n	C1206	Keramický kondenzátor SMD
D1	1N4007_10	DO41	Dioda 1000V/1A
D2	1N4007_10	DO41	Dioda 1000V/1A
D3	BAT42	DO35-7	Schottkyho dioda
DIS1	TUXGR_16X2_R2	TUXGR_16X2_R2	Display 16x4 Winstar
IC1	MEGA644-P	DIL40	mikroprocesor Atmega644P
IC2	7805 DPAK	DPACK	Lineární regulátor napětí SMD
IC3	TC7660DIL8	DIL8	DC/DC napěťový měnič
IC4	LM358N	DIL8	2x bipolární operační zesilovač
JP1	AVR-ISP-6	AVR-ISP-6	Konektor programátoru biprog
IC5	LM311N	DIL8	Napěťový komparátor
P2	100k	PT6V	Rezistorový trimr 0,1 W
P3	1k	PT6V	Rezistorový trimr 0,1 W
P4	47k	PT6V	Rezistorový trimr 0,1 W
Q1	Q_HC-49U	HC-49U	Krystal 16 MHz
R1	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R2	10k	R1206	Rezistor SMD 0,25W
R3	10k	R1206	Rezistor SMD 0,25W
R4	10k	R1206	Rezistor SMD 0,25W
R5	10k	R1206	Rezistor SMD 0,25W
R6	43k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R7	8K2	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R8	2k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R9	62R	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R10	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R11	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R12	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R13	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R14	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R15	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R16	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis

R17	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R18	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R19	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R20	20K	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R21	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R22	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R23	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R24	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R25	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R26	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R27	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R28	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R29	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R30	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R31	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R32	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R33	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R34	20k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R35	10k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R36	100k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R37	100k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R38	12k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R39	1k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R40	1k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R41	62k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
R42	1k	M1206	Rezistor SMD 0,25W
SW1	P-B1720	P-B1720	Mikrospínač 1pólový ON/OFF
SW2	P-B1715	P-B1715	Tlačítkový spínač bez aretace
SW3	P-B1715	P-B1715	Tlačítkový spínač bez aretace
SW4	P-B1715	P-B1715	Tlačítkový spínač bez aretace
SW5	P-B1715	P-B1715	Tlačítkový spínač bez aretace
U9-1		AK500/2	Šroubovací svorkovnice
U9-20		AK500/2	Šroubovací svorkovnice

C OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

Název souboru	Popis
xbures21.pdf	Elektronická verze bakalářské práce
generator1.rar	Program pro mikroprocesor v Atmel studio 6.0
dps.rar	Výkresy pro výrobu DPS