

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského**  
**inženýrství**

**Telemetrie biologických veličin**  
Biosignal telemetry

**2015**

**Daniel Dedek**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Daniel Dedek**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: Telemetrie biologických veličin  
Biosignal Telemetry

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou telemetrie a měření EKG.
2. Seznámení se s modulem pro měření EKG EMI12 a moduly pro bezdrátovou komunikaci Jennic.
3. Návrh a realizace kompletního (hardware) telemetrického měřicího řetězce pro měření a bezdrátový přenos EKG s využitím modulů Jennic a EKG EMI12.
4. Návrh a realizace software pro okamžitou vizualizaci a ukládání dat měřených navrženým telemetrickým řetězcem v osobním počítači.
5. Zhotovení uživatelského manuálu k vytvořenému zařízení a software.
6. Provedení testů realizovaného funkčního hardware a software.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] OH, Se Chang. *Design and implementation of wireless point-of-care health monitoring systems: diagnosis for sleep disorder and cardiovascular diseases*. University of Arkansas, 2013. ISBN 978-1303058615.
- [3] KATUPITYA, Jayantha a Kim BENTLEY. *Interfacing with C++: programming real-world applications*. New York: Springer, c2006, viii, 489 p. ISBN 3540253785/978-3540253785.
- [4] PORTER, Logan. *Wireless in-home ECG monitoring system with remote access*. Denton, Texas: University of North Texas, 2012. ISBN 978-1303000454. Dostupné z: <http://digital.library.unt.edu/ark:/67531/metadc149653/>.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014  
Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne 5. 5. 2015.....

Podpis: .....

## Poděkování

Největší díky patří mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Černému, Ph.D., za velkou trpělivost a užitečné rady, bez kterých by tato práce nikdy nevznikla. Dále bych rád poděkoval Ing. Jaromíru Konečnému, za odborné konzultace a velkou pomoc s řešením softwarové části bakalářské práce.

## **Abstrakt**

Práce se zabývá problematikou bezdrátového přenosu změřeného EKG signálu do počítače. K přenosu dat je použita bezdrátová komunikace standardu IEEE 802.15.4. To znamená, že pracuje ve frekvenčním pásmu 2,4 GHz, přesněji v rozsahu 2405 – 2480 MHz.

Bezdrátová komunikace byla realizována moduly JN5148 001 M00 od firmy NXP, a to kvůli jejich nízké spotřebě (ve vysílacím módu 17,5 mA). Moduly jsou naprogramovány tak, aby fungovaly pouze jako bezdrátová sériová linka.

Ke snímání EKG signálu byl použit modul EMI12 vyráběný firmou NXP. EMI12 má spotřebu do 90 mA. Může snímat až 12 svodů s různou vzorkovací frekvencí (100, 200, 500 a 1000 Hz). Dále lze hardwarově nastavit přenosovou rychlost na 38 400, 115 200, 230 400 nebo 921 600 bit/sec.

Navržený software dává uživateli na výběr ze zobrazování tří, šesti, nebo dvanácti svodů. Veškeré naměřené hodnoty mohou být uloženy ve formátu .csv.

## **Klíčová slova**

WLAN, EKG, telemetrie

## **Abstract**

This work deals with the issue of measured wireless ECG signal transfer to computer. To data transmission is used wireless communication based on IEEE 802.15.4 standard. It means it works on 2,4 GHz frequency band, precisely in range from 2405 to 2480 MHz.

Wireless communication were implemented by modules JN5148 001 M00 from NXP company, because of low consumption (in a transmitting mode 17,5 mA). Modules are programmed to work only as wireless serial port.

To read ECG signal, module EMI12 was used. It was developed by Corscience company. EMI12's consumption is maximally 90 mA. It may read up to 12 leads with different sampling rate (100, 200, 500 and 1000 Hz). Furthermore, the baud rate could be mechanically set on 38 400, 115 200, 230 400 or 921 600 bit / sec.

Created software provides user a choice of showing three, six, or twelve leads. All measured values can be saved as .csv file.

## **Key words**

WLAN, ECG, telemetry

## Seznam použitých zkratek

AP.....	Akční potenciál
AV.....	Atrioventrikulární
Bpm.....	Beats per minute
CT.....	Centrální svorka
CTS.....	Clear To Send
DPS.....	Deska plošných spojů
EEG.....	Elektroencefalogram
EKG / ECG.....	Elektrokardiogram / Electrocardiogram
EMG.....	Elektromyogram
FCC.....	Federal Communications Commission
FEKG.....	Fetální elektrokardiogram
GUI.....	Graphical User Interface
IEEE.....	Institute of Electrical and Electronics Engineers
ISM.....	Industrial, Scientific, Medical
LA.....	Levá ruka (Left arm)
LL.....	Levá noha (Left leg)
LSB.....	Least Significant bit
MAC.....	Medium Access Control
pH.....	Potenciál vodíku
PWM.....	Pulse width modulation
RA.....	Pravá ruka (Right arm)
RF.....	Rádiové frekvence
RL.....	Pravá noha (Right leg)
RTS.....	Request To Send
SA.....	Sinoatriální
WCT.....	Wilsonova centrální svorka
WLAN.....	Wireless Local Area Network

# Obsah

1	Úvod.....	1
2	Teoretický rozbor.....	2
2.1	Srdeční cyklus.....	2
2.1.1	Elektrické potenciály srdečních buněk.....	2
2.1.2	Převodní systém srdeční.....	3
2.1.3	EKG křivka.....	4
2.2	Způsoby měření EKG.....	5
2.2.1	Einthovenovy bipolární končetinové svody.....	6
2.2.2	Goldbergerovy unipolární končetinové svody.....	7
2.2.3	Wilsonovy unipolární hrudní svody.....	8
2.3	Bezdrátový přenos dat.....	8
2.3.1	PAN komunikace.....	9
2.4	Telemedicína.....	11
2.4.1	Historický vývoj telemedicíny.....	11
2.4.2	Poskytované služby v telemedicině.....	12
2.4.3	Biotelemetrie.....	13
3	Návrh a realizace.....	15
3.1	Modul JN5148.....	15
3.2	EKG modul EMI12.....	16
3.2.1	Komunikační protokol.....	16
3.2.2	Základní příkazy.....	17
3.3	Návrh měřicího řetězce.....	18
3.3.1	Postup realizace měřicího řetězce.....	19
3.4	Hardwarová část.....	19
3.4.1	Redukce.....	20
3.4.2	Modul JN5148 u PC.....	20
3.4.3	Modul JN5148 u EMI12.....	22
3.4.4	Naprogramování modulů JN5148.....	23
3.4.5	Dopočet hodnot použitých rezistorů.....	24

3.5	Softwarová část .....	25
3.5.1	Program pro moduly JN5148 .....	25
3.5.2	Program pro zobrazení měřených dat v osobním počítači.....	26
3.5.3	Dešifrování datových balíčků.....	30
3.6	Realizace finálního zařízení pro měření EKG s bezdrátovým přenosem.....	30
4	Testování .....	32
4.1	Shrnutí testování.....	33
5	Závěr .....	34
6	Knihy.....	35
7	Seznam příloh.....	37

# 1 Úvod

V posledních letech se stává stále populárnější využívat bezdrátového propojení různých přístrojů, a to i v lékařských oborech. Hlavní výhodou je snadnější manipulace s přístroji a větší komfort pro pacienty. Ze široké škály zařízení přenášejících bezdrátově informace byl vybrán modul JN5148 pracující na standardu IEEE 802.15.4. Zařízení pracující na tomto standardu se postupně stávají velmi populární díky nízké pořizovací ceně a extrémně malé spotřebě. Ke snímání EKG signálu je využit modul EMI12, který poskytuje víc než dostačující možnosti snímání nejen EKG signálu.

Cílem práce je vytvořit zařízení, které bude snímat 12-ti svodové EKG a bezdrátově jej přenášet do osobního počítače. Modul pro měření EKG, EMI12, bude přes rozhraní UART posílat data do jednoho z modulů JN5148, a ten je bezdrátově pošle do druhého modulu, který přijatá data odešle pomocí USB do počítače. Nedílnou součástí měřicího řetězce je i software, ve kterém se naměřená data budou zpracovávat a v reálném čase zobrazovat. Bude možné uzpůsobit jejich zobrazení dle potřeb uživatele. Další součástí programu by měla být možnost uložení naměřených dat.



## 2 Teoretický rozbor

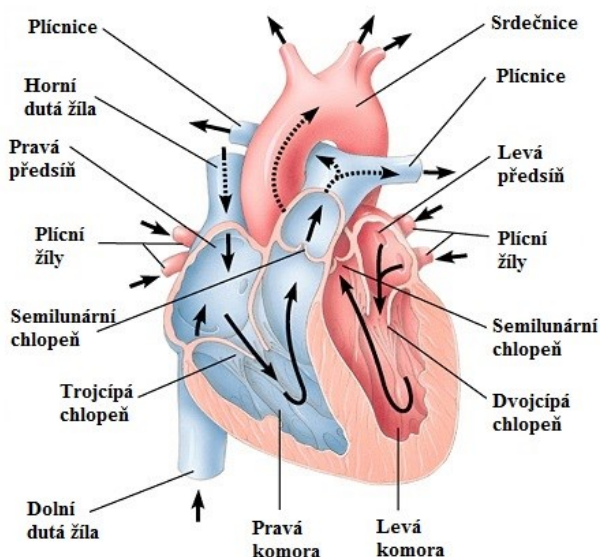
Tato kapitola se zabývá převážně obecnými znalostmi, potřebnými k pochopení celkové problematiky. Ke správnému pochopení EKG křivky je nutno znát anatomickou stavbu srdce a hlavně jeho celkovou funkčnost (převážně šíření potenciálů skrz buňky myokardu).

Jelikož tento signál bude přenášen bezdrátově, měly by být správně pochopeny vlastnosti používaného standardu a vědět, v čem se liší od ostatních.

### 2.1 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus je složený z několika fází. Ze systoly síní, při které je krev vstřikována do komor, jejichž svalovina je relaxována (diastola komor). Na to navazuje diastola síní a jejich plnění z horní a dolní duté žíly. Souběžně při tom dochází ke kontrakci komor (jejich systole) a tím vypuzení krve do malého a velkého tělního oběhu.

Celý cyklus je řízený převodním systémem srdečním. Srdeční impulzy se v myokardu šíří postupnými změnami membránového potenciálu a tím dochází k jeho kontrakci.

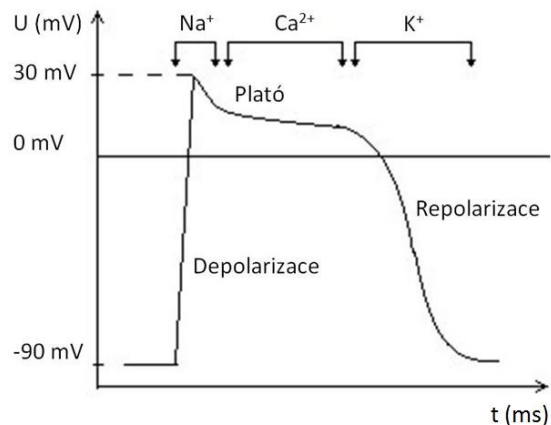


Obr. 2.1-1. Srdce [18]

#### 2.1.1 Elektrické potenciály srdečních buněk

Membránový potenciál vzniká jako rozdíl potenciálů mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem. Jeho klidová hodnota (klidový potenciál) je rovna přibližně  $-90$  mV. V tomto stavu je uvnitř buňky vysoká koncentrace draselných kationů ( $K^+$ ) a pouze nepatrné množství sodných kationů ( $Na^+$ ). Mimo buňku je tomu přesně obráceně. Nerovnováha mezi koncentracemi  $K^+$  a  $Na^+$  ionty vně a uvnitř buňky je způsobena selektivní permeabilitou buněčné membrány a aktivními  $Na^+K^+$ ATPázovou pumpou přemísťující  $K^+$  dovnitř buňky a  $Na^+$  mimo buňku.

Při narušení klidového potenciálu vnějším podmětem dochází k dočasné změně propustnosti buněčné membrány pro určité ionty a tím ke vzniku akčního potenciálu.



**Obr. 2.1-2. Fáze akčního potenciálu**

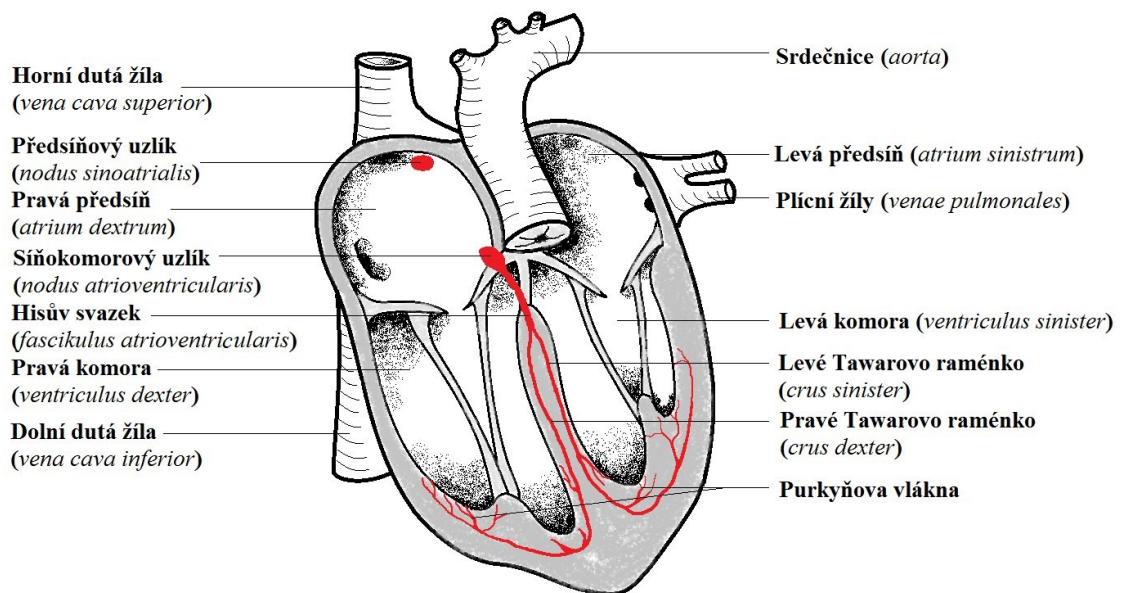
Akční potenciál se projevuje dočasnou změnou membránového potenciálu a dělí se na několik fází: depolarizace, plató a repolarizace (viz. obr. 2.1-2). Při depolarizaci se otevírají sodíkové kanálky, což má za následek vstup  $\text{Na}^+$  iontů do buňky a rychlou změnu membránového potenciálu (až na +30 mV). Následuje fáze plató, která je způsobena otevřením kanálků pro  $\text{Ca}^{2+}$  a jejich pomalým vstupem do buňky. Buňky myokardu jsou jediné lidské buňky, které mají tuto fázi. Způsobuje to, že i při nadprahovém stimulu nedochází k opětovnému akčnímu potenciálu (prodlužuje se refrakterní doba buňky). Dlouhou refrakterní dobou se myokard chrání proti vysoké frekvenci kontrakcí, a také proti zpětnému šíření akčního potenciálu. Po skončení fáze plató se otevírají draselné kanálky a  $\text{K}^+$  ionty vychází ven z buňky, čímž dochází k repolarizaci a postupnému návratu ke klidovému potenciálu.

[3][5]

## 2.1.2 Převodní systém srdeční

Buňky pracovního myokardu nejsou schopny samy od sebe vytvářet akční potenciál, ale ten vzniká šířením vzruchů šířících se z převodního systému (centrum autonomie srdce). Membránový potenciál u buněk převodního systému samovolně pomalu narůstá až ke spouštěcí úrovni a tím vzniká akční potenciál šířící se skrz celý myokard (tzv. spontánní diastolická depolarizace). Tímto je zajištěn periodicky opakující se vznik vzruchů (udávání srdeční tepové frekvence).

Převodní srdeční systém je složen z vodivé srdeční svaloviny (viz. obr. 2.1-2). Základem je předsíňový (sinoatriální) a síňokomorový (atrioventrikulární) uzlík. SA uzlík je uložen ve stěně pravé srdeční předsíně při ústí horní duté žíly. Jeho spontánní depolarizace nastává nejrychleji z celé vodivé srdeční svaloviny, tudíž než stihnou ostatní části převodního systému samovolně dosáhnout prahové hodnoty, jsou podrážděny vzruchem šířícím se ze SA uzlíku. Z tohoto vyplývá, že právě SA uzlík udává u fyziologicky zdravého srdce jeho tepovou frekvenci (cca 72 tepů za minutu). Vzniklý vzruch se rychle šíří svalovinou síní, která na potenciálové změny odpovídá stahem.



Obr. 2.1-3. Převodní systém srdeční

Dále se vzruch dostává na AV uzlík uložený na rozhraní mezi pravou předšňí a komorou. Z něj odstupuje Hisův svazek nacházející se v mezikomorové přepážce. Pro vzruch šířící se ze síní je to jediná cesta, kudy se může přenést na komory, jelikož vazivová přepážka mezi síněmi a komorami funguje jako dielektrikum.

Hisův svazek se následně dělí na pravé a levé Tawarovo raménko, která se táhnou mezikomorovou přepážkou až k apexu srdce. Raménka se pak větví v Purkyňova vlákna, která šíří vzruch na pracovní myokard komor, což má za následek jejich kontrakci.

[1][2][3][4]

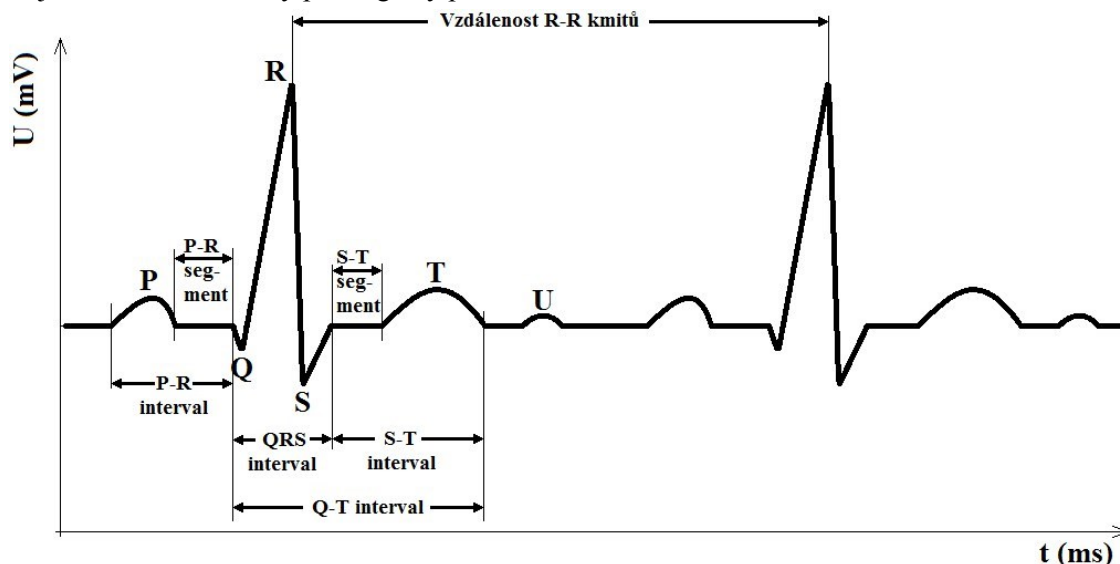
### 2.1.3 EKG křivka

Přístroj, který snímá elektrické změny způsobené depolarizací a repolarizací srdečních buněk, se nazývá elektrokardiograf. Křivka, která se z tohoto měření získá, se nazývá elektrokardiogram. Záznam je sejmuto pomocí elektrod, které jsou nejčastěji umístěny na povrchu kůže, a řadě zesilovačů a filtrů, ze kterých je získána výsledná křivka.

Srdeční cyklus se skládá z depolarizace a repolarizace síní a depolarizace a repolarizace komor. Kmity EKG křivky jsou výsledkem projekce elektrického dipólu srdce (vektor srdečního potenciálu. Viz. obr. 2.1-4).

U EKG popisujeme několik vln, které jsou projevem šíření potenciálů ze SA uzlíku až do buněk pracovního myokardu síní a komor. Vlna P je důsledkem vzniku samovolného AP v SA uzlíku a následnou depolarizací síní. Následuje izoelektrický úsek (P-R segment), který hraje důležitou roli v oddělení systoly síní od systoly komor. Membránový potenciál se šíří ze síní na AV uzlík, který ho díky své pomalé vodivosti zpomalí. Komplex vln QRS představuje postupnou depolarizaci komorového septa, apexu a pak i celých srdečních bází. V tomto komplexu je také skryta repolarizace síní. ST segment představuje období aktivní stability srdce (fáze „plató“). Nakonec přichází vlna T

představující repolarizaci myokardu komor. U některých jedinců se může objevovat ještě vlna U, avšak spíše jen u mladých lidí nebo sportovců. Předpokládá se, že je způsobena pomalejší repolarizací komor. Nejedná se však o žádný patologický problém.



Obr. 2.1-4. Elektrokardiogram

Fyziologická doba trvání P kmitu je asi 80–100 ms a jeho amplituda 0,25 mV, přičemž interval PR nesmí přesáhnout 200 ms. Následující komplex QRS se pohybuje v rozmezí od 60 do 100 ms. QT interval odpovídá elektrické aktivitě komor a je silně závislý na tepové frekvenci. Při normální srdeční frekvenci (72 bpm) trvá asi 350–400 ms. Doba jedné srdeční periody, tj. doba od začátku vlny P po začátek další vlny P (v praxi se používá vzdálenost dvou R kmitů. Viz. obr. 2.1-4) je tedy asi 830 ms.

[5][6][7]

## 2.2 Způsoby měření EKG

Elektrokardiografie je základní měřicí metoda používaná v kardiologii. Pomáhá zjistit hodnoty popisující funkci srdce (srdeční frekvence), různé srdeční arytmie, případně ischemické změny v myokardu.

EKG může být měřeno několika způsoby. Nejčastěji se používá snímání potenciálu z povrchu těla, avšak existují i speciální elektrody pro snímání v jícnu či nitrosrdčně za použití speciálních katétrů.

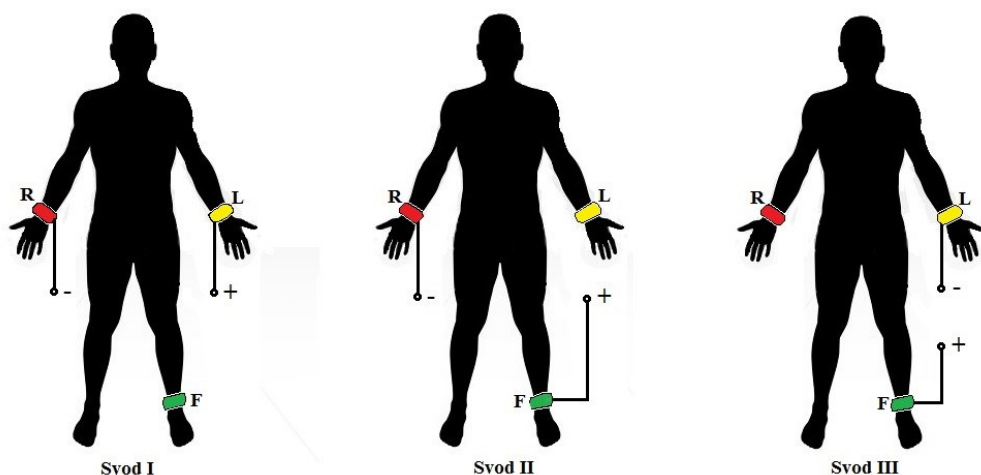
Samotné EKG snímané z povrchu těla je zprostředkováno vhodně umístěnými elektrodami na končetinách a hrudníku. Jelikož potenciál uvnitř těla je přenášen za pomoci iontů (vodivost 2. druhu) a v obvodech elektrokardiografu pomocí elektronů (vodivost 1. druhu), proto se musí na rozhraní mezi pokožku a elektrodu nanášet vodivý gel (solný roztok), který snižuje přechodovou impedanci. V praxi se dnes již obvykle používají balónkové a samolepící elektrody, které tento gel už obsahují.

Základem dnešní klinické praxe je dvanácti svodové EKG, které je tvořeno kombinací devíti aktivních elektrod (3 končetinové a 6 hrudních) a jednou referenční umístěnou na pravé noze. Způsob měření jednotlivých svodů pak můžeme rozdělit do tří skupin dle autorů:

- Einthovenovy bipolární končetinové svody (I, II, III)
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF)
- Wilsonovy unipolární hrudní svody (V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub> a V<sub>6</sub>)

[7]

### 2.2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody



Obr. 2.2-1. Bipolární svody dle Einthovenova zapojení

Einthoven vymyslel způsob snímání srdečního potenciálu pomocí tří elektrod umístěných na končetinách (viz. obr. 2.2-1). Jednotlivé svody (I, II a III) se pak měří vždy mezi dvěma aktivními elektrodami, proto označení bipolární svody.

Einthoven určil, že svod I bude ukazovat rozdíl potenciálů mezi pravou a levou rukou (RA a LA), svod II bude rozdíl pravé ruky a levé nohy (LL) a svod III rozdíl mezi levou rukou a levou nohou.

$$Svod I = LA(+) - RA(-)$$

$$Svod II = LL(+) - RA(-)$$

$$Svod III = LL(+) - LA(-)$$

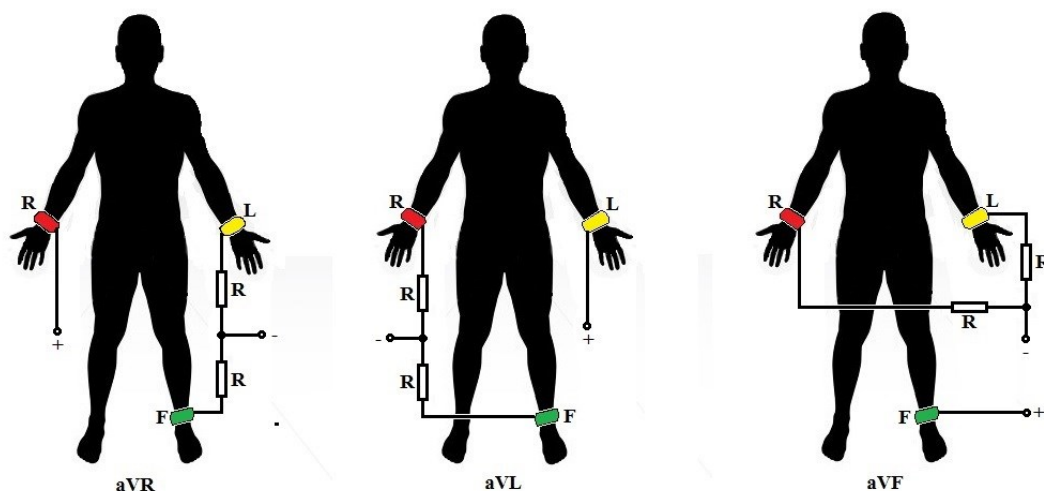
Dále vyjádřil vztah mezi jednotlivými svody:

$$Svod III = Svod II - Svod I$$

Tento vztah vyjadřuje, že velikost potenciálu naměřeného na svodu III je rovna rozdílu potenciálů současně měřených na svodech I a II.

Na základě těchto tří končetinových svodů Einthoven popsal rovnostranný trojúhelník, později pojmenován jako Einthovenův trojúhelník. Vrcholy trojúhelníku jsou umístěny u pravé ruky, levé ruky a levé nohy, přičemž srce se nachází v jeho centru. [8]

## 2.2.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody



Obr. 2.2-2. Unipolární svody dle Goldbergerova zapojení

Goldbergerovy svody vychází ze stejného umístění elektrod jako tomu je u Einthovenova, avšak výsledné svody získáme z jedné aktivní elektrody a aritmetického průměru ze zbylých dvou (viz. obr. 2.2-2). Proto je toto měření označováno jako unipolární.

*aVR = Pravá ruka a průměr levé ruky a levé nohy*

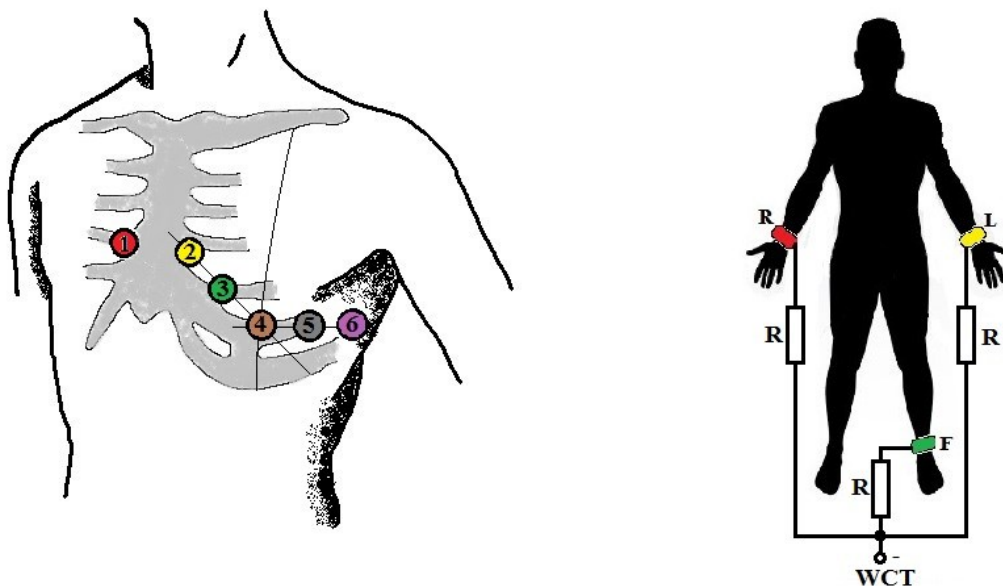
*aVL = Levá ruka a průměr pravé ruky a levé nohy*

*aVF = Levá noha a průměr pravé ruky a levé ruky*

Jako první s tímto konceptem přišel Frank Wilson a jednotlivé svody pojmenoval VR, VL a VF. Avšak získané napětí z jeho zapojení bylo příliš nízké. Goldberger přišel na výhodnější zapojení, které zvýšilo výstupní signál o 50% a tak svody pojmenoval aVR, aVL a aVF (písmeno 'a' z ang. augmented – rozšířený).

[7][8]

### 2.2.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody



Obr. 2.2-3. Wilsonovy unipolární svody

Frank Wilson vymyslel centrální svorku (CT, WCT), která je dána aritmetickým průměrem všech tří končetinových elektrod (viz. obr. 2.2-3). Touto svorkou je možné měřit srdeční aktivitu odkudkoli na těle. V praxi se používá šest hrudních unipolárních svodů ( $V_1 - V_6$ ). Z těchto svodů je možné přesně určit ložisko infarktu, čímž se výrazně zvyšuje šance pacienta na plné zotavení.

[7][8]

## 2.3 Bezdrátový přenos dat

Bezdrátovým přenosem se chápe předání informace mezi dvěma zařízeními bez použití propojovacího kabelu. Z historického hlediska se jedná o nejstarší formu předávání informací. Mluvená řeč, kouřové signály a mnoho dalších způsobů umožňuje předat informaci bez potřeby použít spojovací drát.

Avšak z dnešního pohledu se pod pojmem bezdrátový přenos dat obvykle myslí použití elektromagnetického vlnění nesoucí danou informaci. Pochopení přenosu elektromagnetického vlnění přinesli Maxwell a Hertz, čímž položili základy pro bezdrátovou komunikaci.

Nedlouho po Maxwellovu a Hertzovu objevu uskutečnil Nikola Tesla demonstraci prvního bezdrátového přenosu za pomoci elektromagnetických vln. Nicméně jako vynálezce tohoto druhu přenosu informací je mnohdy nesprávně citován italský fyzik Guglielmo Marconi, který v roce 1898 uskutečnil veřejný bezdrátový přenos z lodi na ostrov Wight v Lamanšském průlivu, za což v roce 1909 dostal Nobelovu cenu.

V následujících letech nastal velký rozmach bezdrátového přenosu dat, z počátku to bylo rádiové vysílání, později i televize.

[9]

### 2.3.1 PAN komunikace

Elektromagnetické vlny jsou rozděleny do určitých pásem podle frekvence (viz. obr. 2.3-1). Jednotlivá pásma slouží různým službám, jako třeba rádiové a televizní vysílání, rádiové vysílání státní správy, soukromé vysílání atd. Vysílání na některých pásmech vyžaduje licenci, která může být udělena pro konkrétní frekvenci, nebo může pokrýt celé pásmo. Mezi hlavní licencované pásma patří rádio a televize, firemní vysílačky, vysílačky státní správy a mnohé mikrovlnné spoje. Jiná pásma jsou zase nelicencovaná, což znamená, že k vysílání v těchto pásmech není potřeba žádných licencí, jen je nutno používat schválených vysílačů s omezeným výkonem.

zvukové frekvence	300 Hz 3000 Hz	hlas a hudba
	20 000 Hz	perkuse (činely)
rádiové frekvence	530 kHz	AM rádio
krátké vlny (KV)	1630 kHz 1800 kHz	
	30 MHz	
velmi krátké vlny (VKV)	54–88 MHz	televizní kanály 2–6
	88–108 MHz	FM rádio
ultra krátké vlny (UKV)	450 MHz 800 MHz 850 MHz 900 MHz	televizní vysílání na UKV vysílačky mobilní telefony pagery
mikrovlny	1 GHz	radar s dlouhým dosahem
pásmo ISM →	2,4 GHz	bezdrátové místní sítě a telefony
pásmo UNII →	5,3–5,8 GHz	bezdrátové sítě a podobně

Obr. 2.3-1. Rozdělení radiofrekvenčních pásem [10][19]

PAN značí zkratku pro osobní síť (Personal Area Network) s definovanými standardy pro přenos dat. Standard IEEE 802.15 se skládá ze tří podskupin: IEEE 802.15.1, IEEE802.15.3 a IEEE 802.15.4. Každý z nich se zaměřuje na různé typy použití (vysokorychlostní, nízko energetické, ...).

Prvotní snahy se týkaly vytvoření IEEE 802.15.1 standardu založeného na Bluetooth. Postupem času vznikly dva další standardy, které se zaměřují na bezdrátový přenos s nižším dosahem a bez potřeby složité infrastruktury. Druhý standard (IEEE 802.15.3) se zaměřuje na vysokorychlostní přenosy, sloužící převážně pro multimediální zařízení, jako třeba digitální kamery. Třetí



(IEEE802.15.4) vznikl na konci roku 2000, kdy byl vytvořen projekt za účelem vzniku nového standardu. Hlavním cílem bylo zformování co nejjednoduššího, nejlevnějšího standardu s extrémně nízkou spotřebou.



Obr. 2.3-2. Schéma bezdrátové sítě PAN [20]

V roce 1985 schválila Federální komunikační komise (FCC) používání rádiových vln v rozsahu 902 MHz – 5,85 GHz pro veřejné průmyslové, vědecké a nemocniční systémy (ISM). Následně se o problematiku normalizace protokolů lokálních sítí začal zabývat IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), konkrétně jeho výbor 802, který v témže roce dokončil základní sadu norem pro různé typy přenosových prostředků. Pro WLAN jsou to normy 802.11, které definují řízení přístupu k médiu (MAC). Protokol MAC poskytuje mechanismus pro kontrolování přístupu sdílených bezdrátových médií.

[10] [11]

Označení	Název
IEEE 802.3	Ethernet
IEEE 802.4	Token Bus
IEEE 802.5	Token Ring
IEEE 802.9	IsoEthernet
IEEE 802.11	Bezdrátové lokální síť
<b>IEEE 802.15</b>	<b>Bezdrátové osobní síť</b>
IEEE 802.16	Bezdrátové metropolitní síť
IEEE 802.19	Koexistence sítí
IEEE 802.20	Mobilní širokopásmé síť
IEEE 802.21	Roaming mezi sítěmi
IEEE 802.22	Bezdrátové regionální síť

Tab. 2-1. Podvýbory IEEE [12]

[11]

## 2.4 Telemedicína

Jedna z definic pro termín telemedicína je následující: *telemedicína je využití elektronické informační a komunikační technologie, sloužící k poskytnutí a podpoře zdravotní péče v případě, kdy pacienta a lékařského pracovníka odděluje větší vzdálenost. Jiná říká, že telemedicína je rychlý přístup ke sdíleným a vzdáleným lékařským odborným posudkům prostřednictvím telekomunikačních a informačních technologií bez ohledu na to, kde se pacient nebo příslušná informace nachází. Samotný termín telemedicína je odvozen z řeckého „tele“ znamenající „na dálku“ a latinského „mederi“, což znamená „medicína (lékařství)“.*

Telemedicína má obrovské možnosti využití v různých odvětvích poskytování péče, např. vzdělání, výzkum, administrativa nebo přímé poskytnutí lékařské pomoci. Dále to je přenos lékařských snímků, stanovení diagnózy na dálku, poskytnutí „domácí péče“ starším lidem, diabetikům a chronicky nemocným. Běžně využívaná jsou i pohotovostní čísla jako 155 nebo 112, která bývají mnohdy přehlížena jako příklady telemedicíny.

[11][13]

### 2.4.1 Historický vývoj telemedicíny

Počátky telemedicíny, jak je známá v dnešní době, sahají do 60. let 20. století ve Spojených státech amerických. NASA zavedla první kosmické programy monitorující základní životní funkce astronautů na kosmických lodích. Později byla zavedena televizní komunikace pro rutinní vzdálené vzdělávání a tele-konzultace mezi Psychiatrickým institutem v Nebrasce a vzdálené psychiatrické léčebny. V roce 1965 proběhla dokonce první tele-operace, kdy kardiochirurg Michael DeBakey předvedl otevřenou operaci srdce ve Spojených státech a živě přenášel celý průběh do nemocnice v Ženevě.

Nicméně až do poloviny 70. let dochází k útlumu telemedicíny, především díky vysokým nákladům a nedostatku a nedokonalosti informačních sítí. Později však přišla druhá vlna zájmu o telemedicínu, která se tak postupně začala vyvíjet, až do podoby, v jaké je známá dnes.

[11][13][14]

## 2.4.2 Poskytované služby v telemedicině

V současné době telemedicína nabízí velké množství významných služeb:

- Tele-konzultace
- Tele-diagnóza
- Tele-monitorování
- Tele-péče
- Lékařská videokonference a tele-vzdělávání
- Přístup do vzdálených databází
- Tele-rentgenologie
- Domácí péče
- Pohotovostní služby
- Informační služby

### Tele-konzultace

Jedná se o konzultaci na dálku. Může probíhat mezi pacientem, lékařem a specialistou. V současnosti vzrůstá přístup k telefonu, což umožňuje snadnou komunikaci a může ušetřit pacientovi čas strávený v ordinaci, případně lékaři návštěvu pacienta doma. Veškeré komunikační prostředky jako jsou mobilní telefony, pagery, hlasové schránky nebo elektronická pošta mohou být využity týmy primární péče na podporu přímé péče o pacienta.

### Tele-diagnóza

Diagnóza stanovená lékařem na dálku. Lékař může mít přístup v reálném čase k pacientovým výsledkům vyšetření a může tak snadno určit diagnózu.

### Tele-monitorování

Je monitorování údajů o pacientovi na dálku. Používá se u chronicky nemocných nebo vysoce rizikových pacientů. Jedná se o sledování pacienta na dálku, když není přítomen v nemocnici.

### Tele-péče

Využívá se k poskytování asistence pacientům při léčbě na dálku. Tele-péče se využívá zejména u starších osamocených osob, ke sledování fyzioterapeutické léčby, duševních chorob a stavu chronicky nemocných osob.

### Lékařská videokonference a tele-vzdělávání

Využívá se ke vzdálenému přístupu k lékařským zasedáním v reálném čase, během nichž odborníci diskutují o daném problému. Velkou výhodou je ušetření času odborníkům, neboť zamezuje zbytečným cestám.

### **Přístup do vzdálených databází**

Tento typ telekomunikačních technologií přináší přístup k individuálním či veřejným lékařským informacím. Jedná se například o žádost lékaře o provedení laboratorního testu nebo přístup ke vzdáleným informacím v pořadnicích nemocnic.

### **Tele-rentgenologie**

Jedná se o velmi důležitou a hojně používanou službu telemedicíny. Sdílení snímků z různých modalit (převážně rentgenové) se staly nedílnou součástí moderní medicíny.

### **Domácí péče**

Je to soubor prostředků informačních technologií a telekomunikace, které pacient může přijímat doma. Dále může zahrnovat zařízení nebo nástroje, které mohou být využity ke sledování pacienta a k jeho terapii nebo sloužící ke kontrole prostředí.

### **Pohotovostní služby**

Pohotovostní služby využívají především mobilní komunikační systémy. V současnosti tyto systémy pracují v reálném čase, což značně usnadňuje komunikaci mezi jednotlivými pohotovostními službami (záchranná služba, hasiči, policie, ...). V Evropské unii se všechny země snaží o zavedení jednoduchého a snadno zapamatovatelného telefonního čísla pro přivolání pomoci v případě nouze.

Tyto systémy vytvářejí také modely pro různé typy ohrožení, které mohou nastat a jejich následný postup řešení. Někdy se nazývají také „Plány pro případ katastrof“.

### **Informační služby**

Tyto služby poskytují přístup uživatelům ke zdravotnickým, sociálním a všeobecným informacím. Pro vyřešení problémů s rozptýlením informací, s vyhledáváním potřebných informací a s rozličností potřeb uživatelů, dochází v informačních službách k velkému rozvoji.

[11]

## **2.4.3 Biotelemetrie**

Jedná se o telemetrickou (bezdrátovou) metodu používanou v lékařství k dálkovému přenosu fyziologických signálů snímaných z živých organismů. Biotelemetrie se stále více používá pro snímání takřka všech fyziologických funkcí živých organismů. Její uplatnění se stále více rozšiřuje. Používá se v kosmonautice, sportovním i pracovním lékařství, v různých druzích klinického výzkumu, a to jak na experimentálních zvířatech, tak i na lidech.

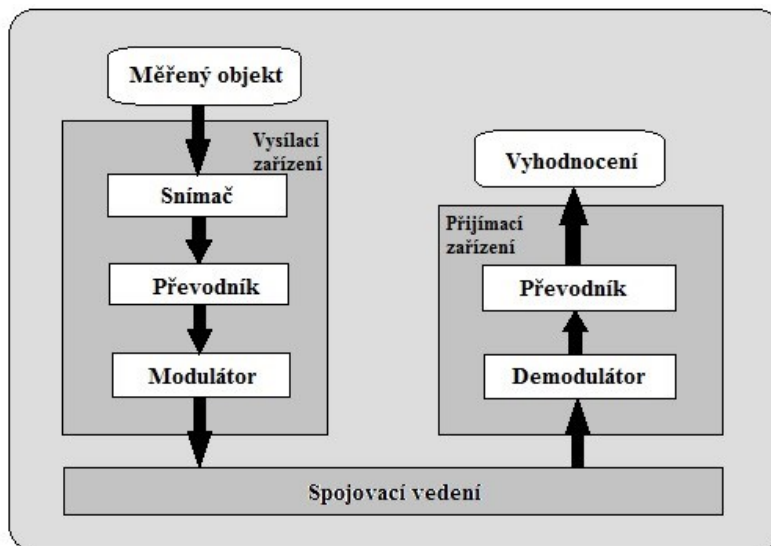
Biotelemetrická zařízení mohou být rozdělena do několika kategorií v závislosti na jejich vlastnostech. Může to být například přenášená informace, způsob přenosu informace, dosah zařízení, počet přenášených informací, obor použití a řada dalších. Existuje spousta dalších technických kritérií, jako je pracovní frekvence, výkon vysílače, způsob napájení, typ vysílací antény, hmotnost, atd.

[11]

### **Telemetrický systém**

Účelem telemetrického systému je shromažďovat data na místě, které je vzdálené od místa měření dané veličiny.

Telemetrický systém se skládá ze tří základních částí: vysílací zařízení, spojovací vedení a přijímací zařízení (viz. obr. 2.4-1)



Obr. 2.4-1. Základní schéma telemetrického systému [12]

### Vysílací zařízení

Vysílací zařízení se skládá ze snímače, který převádí měřenou fyzikální veličinu na elektrickou. Tento signál nabývá mnohdy malých hodnot, takže je třeba jej zesílovat před odesláním do převodníku. Převodník převádí elektrický signál, který jde ze zesilovače na elektrickou veličinu, která následně slouží jako modulační signál. Ten následně moduluje nosný signál v modulátoru. Vystupující měronosná veličina v sobě obsahuje informaci o dané měřené informaci.

Při použití drátového spojení není třeba další modulace, avšak je-li použit bezdrátový přenos, je potřeba tuto měronosnou veličinu dále modulovat vysokofrekvenčním modulátorem.

[11][15]

### Spojovací vedení

Spojovací vedení slouží k propojení vysílacího a přijímacího zařízení, a může být realizováno drátově nebo bezdrátově. Může být definováno jako prostředí, ve kterém se šíří měronosný signál.

### Přijímací zařízení

V přijímacím zařízení se přijatý měronosný signál v případě nutnosti nejdříve vhodně upraví (zesílení, úprava tvaru) a následně se v demodulátoru z tohoto signálu získá užitečný signál, který je úměrný hodnotě měřené veličiny. Poté je signál poslán do vyhodnocovacího prvku, kterým může být počítač, regulační obvod, nebo jiné zařízení sloužící k zobrazení měřené veličiny.

[11]

### 3 Návrh a realizace

Úkolem bylo zhotovení měřicího a vysílacího řetězce společně s uživatelským rozhraním pro měření EKG signálu. Výsledný produkt má na výběr z měření tří (Einthovenovy), šesti (Einthovenovy a Goldbergovy) a dvanácti (především včetně hrudních Wilsonových) svodů.

Řetězec byl sestaven z EKG modulu EMI12 vyráběný firmou Corscience a modulů JN5148 001 M00 od firmy NXP sloužících k bezdrátovému přenosu pracujících na standardu IEEE 802.15.4 (viz. kapitola 2.3.1).

#### 3.1 Modul JN5148

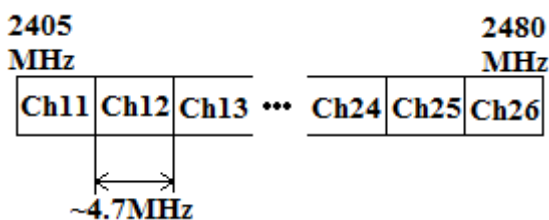
Všechny typy modulů JN5148 001 Myy jsou osazeny stejným základním mikroprocesorem JN5148 001. Liší se pouze způsobem vyvedení antény, spotřebou a mírně i ve velikosti. Nicméně osazení pinů zůstává u všech typů stejné, což usnadňuje výrobu desky plošných spojů.

JN5148 001 M00/03 mají spotřebu ve vysílacím režimu 15 mA a v přijímacím 17,5 mA. M04 je výkonový modul se zvýšeným dosahem (až 4 km), se spotřebou ve vysílacím režimu 110 mA a v přijímacím 23 mA. Modul JN5148 001 M00 obsahuje interní anténu, JN5148 001 M003 má u.FL konektor pro připojení externí antény, stejně tak i JN5148 001 M04.



Obr. 3.1-1. JN5148 001 Myy (zleva 00, 03 a 04) [21]

Jak již bylo zmíněno výše, tak všechny uvedené moduly pracují na standardu IEEE 802.15.4, tedy ve frekvenčním pásmu 2,4 GHz. Jeho rozsah je od 2405 – 2480 MHz a je rozdělen na 16 kanálů číslovaných od 11 do 26 (viz. obr. 3.1-2).



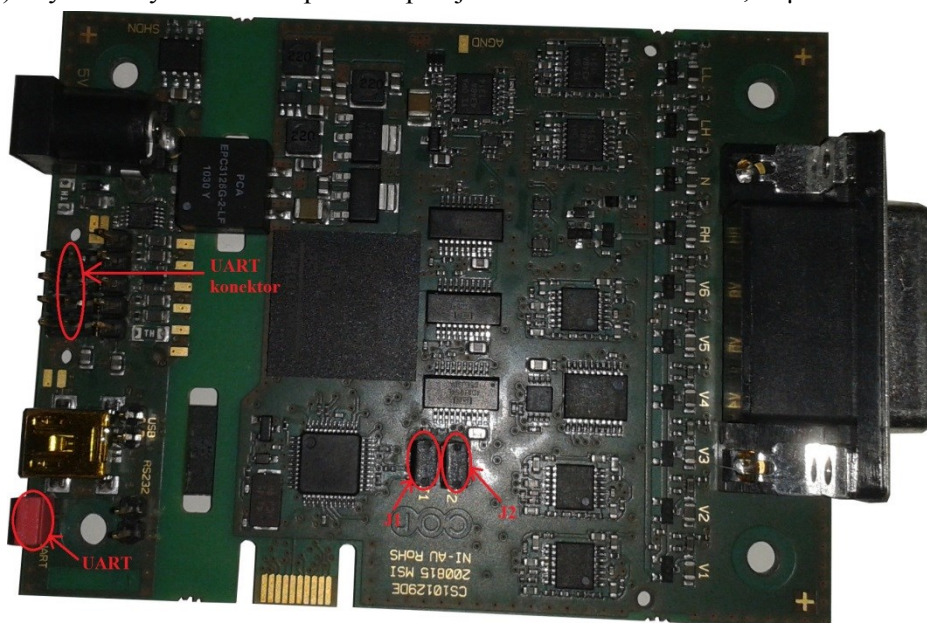
Obr. 3.1-2. Rozsah RF pásma 2,4 GHz

[16]

## 3.2 EKG modul EMI12

Jedná se o modul pro měření až dvanácti svodového EKG signálu, vyráběn firmou Corscience sloužící ke snadné integraci do diagnostických systémů. Je navrhnut ke kontinuálnímu snímání EKG se zabudovanou detekcí kardiostimulátoru a správným kontaktem elektrod. Modul sám dopočítává tepovou frekvenci. Pacient je plně galvanicky oddělen od napájecích 5 voltů. Navíc EMI12 je chráněn proti defibrilačnímu výboji.

EMI12 disponuje třemi různými komunikačními rozhraními: USB, RS232 a UART. V případě této práce byl využit UART (zapojení jumperu UART, viz. obr. 3.2-1) pracujícím na napěťové hladině 5 V. UART má nastavitelnou přenosovou rychlost a to 38 400, 115 200, 230 400 a 921 600 bit/sec. V našem případě byla zvolena optimální přenosová rychlost 115 200 bit/sec (zapojení obou jumperů J1 a J2, viz. obr. 3.2-1) tak, aby byla kompatibilní s přenosovou rychlostí modulu JN5148. Dále nabízí možnost zvolit si vzorkovací frekvenci a to mezi hodnotami 100 Hz, 200 Hz, 500 Hz a 1000 Hz (více v kapitole 3.2.2). Dynamický rozsah vstupního napětí je +/- 5 V s rozlišením 2,63  $\mu$ V na bit.



Obr. 3.2-1. EMI12

### 3.2.1 Komunikační protokol

Odchozí datové balíčky (packety) z EMI12 mají vždy stejnou strukturu. Úvodní bajt (*Start Flag*) následován jedním bajtem označujícím pořadí paketu. Jelikož je zastoupeno pouze jedním bajtem, může nabývat hodnot od 0 do 255, tudíž při dosažení hodnoty 255 bude mít následující paket pořadí rovno 0. Další dva bajty jsou vyhrazeny pro příkaz (*Command*) vyjadřující akci, kterou EMI12 má provést (v případě odesílání paketu do EMI12), nebo akci, kterou samo provádí (v případě posílání paketu z EMI12). Následuje několik jednotek až desítek bajtů obsahujících samotné hodnoty (*Payload*) vztahujících se k danému příkazu. Dva následující bajty jsou vyhrazeny pro kontrolní

součet (*Checksum*), sloužící k ověření, zda nedošlo k datovým ztrátám během přenosu. Poslední bajt slouží jako identifikátor konce paketu (*End Flag*).

Start flag	Packet number	Command	Payload	Checksum	End flag
0xFC	1 byte	2 bytes	x bytes	2 bytes	0xFD

Tab. 3-1. Složení bajtů uvnitř jednoho paketu

V případě, že EMI12 je v režimu měření EKG, tak samotný payload uvnitř každého paketu se dále strukturalizuje. První dva bajty po příkazu slouží dohromady s druhým bajtem jako pořadí paketu. Následuje bajt vyhrazený pro tepovou frekvenci. Další dva bajty slouží k monitorování stavu baterie, správnému kontaktu elektrod s pokožkou a upozornění na překročení prahových hodnot tepové frekvence.

Série následujících bajtů obsahuje samotné hodnoty naměřené v příslušných svodech. Hodnoty z jednotlivých svodů jsou za sebe skládány v předem daném pořadí. V případě měření tří svodového EKG jsou hodnoty kladeny za sebe následovně: II, III, II, III, ... Při měření dvanácti svodového EKG je tomu pak takto: II, III, V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub>, II, III, V<sub>1</sub>, ... Každá hodnota se pak skládá z jednoho, či dvou bajtů (záleží na velikosti).

Sedmý bajt od konce je chybový. Šestý až čtvrtý bajt od konce je vyhrazen k detekci ztracených hodnot.

### Octet stuffing

Při kompletování paketu musí být zajištěno, aby se uvnitř něj nevyskytl nikde úvodní (0xFC) ani konečný (0xFD) bajt. Toho je docíleno zavedením tzv. únikového bajtu (Escape Flag) nabývající hodnotu 0xFE.

Kdykoli je libovolný bajt uvnitř paketu roven zakázaným bajtům (0xFC, 0xFD nebo 0xFE), mikroprocesor ho automaticky nahradí dvěma bajty dle tabulky 3-2.

Bajt uvnitř paketu	Nahrazený bajt
0xFC	0xFE 0xDC
0xFD	0xFE 0xDD
0xFE	0xFE 0xDE

Tab. 3-2. Nahrazení zakázaných bajtů

### 3.2.2 Základní příkazy

Mezi základní příkazy, které byly použity, patří příkaz k nastavení počtu kanálů a vzorkovací frekvence. Následuje příkaz k začátku nebo konci měření (viz. tab. 3-3).

Příkaz	Popis
0x0901	Nastavení počtu kanálů a vzorkovací frekvence
0x0701	Potvrzení nastavení
0x0905	Začátek nebo konec měření

Tab. 3-3. Tabulka základních příkazů



Příkaz	Svody	Vzorkovací frekvence
0x0901	0x01 – Posílá svody II a III pro měření tří a šesti svodového EKG 0x02 – Posílá svody II, III, V <sub>1</sub> až V <sub>6</sub> pro měření dvanácti svodového EKG	0x01 – 100 Hz 0x02 – 200 Hz 0x05 – 500 Hz 0x0A – 1 kHz

Tab. 3-4. Příkaz 0x0901

Příkaz	Svody	Vzorkovací frekvence
0x0701	0x01 – Posílá svody II a III pro měření tří a šesti svodového EKG 0x02 – Posílá svody II, III, V <sub>1</sub> až V <sub>6</sub> pro měření dvanácti svodového EKG	0x01 – 100 Hz 0x02 – 200 Hz 0x05 – 500 Hz 0x0A – 1 kHz

Tab. 3-5. Příkaz 0x0701 (potvrzení příkazu 0x0901)

Příkaz	Start / Stop
0x0905	0x00 – Stop 0x01 – Start

Tab. 3-6. Příkaz 0x0905

Příkaz 0x0905 lze použít pouze až po nastavení EMI12, tedy po příkazu 0x0901, jinak bude odmítnut.

#### Ukázka komunikace mezi uživatelem a EMI12:

```

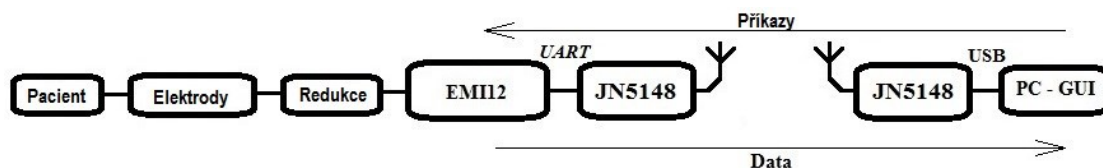
Uživatel > EMI12:    FC 00 01 09 01 01 39 DA FD  (Nastavení EMI12 – 12 svodů, 100 Hz)
EMI12 > Uživatel    FC 01 01 07 01 01 69 6B FD  (Potvrzení nastavení)
Uživatel > EMI12    FC 04 05 09 01 78 0F FD  (Začátek Měření)
EMI12 > Uživatel    Příchozí hodnoty...
Uživatel > EMI12    FC 05 05 09 00 ED 69 FD  (Konec měření)

```

[17]

### 3.3 Návrh měřicího řetězce

Celý měřicí řetězec se skládá z několika celků, a to z elektrod umístěných na pacientovi, redukce, na kterou jsou elektrody připojeny a která je přes konektor D-SUB 15 (dvouřadý) připojena k modulu EMI12. Analogový signál jdoucí z elektrod je v EMI12 hardwarově vyfiltrován a převeden na digitální. Výsledný signál je odeslán v balíčku (paketu, viz. kapitola 3.2.1) na UART, na který je připojen modul JN5148. Ten veškerá data bezdrátově odesílá na druhý modul JN5148, který je přes USB připojen do počítače. Oba moduly JN5148 jsou naprogramovány tak, že fungují jako bezdrátová sériová linka. V počítači je vytvořen program, který příchozí data zpracuje a zobrazí. Komunikace v programu funguje samozřejmě v obou směrech, takže veškeré příkazy uživatel posílá přímo z tohoto uživatelského rozhraní (viz. obr. 3.3-1).



Obr. 3.3-1. Celkové schéma měřicího řetězce

### 3.3.1 Postup realizace měřicího řetězce

Jako první byla vytvořena redukce pro připojení elektrod k EMI12 (viz. kapitola 3.4.1), která byla následně otestována na originálním softwaru firmy Corscience EMI12 Monitor připojením EMI12 přes USB přímo do počítače. K veškerým testovacím měřením byl použit EKG simulátor firmy Ferronato FC12D.

Po úspěšném otestování redukce přišlo na řadu zprovoznění komunikace mezi počítačem a EMI12, stále připojené přes USB. Za použití programu pro komunikaci se sériovou linkou byly otestovány všechny příkazy, které se v pozdějších fázích vývoje potřebovaly.

Dalším krokem bylo vytvoření bezdrátové komunikace. Prvotní snaha byla o vytvoření vlastního programu, který by přeposílal jednotlivé bajty do počítače. Nicméně na základě testování bylo přistoupeno k použití programu od výrobce sloužící jako bezdrátová sériová linka. V programu bylo třeba změnit pouze přenosovou rychlost a vypnout kontrolu datového toku (CTS, RTS).

Po nahrání programu do příslušných modulů (program pro oba moduly je mírně odlišný, viz. kapitola 3.5.1) byla opět otestována komunikace s EMI12, tentokrát už však bezdrátově za použití rozhraní UART.

Poté bylo zhotoveno grafické uživatelské rozhraní (dále GUI), které slouží jako komunikační prostředek s EMI12 a zároveň zpracovává a zobrazuje výsledné hodnoty do grafů (viz. kapitola 3.5.2).

Doposud se veškerá práce konala na vývojovém kitu pro práci s moduly JN5148. Ve chvíli, kdy veškerá programová část byla v pořádku, se začalo pracovat na vytvoření vlastních desek plošných spojů (viz. kapitoly 3.4.2 a 3.4.3). Hlavním důvodem pro jejich vytvoření bylo napájení EMI12, které bylo doposud realizováno přímo z elektrické sítě. Dalším důvodem byla miniaturizace, jelikož vývojové moduly jsou zbytečně moc velké a nepraktické. Navíc pro připojení modulu JN5148 k počítači bylo zapotřebí kabelu s redukcí z UARTu na USB.

Na závěr se už jen veškeré moduly osadily do krabiček, aby se minimalizovalo mechanické poškození při nešetrném zacházení.

## 3.4 Hardwarová část

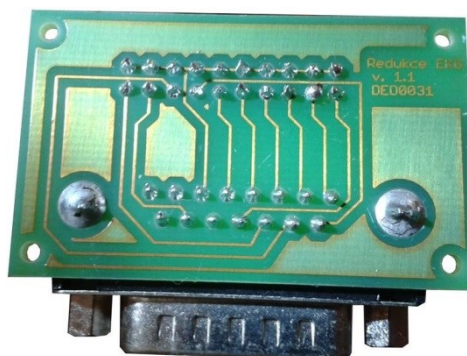
Součástí bakalářské práce byl také návrh a výroba desek plošných spojů pro osazení modulů JN5148. Jeden modul je určen pro připojení k počítači za použití klasického USB konektoru typu A (viz. kapitola 3.4.2) a druhý pro připojení k EMI12 a jeho napájení (viz. kapitola 3.4.3). Původně měly být použity moduly JN5148 001 M01, které mají díky externí keramické anténě větší dosah, nicméně tyto moduly nebyly dostupné, musely se použít moduly JN5148 001 M00.

Navíc byla navržena i redukce pro připojení elektrod k EMI12 pomocí D-SUB 15 (viz. kapitola 3.4.1).

### 3.4.1 Redukce

Na základě popsání jednotlivých pinů na konektoru D-SUB 15 v datasheetu modulu EMI12 [17] bylo navrženo schéma a DPS.

Na obrázku 3.4-1 je vidět již realizovaná redukce s připájenými svody a konektorem (viz. příloha [A] obsažena na CD).



Obr. 3.4-1. Realizovaná redukce

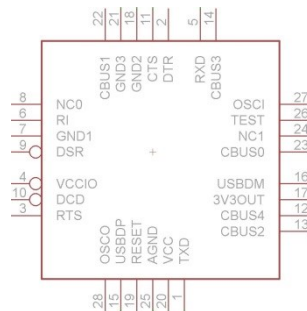
### 3.4.2 Modul JN5148 u PC

Pro připojení přijímacího modulu k počítači bylo zapotřebí vytvořit desku plošných spojů, na kterou se připojil modul JN5148 001 M00 (s interní anténou), který je napájen skrze konektor USB. Deska byla původně navržena na modul JN5148 001 M01 (s externí anténou), tudíž je na ni připraven i konektor u.FL pro připojení koaxiálního kablíku a otvory k připájení konektoru pro šroubovací keramickou anténu.

Všechny návrhy DPS byly vytvořeny v programu Eagle (celý návrh se nachází v příloze [B] na CD). Pro většinu návrhů součástek byly vytvořeny nové knihovny, nicméně pro základní součástky (rezistory, kondenzátory, atp.) byly použity již hotové knihovny.

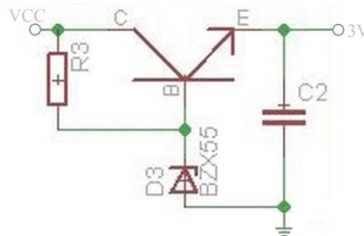
DPS obsahuje zelenou LED diodu pro signalizaci zapnutí modulu (zasunutí do USB konektoru počítače) a červenou LED diodu, která je ovládána programem nahráním do modulu JN5148. Při zapnutí modulu se dioda velmi rychle rozbliká. Po několika sekundách, kdy modul načte bezdrátovou síť, blikání diody se zpomalí. Ve chvíli, kdy se spáruje s druhým modulem (s modulem připojeným k EMI12), dioda zhasne a bliká už jen občas, když jsou mezi moduly posílána data.

Další důležitou součástí DPS je FTDI čip, který zprostředkovává převod mezi komunikačními rozhraními UART a USB (viz. obr. 3.4-2). Čip je napájen pěti volty z USB konektoru a pracuje na logické napěťové úrovni 5 V.



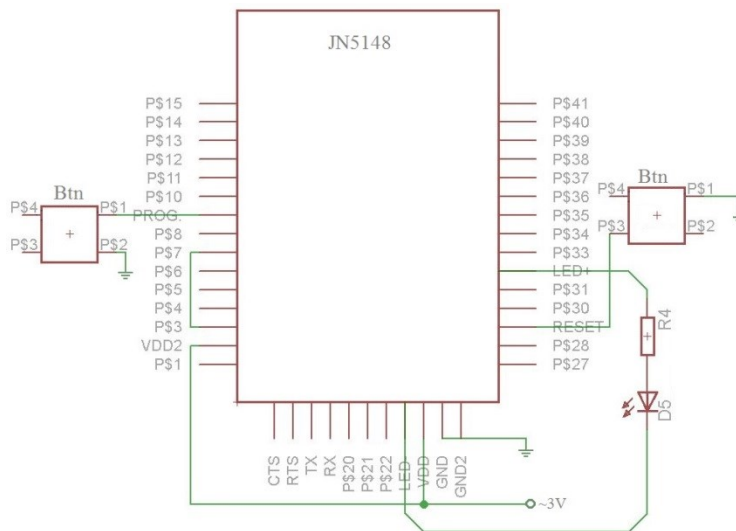
Obr. 3.4-2. Schéma FTDI čipu s popsáním použitých pinů

Pro napájení modulu JN5148 byl použit bipolární tranzistor BC639, zapojený jako emitorový sledovač se zenerovou diodou připojenou k jeho bázi (viz. obr. 3.4-3). Zenerovo napětí je 3,6 V, tudíž z druhého Kirchhoffova zákona vyplývá, že výstupní napětí je rovno přibližně třem voltům.



Obr. 3.4-3. Schéma napájení modulu JN5148

Nejdůležitější částí celé desky je samozřejmě modul JN5148. Všechny piny byly nejdříve popsány na základě prostudování datasheetu daného modulu a pečlivým proměřením všech pinů na vývojovém kitu. Na obrázku 3.4-4 jsou vidět mimo jiné mikrospínače, které slouží hlavně k naprogramování modulu (viz. kapitola 3.4.4).



Obr. 3.4-4. Zapojení modulu JN5148

Konečný návrh DPS a hotový modul je vidět na obrázku 3.4-5. Na obrázku lze mimo jiné vidět, že je připájen i u.FL konektor a konektor pro přišroubování keramické antény. Nicméně tyto konektory zůstávají nepoužity z důvodu použití modulu s interní anténou.

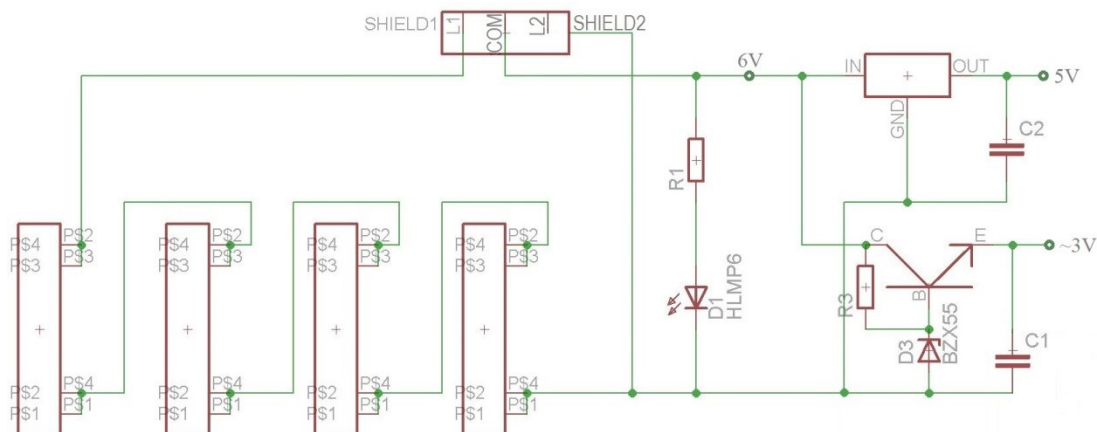


Obr. 3.4-5. Návrh desky spolu s hotovou vyrobenou deskou

### 3.4.3 Modul JN5148 u EMI12

Stejně jako u předchozí DPS byl použit modul s interní anténou, avšak tato DPS musela mít přesné rozměry jako EMI12, aby bylo možné moduly přišroubovat k sobě. I konektor UART musel být umístěn do přesné pozice jako je na EMI12, aby se desky do sebe pouze zasunuly. Původně bylo v plánu na DPS umístit i zkratovací jumpery, pro optimalizaci přenosové rychlosti a nastavení komunikačního rozhraní (viz. kapitola 3.2), nicméně nebylo možné umístit ostatní součástky (převážně klipy na baterie a modul JN5148) tak, aby nezasahovaly do umístění jumperů. Tudíž se přistoupilo k variantě použití klasických jumperů umístěných přímo na EMI12. Celý návrh je obsažen v příloze [C] na přiloženém CD.

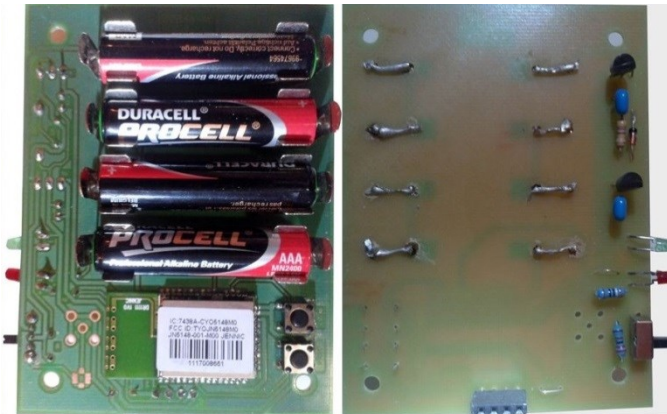
Prvním krokem bylo vytvoření schématu zapojení. Na obrázku 3.4-6 je vyobrazeno sériové zapojení čtyř baterií typu AAA, které slouží jako napájení jak modulu EMI12, tak i JN5148. Na schématu je dále vidět vypínač, který slouží k zapnutí / vypnutí celé desky. Piny označeny jako SHILD 1 a 2 slouží k uzemnění kovového obalu vypínače. Dále lze vidět paralelně zapojenou LED diodu v sérii s odporem regulující proud diodou. Tato dioda zelené barvy signalizuje zapnutí modulu. Následuje stabilizátor LE50, který stabilizuje napětí baterií (6 V) na napájecí napětí pro EMI12 (5 V). Napájení modulu JN5148 je vyřešeno stejným způsobem jako u předchozího modulu (viz. kapitola 3.4.2). Byla možnost použít stabilizátor LE33, nicméně v době, kdy byla DPS navrhována bylo počítáno s tou největší proudovou zatížeností, tedy použitím modulu JN5148 001 M04, který má největší spotřebu 110 mA, jenže stabilizátor má maximální výstupní proud pouze 100 mA.



Obr. 3.4-6. Schéma zapojení napájení EMI12 (5 V) a JN5148 (3 V)

Zapojení modulu JN5148 je identické jako u modulu připojeného k počítači. Drobný rozdíl je pouze ve funkci červené LED diody. Ta při zapnutí napájení bliká velmi rychle po dobu inicializace vnitřních parametrů (několik vteřin). Po inicializaci blikání zpomalí, což signalizuje vyhledávání bezdrátové sítě (nejdříve se musí zapnout modul u počítače, aby došlo k vytvoření sítě). Po spárování zařízení blikání ustane a bliká pouze občas při posílání dat (stejně jako u předchozího modulu).

Na obrázku 3.4-7 lze vidět návrh DPS a již hotovou osazenou desku. Při její výrobě se již vědělo, že bude použit modul JN5148 001 M00, tudíž už nebyl důvod osazovat u.FL konektor a konektor pro připojení keramické antény.



Obr. 3.4-7. Návrh DPS s hotovou osazenou deskou

### 3.4.4 Naprogramování modulů JN5148

Program, který byl do modulů JN5148 nahrán, je blíže popsán v kapitole 3.5.1.

K uvedení modulu do programovacího režimu je nutné vyzkratovat proti zemi nejdříve pin určený pro reset, hned na to pin označený jako PROG. Následně uvolnit zkrat z resetovacího pinu a nakonec i z programovacího. K tomuto účelu jsou určeny mikrosvítače, které při stisku vyzkratují příslušný pin.

Následující postup pro nahrání softwaru do jednotlivých modulů se mírně liší:

## Modul u PC

Jelikož tento modul již obsahuje FTDI čip, pak k nahrání jeho softwaru ho stačí pouze zasunout do USB konektoru na počítači, uvést ho do programovacího režimu (viz. výše) a pomocí programu Eclipse (viz. příslušný datasheet modulu JN5148) nahrát požadovaný software. Po dokončení nahrávání stačí stisknout tlačítko *Reset*.

## Modul u EMI12

K naprogramování modulu spojeného s EMI12 je potřeba využít UART a libovolnou redukci k připojení k USB na počítači. Následující postup je již stejný jako u předešlého modulu.

### 3.4.5 Dopočet hodnot použitých rezistorů

Hodnoty všech rezistorů bylo třeba dopočítat tak, aby regulovali proud v dané větvi na požadovanou hodnotu.

Předřadný rezistor pro červenou LED diodu má u obou modulů stejnou hodnotu. Byla zvolena dioda s co nejmenší spotřebou (2 mA), tak aby co nejméně zatěžovaly baterie. Pracovní hodnota napětí je 1,8 V. Z těchto hodnot se už snadno dopočítal potřebný odpor:

$$R_{Ld} = \frac{V_{CC} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{3V - 2,2V}{2 \cdot 10^{-3}A} = 400\Omega$$

Jelikož byl zanedbán odpor přechodu diody, bylo možné vybrat nejbližší nižší rezistor, tedy 390  $\Omega$ .

Rezistory v sérii se zelenými LED diodami mají už však jinou hodnotu, díky odlišným hodnotám napájení (5 V a 6 V). Pracovní napětí zelených diod je 1,8 V a požadovaný proud je stejný jako u červené, tedy 2 mA. Ideální odpory pak byly dopočteny z prakticky stejného vzorce, jako předchozí:

$$R_{LonPC} = \frac{V_{CCPC} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5V - 1,8V}{2 \cdot 10^{-3}A} = 1600\Omega$$
$$R_{LonEMI} = \frac{V_{CCEMI} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{6V - 1,8V}{2 \cdot 10^{-3}A} = 2100\Omega$$

Proto byl zvolen rezistor 1k6  $\Omega$  a 2k2  $\Omega$ .

Poslední dva rezistory, které bylo třeba dopočítat, jsou rezistory omezující proud protékající zenerovou diodou. Byla použita zenerova dioda se zenerovým napětím 3,6 V při protékajícím proudu 5 mA. Hodnota odporu pak byla dopočtena zase z velice podobného vzorce:

$$R_{ZPC} = \frac{V_{CCPC} - U_{ZD}}{I_{ZD}} = \frac{5V - 3,6V}{5 \cdot 10^{-3}A} = 280\Omega$$
$$R_{ZEMI} = \frac{V_{CCEMI} - U_{ZD}}{I_{ZD}} = \frac{6V - 3,6V}{5 \cdot 10^{-3}A} = 480\Omega$$

Opět díky zanedbání odporu přechodu zenerovy diody, který je roven několika desítkám ohmů, byly vybrány rezistory o hodnotách 270  $\Omega$  a 470  $\Omega$ .

## 3.5 Softwarová část

Součástí práce bylo také navržení softwaru pro komunikaci mezi moduly JN5148 (viz. kapitola 3.5.1) a vytvoření grafického uživatelského rozhraní (viz. kapitola 3.5.2), ve kterém si uživatel bude moci přehledně nastavit modul EMI12 (viz. kapitola 3.2.2) a následně zobrazit data v grafech.

### 3.5.1 Program pro moduly JN5148

Jak bylo zmíněno výše, původní snahou bylo vytvoření nového programu pro moduly JN5148, který by zajišťoval bezdrátové přeposílání dat. Ovšem na základě testování byl nakonec zvolen hotový program, sloužící jako sériová linka, který lépe splňuje potřeby měřicího řetězce (viz. příloha [D]). V programu bylo nutné upravit pouze nastavení samotného datového přenosu (přenosovou rychlost na 115 200 bit/s a vypnout kontrolu datového toku – CTS a RTS). Kód byl psaný v programu Eclipse.

Každý modul (u PC i u EMI12) má mírně odlišný kód. Modul u počítače (dále koordinátor) při spuštění vytváří bezdrátovou síť, nastavuje její parametry (přenosovou rychlost, inicializuje UART, aktivuje programovatelné výstupy – např. ovládání LED diody, a další) a volí nejvhodnější rádiový kanál. Na vzniklou síť se pak připojuje modul u EMI12 (dále router). Po spárování oba moduly pracují na stejném principu. Díky tomu, že většina programu u obou typů modulů je totožná, tak jejich základní programové části (*Coordinator.c* i *Router.c*) volají stejné funkce z *Network.c*.

Při spuštění modulu je zavolána funkce *vNetwork\_ConfigureNetwork()* (viz. obr. 3.5-1), která nastavuje základní parametry (viz. výše) potřebné k vytvoření sítě. Následuje funkce *vNetwork\_Init()*, která celou síť vytváří. Ve funkci *vNetwork\_Main()* je zajištěno spárování obou zařízení, včetně blikání LED diod (pro koordinátor je popsáno v kapitole 3.4.2 a pro router v kapitole 3.4.3). Další důležitou funkcí je *vNetwork\_StackDataEvent()*, která pomocí funkce *vNetwork\_Rx()* zpracovává veškerá příchozí data. Funkce *vNetwork\_Tx()* je zodpovědná za odesílání dat mezi zařízeními.

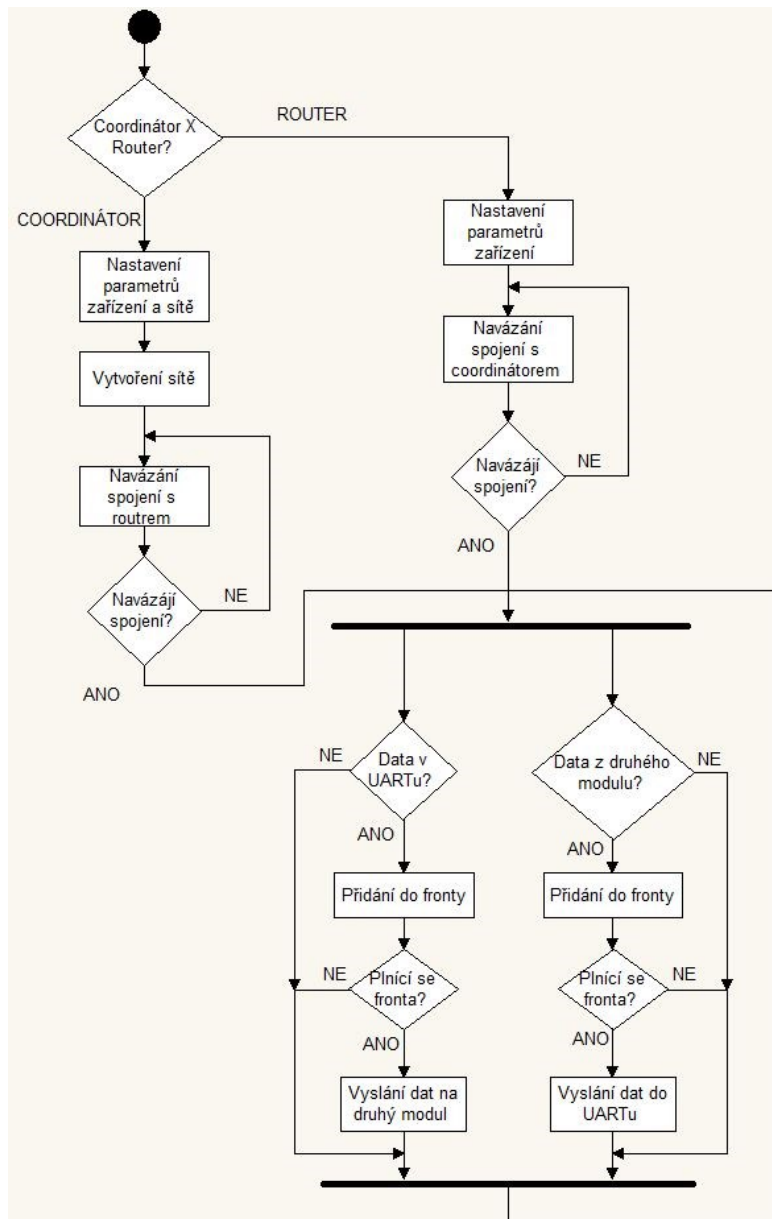
```
/* Set network identification parameters */
gJenie_NetworkApplicationID = APP_ID;
gJenie_PanID                 = APP_PAN_ID;
gJenie_Channel               = APP_CHANNEL;
#ifdef APP_CHANNEL
    gJenie_ScanChannels       = (1 << APP_CHANNEL);
#else
    gJenie_ScanChannels       = APP_SCAN_CHANNELS;
#endif
/* Note initialisation settings */
eDeviceType                  = eConfigDeviceType;
/* Network has not been started yet */
bStart = FALSE;
/* Network is not up yet */
bUp = FALSE;
u16PanId = 0;
u8Channel = 0;
u64Local = *(uint64 *) pvAppApiGetMacAddrLocation();
u64Parent = ADDRESS_NULL;
```

Obr. 3.5-1. Funkce *vNetwork\_ConfigureNetwork()*

Další velmi důležitou třídou je *UartIO.c*. Tato třída obsahuje několik funkcí, potřebných pro příjem a odesílání dat pomocí komunikačního rozhraní UART. Jako první je volána funkce *bUartIO\_Init()*, která inicializuje “fronty“ sloužící jako vyrovnávací buffer pro data proudící přes



UART. Následuje funkce *bUartIO\_Open()*, která aktivuje a nastavuje UART. Mezi další důležité funkce patří *bUartIO\_GetChar()* a *bUartIO\_PutChar()*, které slouží k přijímání jednotlivých bajtů z UART a jejich odesílání na UART.



Obr. 3.5-2. Zjednodušený diagram funkce modulů JN5148

### 3.5.2 Program pro zobrazení měřených dat v osobním počítači

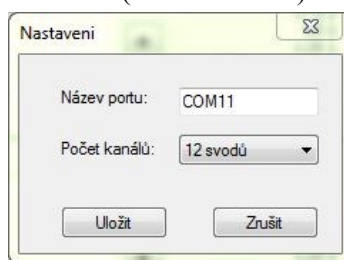
Grafické rozhraní bylo napsáno v jazyce C# ve vývojovém prostředí Microsoft Visual Studio. Slouží jako komunikační rozhraní mezi uživatelem a modulem EMI12. Je možné jej použít jak ke snímání pomocí popisovaného bezdrátového měřicího řetězce, tak i přes přímé připojení EMI12

k počítači za použití USB kabelu. Jeho základní funkce jsou zobrazení EKG křivek (uživatel má na výběr mezi snímáním tří, šesti, nebo dvanácti svodů), uložení naměřených hodnot jako formát .csv, nastavení časové základny a pro jednotlivé grafy i napěťové osy. Dále si lze například pomocí posuvníku prohlížet všechny naměřené hodnoty. Kompletní kód je obsažen v příloze [E] na CD a výsledná aplikace ve formátu .exe je na CD jako příloha [F].



Obr. 3.5-3. Grafické uživatelské rozhraní

Na obrázku 3.5-3 lze vidět úvodní plochu celého rozhraní. V levém horním rohu je tlačítko *Nastavení*, které po kliknutí otevře okno s nastavením názvu portu, ke kterému je modul JN5148 připojen, a počet kanálů, které chce uživatel měřit (viz. obr. 3.5-4).



Obr. 3.5-4. Okno s nastavením

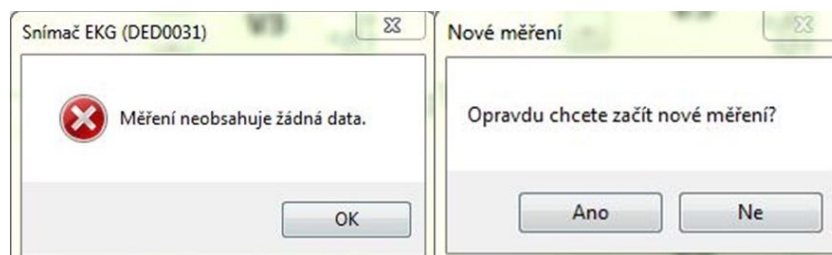
Vedle je tlačítko *Start* (po kliknutí se změnilo na *Stop*), které z hlediska uživatele plní funkci začátku vykreslování EKG, nicméně z programového hlediska plní několik úkolů, které budou popsány níže. Po opakovaném kliknutí se vykreslování grafu zastaví.

Dalším důležitým prvkem je zobrazení pulsu. Jak bylo popsáno v kapitole 3.2.1, tak v každém balení je poslán jeden bajt obsahující hodnotu pulsu, která je zobrazována právě v tomto prvku.

Následují tlačítka + a -, která plní funkci změny rozlišení časové základny. Krok změny je nastaven na 3 sekundy, přičemž minimální zobrazení jsou 3 sekundy a maximální 21 sekund.

Tlačítko *Reset* slouží k restartování celého okna do původního stavu. Konkrétně se jedná hlavně o uvedení rozlišení os do původního stavu a ukončení vykreslování (v případě, že probíhalo).

Vedle tlačítka *Reset* je tlačítko *Nové měření*, které v případě, že doposud nebyly naměřeny žádné hodnoty, zobrazí chybovou hlášku (viz. obr. 3.5-5 vlevo). Když ovšem měření obsahuje již naměřené hodnoty, objeví se upozornění na ztrátu doposud naměřených dat (viz. obr. 3.5-5 vpravo). Po kliknutí na tlačítko *OK* dojde ke smazání všech dat a další měření bude začínat opět od času 0 sekund.



Obr. 3.5-5. Chybové hlášení při začátku nového měření (vlevo) a potvrzení začátku nového měření (vpravo)

V pravém horním rohu se nachází tlačítka *Konec* a *Uložit*, přičemž tlačítko *Konec* ukončí celý program a tlačítko *Uložit* zobrazí v případě žádných naměřených hodnot chybové hlášení podobné jako na obrázku 3.5-5. Obsahuje-li měření nějaká data, vyskočí okno pro výběr umístění souboru a jeho jména. Po kliknutí na tlačítko *Uložit* dojde k uložení souboru ve formátu .csv na určenou adresu.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
1	Saved values												
2	t	Lead I	Lead II	Lead III	Lead aVL	Lead aVF	Lead aVR	Lead V1	Lead V2	Lead V3	Lead V4	Lead V5	Lead V6
3	0	-4,04494	-4,41051	-0,36557	-1,83969	-2,38804	4,227726	3,21386	0,82319	1,88045	-0,61279	3,21386	-1,35182
4	0,01	-4,3658	-4,59198	-0,22618	-2,06981	-2,40908	4,47889	2,93245	0,60227	1,76736	-0,98099	2,93245	-1,49384
5	0,02	-4,27638	-4,50519	-0,22881	-2,02379	-2,367	4,390785	2,87722	0,59175	1,73843	-0,95469	2,87722	-1,46754
6	0,03	-4,19748	-4,42366	-0,22618	-1,98565	-2,32492	4,31057	2,82462	0,58386	1,7095	-0,93628	2,82462	-1,43598
7	0,04	-4,11332	-4,33687	-0,22355	-1,94489	-2,28021	4,225095	2,77202	0,56808	1,67531	-0,9205	2,77202	-1,41231
8	0,05	-4,01601	-4,22641	-0,2104	-1,90281	-2,21841	4,121211	2,72205	0,56019	1,66216	-0,87316	2,72205	-1,34393

Obr. 3.5-6. Ukázka uložených dat

Ve spodní části lze vidět posuvník, který slouží k prohlížení si celého naměřeného záznamu. Posuvník je při spuštěném měření neaktivní, takže při snímání lze sledovat pouze aktuální hodnoty, nicméně při pozastavení měření jím lze projíždět celý záznam.

Vpravo od každého grafu jsou vidět tlačítka + a -. Ty slouží k zvětšování a zmenšování rozlišení svislé osy v daném grafu.

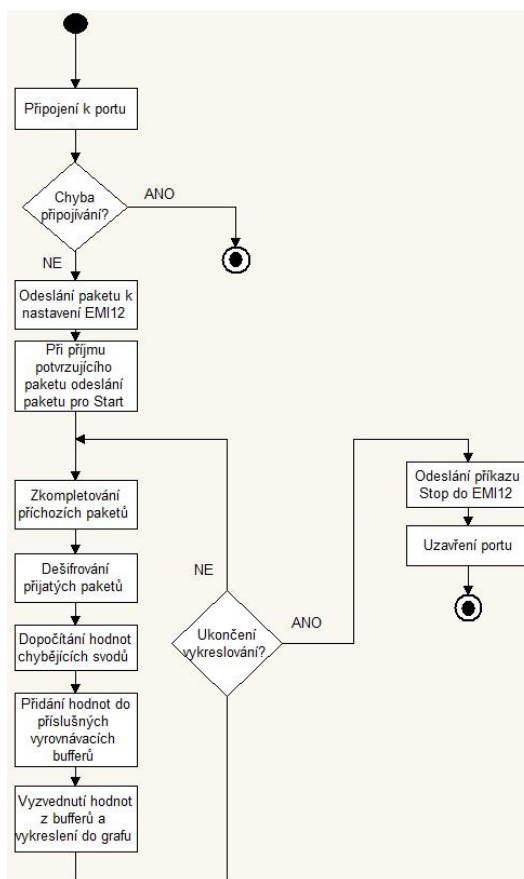
### Programová část

Většina tlačítek uvedených výše pod sebou skrývá několik po sobě jdoucích úkonů. Mezi nejdůležitější operace patří připojení se k portu, příjem dat z portu, zkompletování paketu a jeho dešifrování a následné přidání jednotlivých napětíových hodnot do příslušných grafů. Důležitým aspektem přidávání hodnot je správné přiřazení časového údaje ke každé hodnotě napětí. Toho je docíleno na základě znalosti použité vzorkovací frekvence, konkrétně 100 Hz. Tedy každé aktuální časové hodnotě je přičteno 0,01 sekund. Tím je zajištěn kontinuální průběh EKG křivky v reálném čase.

Pod tlačítkem *Start* se skrývá hned několik důležitých operací. Jako první je připojení k portu. Ke správnému připojení je třeba mít připojený modul JN5148 v počítači a do nastavení (viz. obr. 3.5-4) napsat odpovídající název portu. Po úspěšném připojení se nastaví vnitřní parametry programu, potřebné ke správnému vykreslování grafů. Dále tlačítko *Start* se změní na *Stop* a deaktivují se tlačítka *Nastavení* a *Uložit*, včetně posuvníku. Poté dojde k odeslání příslušného příkazu do EMI12 (podle nastavení měřených svodů). Jakmile přijde z EMI12 odpověď, je odeslán další příkaz, který aktivuje snímání potenciálů z elektrod a odesílání datových balíčků do portu. Jelikož balíčky nechodí do portu vcelku, musí být na základě znalosti toho, že každý balíček začíná hodnotou 0xFC a končí hodnotou 0xFD zkompletovány a poté odeslány do funkce, která je dešifruje. Díky větší složitosti dekódování je této problematice věnována kapitola 3.5.3.

Po dekódování dojde k dopočítání chybějících svodů (svody, které se vždy dopočítávají numericky jsou I, aVL, aVF a aVR) a jsou rozřazeny do příslušných vyrovnávacích bufferů. Následuje funkce, která vyzvedne všechna data obsažená v bufferech a vykreslí je do příslušných grafů.

V případě stisknutí tlačítka *Stop* dojde k odeslání příkazu Stop do EMI12 a uzavření portu. Celý proces je zobrazen na obrázku 3.5-7.



Obr. 3.5-7. Procesy probíhající po stisknutí tlačítka *Start* a následně *Stop*

Ukládání hodnot funguje tak, že každá hodnota, která se přidává do grafu, se současně ukládá do generického listu. Při stisku tlačítka pro uložení dojde k převedení tohoto listu do pole a jeho uložení jako formát .csv na zvolenou adresu.

### 3.5.3 Dešifrování datových balíčků

K dešifrování paketů je použita funkce `void PacketDecoding(byte[] Packet_decoder, int Packet_lenght_decoder)`, přičemž proměnná `Packet_decoder` je celý datový balíček, který se dešifruje a `Packet_lenght_decoder` je jeho délka.

Jako první tato funkce řeší tzv. octet stuffing, zmíněný v kapitole 3.2.1. Jedná se tedy o nahrazení únikových hodnot skutečnými. K tomuto je použit cyklus, který uvnitř datového balíčku hledá hodnotu 0xFE. Ve chvíli, kdy se taková hodnota nalezne, program pomocí funkce `switch` zjišťuje následující bajt, aby mohl tuto dvojici nahradit odpovídajícím skutečným bajtem.

Následuje načtení hodnoty pulsu a její zobrazení v GUI.

Na základě znalosti pevného počtu bajtů před a za napěťovými hodnotami svodů (payloadu) jsou z balíčku vyjmuty už pouze samotné hodnoty. Ty se v následujícím cyklu dešifrují na skutečné hodnoty. Každá hodnota je 15 bitové celé číslo (obsahuje znaménko). Ovšem vejde-li se naměřená hodnota do sedmi bitů, tak je odeslána pouze jako jeden bajt a zbývající bity se musí programově doplnit. K rozlišení, jestli se jedná o jednobajtovou nebo dvoubajtovou hodnotu slouží tzv. *mask bit*, který je na pozici LSB v prvním bajtu (viz. obr. 3.5-8).



Obr. 3.5-8. Kompletování hodnot

Jedná-li se o jednobajtovou hodnotu, tak doplnění na dvoubajtovou hodnotu závisí na znaménkovém bitu. Je-li znaménkový bit roven 1, bity na pozicích B<sub>7</sub> až B<sub>14</sub> budou také rovny 1. Obdobně to je, když bit je roven 0.

Jelikož program se všemi hodnotami pracuje jako s bezznaménkovými, musí se na základě tzv. two's complement dopočítat skutečná hodnota podle vzorce  $Hodnota = -a_{N-1}2^{N-1} + \sum_{i=0}^{N-2} a_i \cdot 2^i$ , kde  $N$  je velikost hodnoty (v našem případě 15 bitů).

Následuje už jen odeslání takto získaných hodnot do dalších funkcí, které je rozdělí do jednotlivých svodů.

## 3.6 Realizace finálního zařízení pro měření EKG s bezdrátovým přenosem

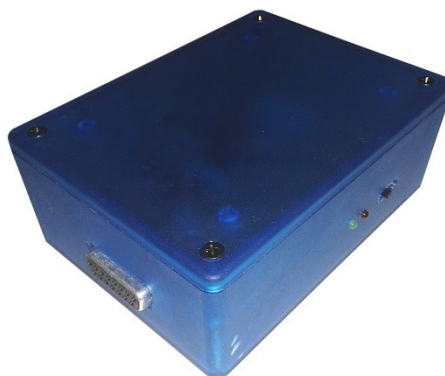
Kvůli mechanické ochraně byly buď zakoupeny, případně vyrobeny krabičky, do kterých se moduly osadily.

Pro redukci byla vybrána hliníková krabička (viz. obr. 3.6-1), aby zajistila maximální odstínění rušivých signálů (převážně síťových 50 Hz). Krabička musela být mírně upravena, přizpůsobena konstrukčním vlastnostem redukce.



**Obr. 3.6-1. Realizovaná redukce v hliníkové krabičce**

Modul EMI12 a příslušná deska s JN5148 byly osazeny do společné krabičky jak je vidět na obrázku 3.6-2. Do krabičky muselo také být vyvrtáno, případně vyřezáno, několik otvorů, aby byly přístupné všechny potřebné prvky k ovládní zařízení.



**Obr. 3.6-2. Realizované snímací zařízení**

Jelikož se nepodařilo sehnat ideální krabičku na přijímací modul u počítače, bylo nutné ji vyrobit vyřezáním z plastové desky. Jednotlivé části byly na míru nařezány a slepeny naleptáním toluenem. Na obrázku 3.6-3 je vidět výsledný produkt.



**Obr. 3.6-3. Realizované přijímací zařízení**

## 4 Testování

Při testování měřicího řetězce se zkoumala především přesnost zobrazovaných dat. Snímáním potenciálu z přesného generátoru EKG signálu PS410, od firmy FLUKE, byla testována nejdříve senzitivita modulu na hodnotách 0,5, 1 a 2 mV. Výsledky jsou zobrazeny v tabulce 4-1.

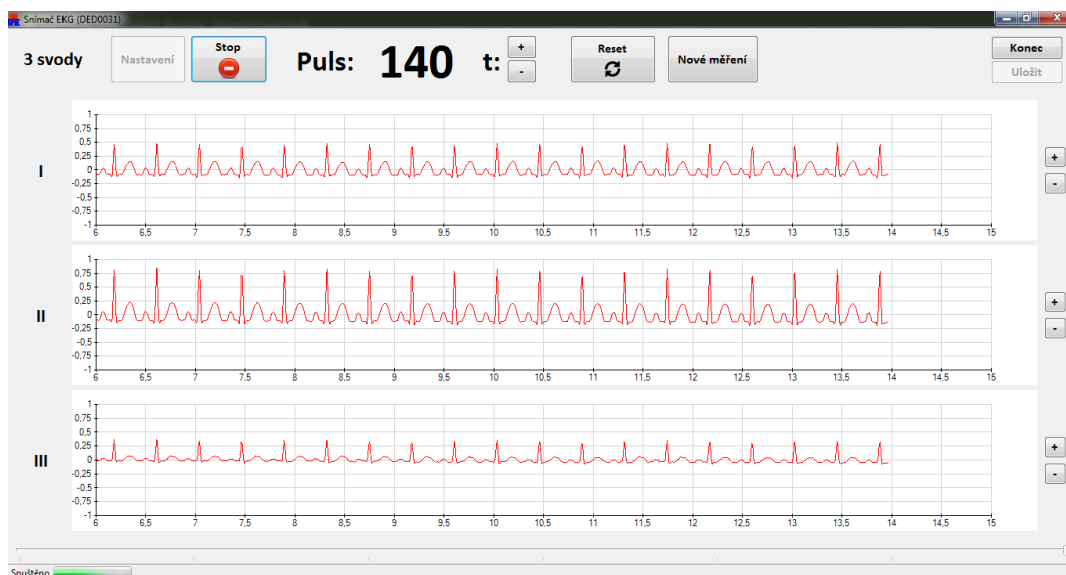
Skutečná hodnota (mV)	Naměřená hodnota (mV)	Absolutní odchylka (mV)	Relativní odchylka (%)
0,5	0,47	0,03	6
1	0,93	0,07	7
2	1,89	0,11	5,5

Tab. 4-1. Testování senzitivity přístroje

Dále byla testována přesnost měření tepové frekvence. Měření probíhalo na 30, 60, 100 a 140 bpm. Naměřená hodnota byla při všech hodnotách tepové frekvence maximálně o jedno bpm menší než skutečná, jak je zapsáno v tabulce 4-2.

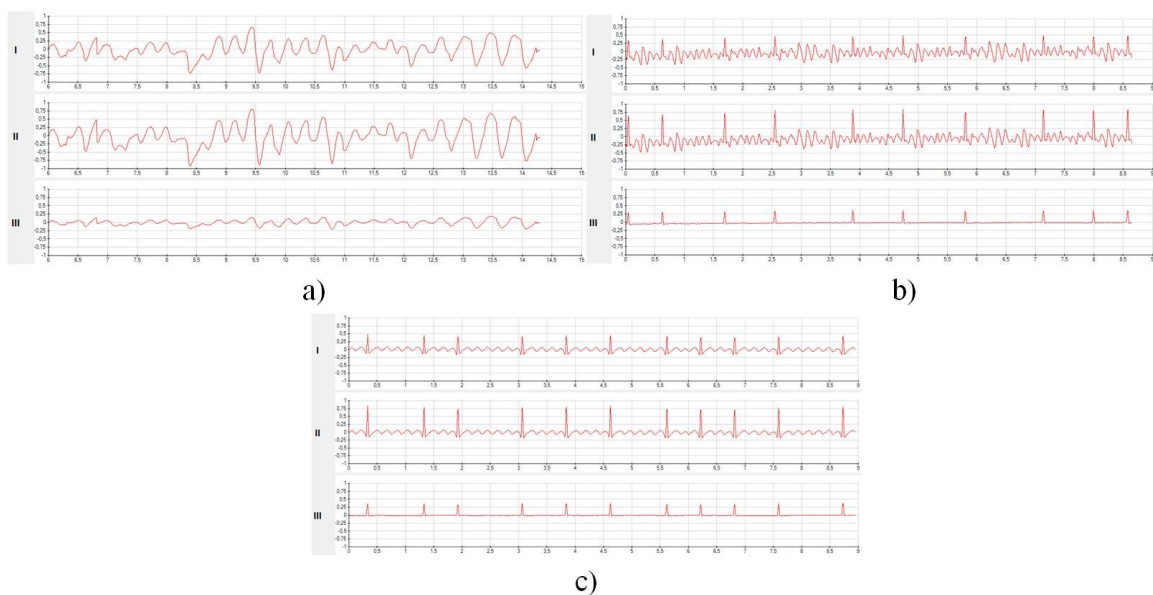
Skutečná hodnota (bpm)	Naměřená hodnota (bpm)	Absolutní odchylka (bpm)	Relativní odchylka (%)
30	30	0	0
60	59	1	1,67
100	99	1	1
140	140	0	0

Tab. 4-2. Testování přesnosti měření srdeční frekvence



Obr. 4-1. Testování snímání tepové frekvence na 140 bpm

V další fázi se pomocí EKG simulátoru snímaly různé srdeční poruchy, např. fibrilace komor, fibrilace síní a flutter síní (viz. obr. 4-2).



**Obr. 4-2. a) fibrilace komor, b) fibrilace síní, c) flutter síní**

Komorová fibrilace se na EKG projevuje specifickou křivkou rychlých kmitů. Nelze rozlišit jednotlivé vlny (ani QRS komplex). Při fibrilaci síní není znatelná vlna P. Je nahrazena rychlým nepravidelným kmitáním, nebo nepravidelnou izoelektrickou linií. Komplexy QRS jsou zúžené a intervaly R-R jsou nepravidelné. Srdeční frekvence kolísá v rozmezí od 80 do 180 bpm. Flutter síní, na rozdíl od fibrilace síní, má pravidelné stahy síní, avšak s tepovou frekvencí v rozmezí od 250 do 350 bpm.

Výše popsané příznaky jsou jasně rozeznatelné na naměřených křivkách (viz. obr. 4-2), což potvrzuje správnost zobrazovaných údajů.

## 4.1 Shrnutí testování

Zařízení by z hlediska přesnosti zobrazovaných hodnot, bezpečnosti před úrazem při používání zařízení a ochranou samotného zařízení před poškozením způsobeném běžným používáním pravděpodobně prošlo bezpečnostní technickou kontrolou dle nařízení vlády č. 54/2015 Sb. Nicméně kvůli absenci kontroly stavu baterií a ochranných hlásičů (překročení meze pulsu, patologická křivka EKG, atp.) by pravděpodobně neprošel.



## 5 Závěr

Cílem práce bylo vytvoření zařízení snímající EKG signál, za použití modulu EMI12, s bezdrátovou komunikací využívající moduly JN5148. Dále se měl vytvořit software, ve kterém se budou zobrazovat všechny svody v reálném čase. Program by měl navíc nabízet možnost uložení naměřených dat.

Na základě výsledku bakalářské práce a jeho testování je zřejmé, že měřicí řetězec splňuje všechny výše uvedené vlastnosti. Byly navrženy a následně vyrobeny oba potřebné moduly pro bezdrátovou komunikaci, navíc byla vyrobena redukce pro připojení elektrod k EMI12 a v neposlední řadě byl vytvořen software, který nejen zobrazuje a ukládá měřená data, ale nabízí i širší možnosti zobrazení, jako je volba počtu zobrazovaných svodů a proměnlivé časové a napěťové rozlišení os. Zařízení automaticky dopočítává tepovou frekvenci, která je zobrazena v programu. Dosah zařízení je značně limitován interní anténou a okolními překážkami, nicméně při zkušebním provozu nebyl s dosahem problém ani při snímání z jiných místností, než byl umístěn přijímač a to v okruhu deseti metrů.

V praxi má řetězec určitě také šanci k uplatnění, jelikož nabízí pohodlnější užívání pro pacienta, který už nemusí být při monitorování připoután k lůžku, ale může se volně pohybovat v okolí přijímače. Navíc při použití modulů s externí anténou, pro které byly desky původně navrženy, se dosah signálu zvýší až na jeden kilometr.

Do budoucna by se dalo udělat několik modifikací, které by ještě zlepšily využití řetězce. Například posílání dat na server, ze kterého by pak mohly být vyzvednuty z jakéhokoli počítače, který by měl na daný server přístup. Navíc by určitě byla vhodná miniaturizace pro větší pohodlí pacienta.

Dále by bylo moudré pokusit se vyrobit menší a hlavně úspornější modul ke snímání EKG, jelikož EMI12 není původně navržen k bezdrátovému přenosu. Obsahuje spoustu možností snímání, které jsou vhodné pouze pro pacienty připoutané k lůžku. Nicméně pro "pohyblivé" pacienty jsou většinou zbytečné a jen zvyšují nároky na napájení.

## 6 Knihy

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.
- [2] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2006, 113 s. ISBN 80-248-1203-7.
- [3] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 320 s. ISBN 978-802-4725-260.
- [4] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.
- [5] SOVOVÁ, Eliška. *EKG pro sestry*. Praha: Grada, 2006, 112 s. Sestra. ISBN 80-247-1542-2.
- [6] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-802-4739-182.
- [7] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [8] BOWBRICK, Steven a Alex N BORG. *ECG complete*. New York: Churchill Livingstone, 2006, vii, 160 p. ISBN 04-431-0182-5.
- [9] MOLISCH, Andreas F. *Wireless communications*. 2nd ed. Chichester, West Sussex, U.K.: IEEE, 2011, lvi, 827 p. ISBN 04-707-4186-4.
- [10] MIŠIĆ, Jelena a Vojislav B MIŠIĆ. *Wireless personal area networks: performance, interconnections and security with IEEE 802.15.4*. Hoboken, NJ: Wiley, c2008, xxi, 313 p. ISBN 04-705-1847-2.
- [11] GUTIÉRREZ, José A, Edgar H CALLAWAY a Raymond L BARRETT. *Low-rate wireless personal area networks: enabling wireless sensors with IEEE 802.15.4*. New York, NY: Standards Information Network, IEEE Press, c2004, xviii, 155 p. ISBN 07-381-3557-7.
- [12] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007, 155 s. ISBN 978-80-248-1605-0.
- [13] FIELD, Marilyn J. *Telemedicine: A guide to assessing telecommunications in healthcare*. Washington, D. C.: National Academy Press, 1996. ISBN 10.1007/bf03168648.
- [14] DARKINS, Adam William a Margaret Ann CARY. *Telemedicine and telehealth: principles, policies, performance, and pitfalls*. New York, NY: Springer, 2000. ISBN 08-261-1302-8.
- [15] CARDEN, Frank, Russell P JEDLICKA a Robert HENRY. *Telemetry systems engineering*. Boston, MA: Artech House, c2002, xxxi, 596 p. ISBN 15-805-3257-8.

- [16] NXP. *JN5148-EK010 Evaluation Kit: User Guide*. NXP Laboratories UK, 2011. Dostupné z: [http://www.jennic.com/files/support\\_files/JN-UG-3062-JN5148-EK010-User-Guide.pdf](http://www.jennic.com/files/support_files/JN-UG-3062-JN5148-EK010-User-Guide.pdf)
- [17] CORSCIENCE. *Technical integration instructions: EM112*. Corscience GmbH & Co. KG, 2008. Dostupné z: <http://www.mtl-system.com/Products/Corscience/usermanual.pdf>
- [18] *The Human Heart* [online]. [cit. 2014-11-16]. Dostupné z: <http://notes.tyrocitcity.com/the-human-heart/>
- [19] TRULOVE, James. *Sítě LAN: hardware, instalace a zapojení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 384 s. ISBN 978-80-247-2098-2.
- [20] PERSONAL AREA NETWORK EXPLAINED. *The Office Network* [online]. 2014 [cit. 2015-04-08]. Dostupné z: <http://www.theofficenetwork.co.uk/personal-area-network-explained/>
- [21] *Glyn Store* [online]. [cit. 2015-04-08]. Dostupné z: <http://www.glynstore.com/>

## **7 Seznam příloh**

- [A] Návrh redukce k připojení elektrod (CD)
- [B] Návrh DPS u počítače (CD)
- [C] Návrh DPS u EMI12 (CD)
- [D] Software pro bezdrátovou komunikaci mezi moduly JN5148 (CD)
- [E] Grafické uživatelské rozhraní (CD)
- [F] Spustitelná aplikace GUI (CD)
- [G] Uživatelský manuál k zařízení (CD)