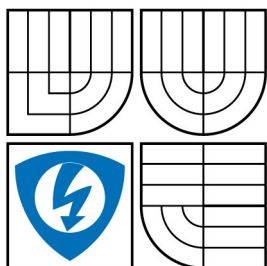


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘÍCÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

EKG ZESILOVAČ S BATERIOVÝM NAPÁJENÍM A BEZDRÁTOVÝM PŘENOSEM Z PACIENTA

ECG AMPLIFIER WITH BATTERY POWER AND WIRELESS TRANSMISSION OF PATIENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

VLADIMÍR ČAPKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá návrhem zesilovače elektrokardiografu a bezdrátovým přenosem EKG signálu. V první části popisují vznik a průběh elektrického signálu na srdci. Rozebírám zde stavbu samotného srdce a jeho převodního systému srdečního. Druhá část znázorňuje způsob snímání EKG signálu. Třetí část se zabývá návrhem zesilovače. Postupně v ní probírám všechny části zesilovače, vypočítávám hodnoty součástek a zdůvodňuji jejich výběr. Konec práce se věnuje bezdrátovému přenosu EKG signálu. Popisují zde využívané metody a hledám jejich výhody a nevýhody.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, INA333, DRL

ABSTRACT

This work deals with the electrocardiograph amplifiers and wireless transmission of ECG signal. The first part describes the development and course of an electrical signal to the heart. Analyze here the construction of the heart and cardiac conduction system. The second part shows the way of sensing the ECG signal. The third part deals with the amplifier. Gradually, we discuss it in all parts of the amplifier, calculate the value of parts and gives reasons for their choice. The end of the work deals with wireless transmission of ECG signal. Describe the methods used here and looking for their advantages and disadvantages.

KEYWORDS

ECG, INA333, DRL

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma EKG zesilovač s batériovým napájením a bezdrátovým přenosem z pacienta jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.“

V Brně dne: **31. května 2010**

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, Csc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne: **1. června 2010**

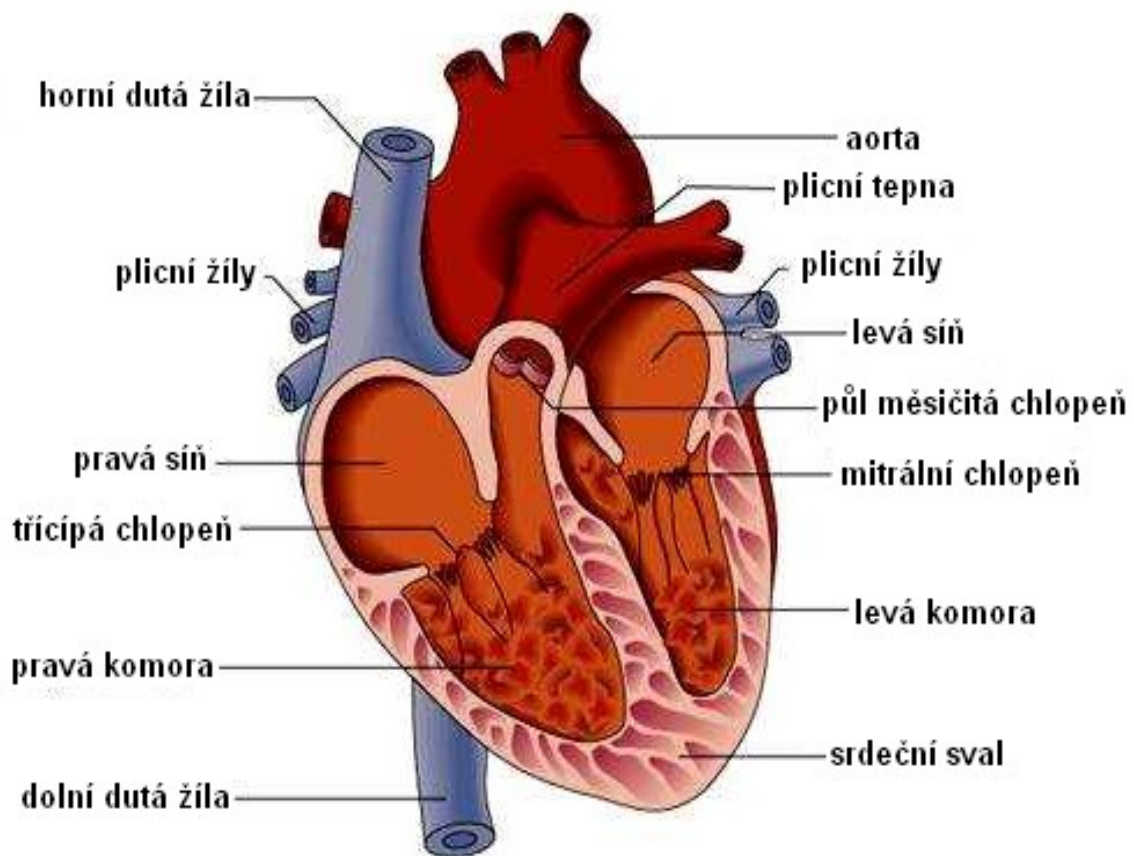
.....
podpis autora

OBSAH

1. Srdce.....	6
1.2 Srdeční cyklus.....	7
1.3 Vznik elektrických potenciálů na srdci.....	8
1.3.1 Klidový membránový potenciál.....	8
1.3.2 Akční potenciál.....	8
1.4 Vznik a vedení vzruchu po srdci.....	9
1.5 Řízení srdeční frekvence.....	11
2. Elektrokardiogram.....	12
2.1 Snímání EKG.....	13
2.2 Požadavky na EKG signál.....	15
3. Zesilovače biologických signálů.....	16
3.1 Návrh předzesilovače EKG.....	17
3.1.1 Ochrana před statickou elektřinou a oddělovací člen.....	17
3.1.2 Diferenční zesilovač.....	18
3.1.3 Diferenční zesilovač.....	20
3.1.4 Výpočet skutečné hodnoty diskriminačního činitele.....	22
3.1.5 Zpětná vazba.....	24
3.1.6 Zesilovací stupeň a filtr dolní propust.....	25
3.1.7 Filtr horní propust.....	26
3.1.8 Reference.....	27
3.1.9 A/D převodník.....	28
3.1.10 Zdroj napětí a stabilizátor napětí.....	29
3.1.11 Indikátor poklesu napětí bateriového zdroje.....	30
4. Bezdrátový přenos EKG signálu.....	32
4.1 Rádiová komunikace a přenos dat na krátké vzdálenosti.....	33
4.1.1 ZigBee.....	33
4.1.2 Bluetooth.....	34
4.2 Rádiová komunikace a přenos dat na větší vzdálenost.....	35
4.2.1 Home monitoring.....	35
4.2.2 Wifi.....	36
4.3 Infračervený přenos dat.....	36
5. Závěr.....	39
5.1 Zesilovač.....	39
5.2 Bezdrátový přenos EKG signálu.....	40
6. Seznam použité literatury.....	41

1. Srdce

Srdce živočichů na této planetě bývají různá. Zaměříme se hlavně na lidské srdce. To se skládá z menší pravé a mohutnější levé části. Dále jej dělíme na levou a pravou síň (atrium) a komoru (ventriculus). Také se zde nachází septum, jež odděluje pravou a levou část. Mezi pravou síní a komorou je trojcípá chlopeň (valvula tricuspidalis) a mezi levou a pravou komorou dvojcípá chlopeň (valvula mitralis). Komory jsou pak odděleny od tepen poloměsíčitými chlopněmi.



obr. 1. Srdce

Srdce je umístěno v hrudi a je obklopeno plícemi, hrudní kostí a bránicí. Nachází se ve vazivovém obalu, který se nazývá osrdečník neboli perikard. V tomto obalu, jenž pokrývá téměř celé srdce, je dvojitá membrána naplněná tekutinou, která chrání srdce před nárazy a třením. Uvnitř je pak srdce vystláno další membránou, které se říká endokard.

Samotný sval nazýváme myokard. Ten je tvořen příčně pruhovaným svalstvem. Toto svalstvo není ovládáno vůlí a je mohutnější u komor než u síní. To je zapříčiněno tím, že komory vykonávají větší činnost.

Ve středohrudí je srdce fixováno hlavně pomocí velkých cév, které vycházejí z jeho základny, tedy hlavně obloukem aorty, plicním kmenem a plicními žilami. Kromě toho z perikardu vychází vaz, který spojuje srdce s hrudní kostí.

Srdce má tvar kužele, jehož hrot směřuje doleva a dolů. Srdeční základna je místo, kam ústí cévy vstupující a vystupující do srdce, podkladem hrotu je hlavně levá komora. Levá plocha srdce je přivrácená k hrudní kosti a k žebrům, pravá plocha srdce je přivrácená k bránici.

I srdeční sval se musí zásobovat živinami. Kvůli velkému tlaku a rychlosti toku si nemůže brát živiny z komor a síní a tak se okysličuje pomocí věnčitých tepen. Tyto tepny jsou dvě a vybíhají z aorty těsně za aortální chlopní. Protože je tlak v aortě při systole příliš velký, jsou to jediné dvě tepny, které se plní při diastole. Tyto tepny netvoří žádné propojky s ostatními tepnami a v případě jejich ucpání dochází k odumření tkáně (ischemie), která může vést k infarktu myokardu a až ke smrti. Neokysličená krev je pak ze srdce odváděna koronárními žilami zpět do pravé síně.

1.2 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus můžeme dělit na dvě části:

- 1) diastola – uvolnění srdečního svalu
- 2) systola – koordinované stažení svaloviny komor nebo síní

Při diastole síní se obě plní krví. V případě pravé síně je to neokysličená krev z horní a dolní duté žíly a v případě levé síně je to okysličená krev z plicních žil. Poté probíhá systola síní při níž je krev ze síní vypuzena do komor a jejímu zpětnému proudění zabraňují chlopně (v pravé polovině srdce třícípá a v levé polovině dvoucípá čili mitrální chlopeň). Zároveň s diastolou síní probíhá systola komor, která uzavře třícípou a mitrální chlopeň a vypudí krev z komor. V případě pravé komory do plicní tepny proudí neokysličená krev, v případě levé komory do aorty proudí okysličená krev.

Jak systola, tak i diastola mají dvě fáze. U systoly při izovolumické kontrakci roste tlak, ale nemění se objem a při ejekční fázi se tlak nemění, ale objem klesá. Při diastolické izovolumické relaxaci tlak klesá a objem se nemění a při plnicí fázi se tlak nemění, ale objem roste.

1.3 Vznik elektrických potenciálů na srdci

Membránové napětí na srdečních buňkách je závislé na vodivosti membrány pro ionty draslíku (K^+), sodíku (Na^+), vápníku (Ca^{2+}) a chlórů (Cl^-).

1.3.1 Klidový membránový potenciál

U srdečních svalových buněk si v první řadě můžeme povšimnout jejich schopností depolarizace a repolarizace. Základní vlastností všech tělesných buněk je klidový membránový potenciál. Vnitřek buňky je oproti povrchu řádově o desítky mV negativnější. Toto nerovnoměrné rozložení náboje je dáno difuzí iontů, rozdílnou permeabilitou membrány pro různé ionty a iontovou pumpou (u srdce konkrétně $Na^+ - K^+ - ATPázou$).

Ve všech buňkách v těle je hlavním intracelulárním iontem K^+ (asi 30 krát více než mimo buňku). Naopak extracelulárními ionty jsou hlavně Na^+ a Ca^{2+} . Buněčná membrána je pro draslíkové ionty lépe propustná než pro ionty sodíku a vápníku. Hlavní silou pro difuzi iontů draslíku je tak jeho rozdílný v koncentraci. Pro hlavní extracelulární ionty sodíku je však membrána velmi málo propustná a ty se pak hromadí na povrchu buňky. Hlavním difuzibilním a extracelulárním aniontem je Cl^- , jeho pohyb přes membránu je pasivní, to znamená, že přechází v důsledku pohybu kationtů. Hodnota klidového potenciálu na buňce je tak hlavně daná pohybem iontů K^+ .

1.3.2 Akční potenciál

Rychlou změnou membránového potenciálu z hodnoty -90mV na +20 až 25 mV za 1 až 3 ms nastává depolarizace. Pak nastává částečná repolarizace a pokles potenciálu na +10 až 15 mV s poměrně dlouhou fází plató (trvá asi 200 až 350 ms). Fáze plató je typická pouze pro srdeční buňky. Poté opět klesá potenciál rychle zpátky na hodnotu -90 mV. Akční membránový potenciál se na srdečních buňkách liší.

Akční potenciál s rychlou depolarizací je typický pro buňky pracovního myokardu. Při přivedení vzruchu se otevřou rychlé sodíkové kanály a sodíkové ionty vnikají do intracelulárního prostředí. To je způsobeno koncentračním a elektrickým gradientem a velkým počtem rychlých sodíkových kanálů. Asi po 2 ms se tyto kanály uzavírají a

otevírají se draslíkové kanály, čímž začíná částečná repolarizace. Při následné fázi plató se potenciál blíží nule a otevírají se vápníkové kanály. Proud kationtů je rovnoměrný (ven z buňky proudí draslíkové ionty a do buňky pronikají vápníkové ionty). Při konečné repolarizaci se pak uzavírají vápníkové kanály a ještě více se otevírají draslíkové kanály. To obnoví klidovou hodnotu membránového potenciálu.

Akční potenciál s pomalou depolarizací není závislý na otevření rychlých sodíkových kanálů, ale závisí na otevření vápníkových kanálů. Také nedochází k částečné repolarizaci, protože nedochází k uzavírání rychlých sodíkových kanálů. Výše uvedený průběh je obvyklý u buněk sinoatriálního a atrioventrikulárního uzlu.

Od počátku depolarizace do dvou třetin polarizace (pokles potenciálu na -45 mV) nejsou srdeční buňky vzrušivé. Tato fáze se nazývá absolutní refrakterní fáze. Poté již lze vyvolat akční potenciál, ale jen pětinásobkem normálního prahu podráždění. U buněk s pomalou depolarizací dochází i k tzv. Postrepolarizační refrakteritě, kdy nelze depolarizovat buňky ještě i nějakou dobu po ukončení repolarizace. Refrakterní fáze má dva významy. Prvním je zabránění tetanickému stahu svalu jako tomu je u kosterního svalstva. Tím druhým je umožnění proběhnutí vzruchu po celém srdci podle daného pořádku a pak jeho zmizení.

1.4 Vznik a vedení vzruchu po srdci

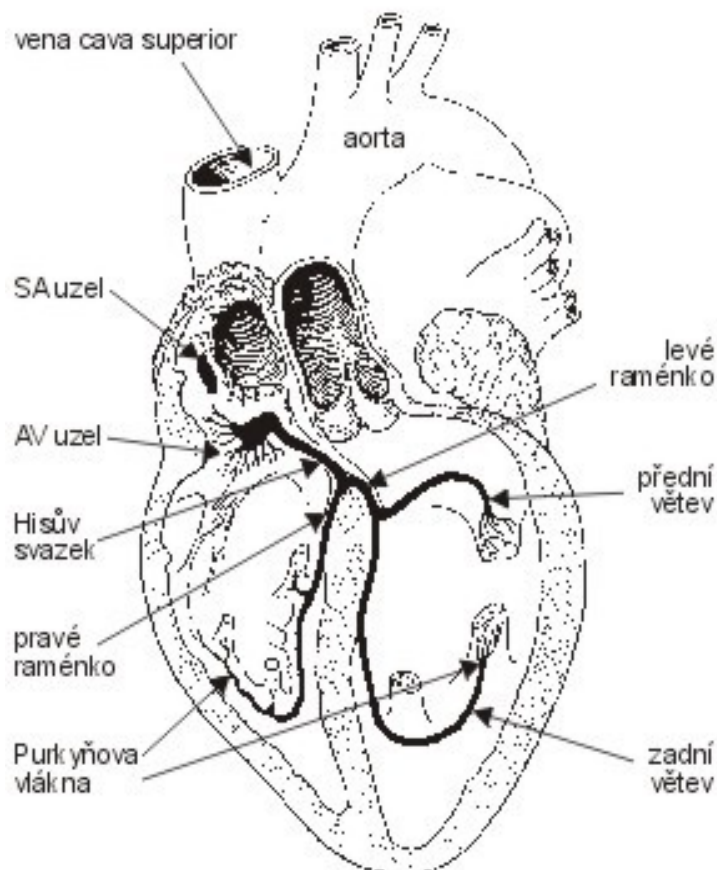
Na stěně pravé síně poblíž dutiny horní duté žíly, najdeme skupinu buněk, které se říká sinoatriální uzel. Zde je počátek elektrického signálu a nazývá se sinusový rytmus. Odtud pak projde po celém povrchu srdce a spustí smršťování a znovu roztahení srdečního svalu. Srdce je do jisté míry autonomní orgán, podněty ke kontrakci myokardu vznikají přímo ve vlastní svalovině, a to v modifikovaných kardiomyocytech tvořících převodní soustavu srdeční. Této vlastnosti se říká automacie. Kvůli délce fáze plató také maximální tepová frekvence nemůže překročit 200 - 210 tepů za minutu.

Na membránách buněk převodního systému srdečního se neustále mění potenciál. Poté co dosáhne úrovně pro počátek spontánní diastolické repolarizace, tak vzniká akční potenciál, který se pak šíří po srdečním svaly a způsobí jeho kontrakci. Po jeho odeznění se cyklus začíná na

novu. Tento pravidelný vznik akčních potenciálů má za následek rytmicitu srdečního svalu.

Hlavním zdrojem vzruchů u savců je sinoatriální uzel, shluk buněk převodního systému srdečního ve stěně pravé předsíně blízko žilního splavu. Tady je spontánní depolarizace nejrychlejší, sinoatriální uzel proto generuje vzruchy i pro ostatní části převodního systému. Rytmus srdečních frekvencí určuje sinoatriální uzel na počet 70 tepů za minutu. Sám uzel je regulován pokyny z autonomního kardioregulačního centra v mozgovém kmeni. Centrum řízení srdeční činnosti je umístěno v prodloužené míše. Za určitých okolností ale může vzruch vznikat i jinde, což se projeví změnou frekvence tvorby vzruchů. Za běžných okolností se vzruch dále přenáší na atrioventrikulární uzel, který se nachází v přepážce mezi komorami a síněmi. Za určitých situací se může právě atrioventrikulární uzel stát zdrojem vzruchu pro celé srdce. Z něj vybíhá Hissův svazek, jenž se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Ty se pak větví na Purkyňova vlákna, které pak rozvádí vzruch po celém srdci.

Rychlost šíření je v sinoatriálním a atrioventrikulárním uzlu $0,02$ až $0,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Ve zbytku převodního systému srdečního se pak šíří rychlostí $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a v pracovním myokardu pak do $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.



obr. 2. Převodní srdeční systém

V buňkách s akčním potenciálem s rychlou depolarizací musí být buňka podrážděna na spouštěcí úroveň asi -55 mV , aby došlo k depolarizaci. Avšak buňky v sinoatriálním uzlu mají schopnost autonomie, autómie a rytmicity. U nich po skončení akčního potenciálu se membránový potenciál nestabilizuje, ale jeho hodnota se opět začíná přibližovat spouštěcí úrovni. Ze sinoatriálního uzlu se vzruch šíří dále síněmi (zaznamenáváme vlnu P). Pak přeskakuje na atrioventrikulární uzel, ten průběh depolarizace zpomalí, aby došlo k dokončení systoly síní dřív, než započne systola komor. Na EKG vidíme úsek PQ. Repolarizace síní způsobí kmit Q, vzruch se šíří komorami (kmit R) a z důvodu mohutnosti se levá komora zcela depolarizuje později a způsobí kmit S. Následuje fáze plató a nulová srdeční aktivita a úsek ST na elektrokardiogramu. Poté dochází k repolarizaci komor, a tudíž k vlně T. Někdy následuje i vlna U nejasného významu. Nejspíše je způsobena repolarizací Purkyňových vláken.

1.5 Řízení srdeční frekvence

Srdeční frekvence se dá řídit třemi způsoby. Je jím nervové řízení, řízení baroreceptorovými reflexy a humorální řízení.

Parasympatické nervy vycházející z bloudivého nervu a způsobují zpomalení srdečního tepu. Mediátorem jeho účinku je acetylcholin. Sympatické nervy vycházejí ze sympatických ganglií a naopak zrychlují srdeční tep. Mediátorem jeho účinku je noradrenalin.

V oblouku aorty se nacházejí baroreceptory, které snímají tlak krve. Při zvýšení tlaku krve je utlumen sympatikus, srdeční frekvence se sníží a tlak krve poklesne.

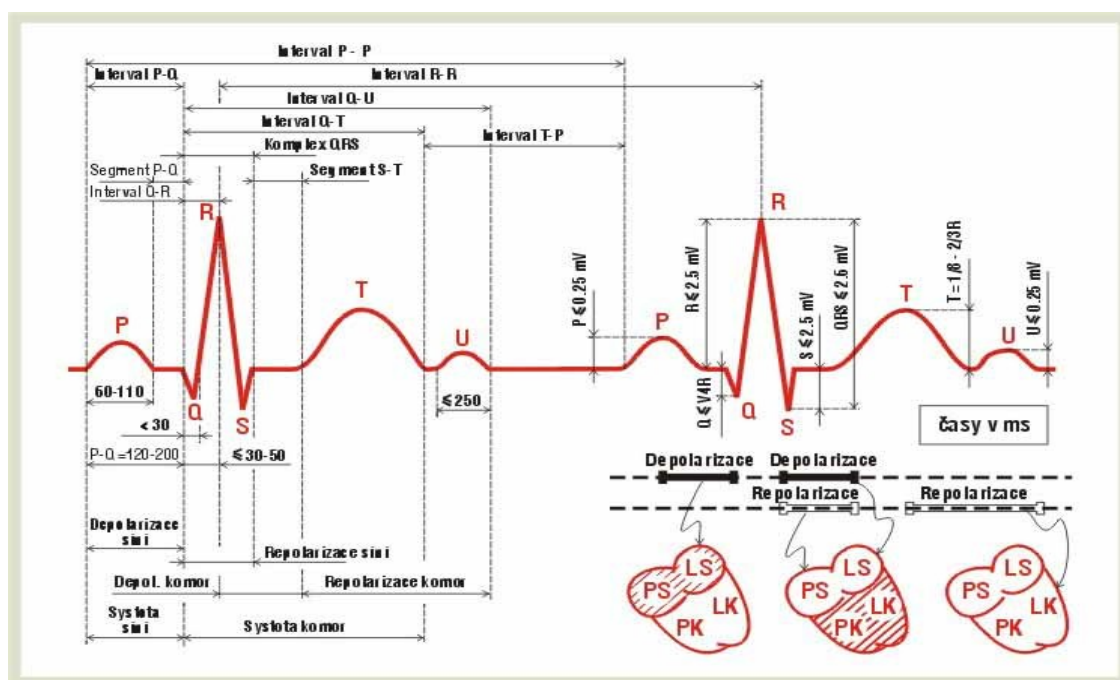
Zrychlení srdečního tepu můžeme též dosáhnout adrenalinem, noradrenalinem, inzulinem a glukogonem. Naopak snížení dosáhneme pomocí acetylcholinu a progesteronu.

2. Elektrokardiogram

Elektrokardiogram, zkráceně EKG, je zařízení, které slouží k záznamu činnosti srdce pomocí elektrických signálů. Patří k nedílnému vybavení snad každé nemocnice v naší zemi a jedná se o jeden z nejdůležitějších přístrojů monitorujících životní funkce. Lze s ním sledovat srdeční poruchy i jiná poškození srdce, jeho rytmus a vlastně celkovou funkci srdce. Pokud však chceme srdce vyšetřit podrobně, tak musíme použít i echokardiografii či nukleární medicínu.

Při vyšetření nás zajímá podoba a tvar signálu, ale také i to, do jakých částí a do jaké míry se elektrický signál šíří. Zde nám pomůže, že signál projde až na povrch kůže, zde lze změřit jeho amplitudu a při snímání mezi různými správně umístěnými místy získáváme i obraz šíření signálu. Velký význam má i využití neinvazivních metod snímání. Většina dnešních moderních elektrokardiografů používá dvanácti svodový systém.

Klasický elektrokardiogram se skládá z vln, úseků a QRS komplexu. Vlna P má amplitudu do 0,3 mV a dobu trvání 0,06 až 0,11 s. Úsek PQ trvá 0,04 až 0,1 s. Kmit Q dosahuje amplitudy až 25% kmitu R a trvá méně než 0,03 s. Kmit R může mít velikost amplitudy několik mV (záleží na místě měření) a doba trvání je 0,1 s. Amplituda kmitu S bývá až 0,8 V a trvá 0,06 s. Úsek ST trvá až 0,15 s. Vlna T má amplitudu 0,8 mV

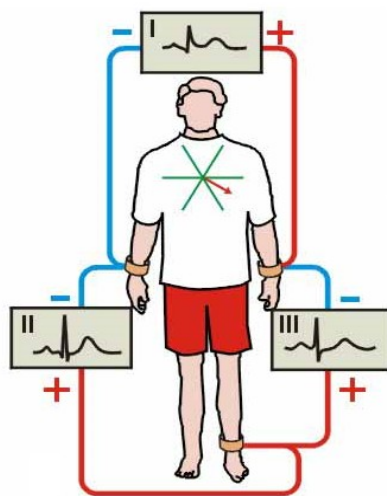


a trvá v rozmezí 0,1 až 0,25 s. Vlna U pak dosahuje velikosti 0,1 mV a trvá až 0,25 s.

2.1 Snímání EKG

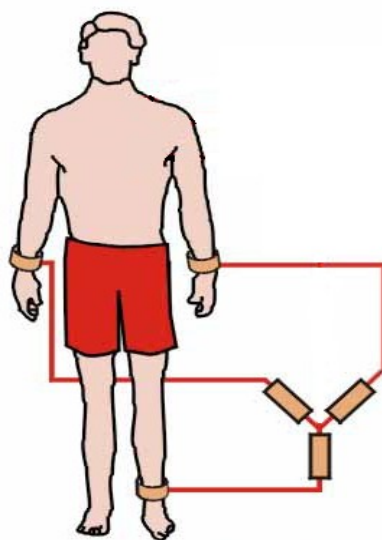
Ke snímání EKG signálů se používají standardně buď bipolární končetinové svody, unipolární končetinové svody a unipolární hrudní svody.

V případě bipolárních (Einthovenových) končetinových svodů se umístí elektrody na obě ruce a nohy. Tyto elektrody se označují R (pravá ruka), L (levá ruka), F (levá noha) a elektroda na pravé noze je zemnicí. Výsledný EKG signál je pak napětí snímané mezi levou a pravou rukou (značen I.), mezi pravou rukou a levou nohou (značen II.) a mezi levou rukou a nohou (značen III.).



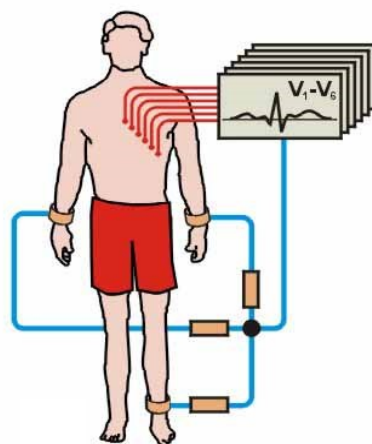
Obr. 4. Bipolární končetinové svody

Při použití unipolárních končetinových (Goldbergových) svodů jsou elektrody z pravé ruky a levé nohy a ruky spojeny přes odpor $5\text{ k}\Omega$ v referenčním bodě V. Měření pak probíhá tak, že se jedna elektroda od referenčního bodu odpojí a změří se napětí mezi referenčním bodem a elektrodou. Svody se pak nazývají aVL, aVR a aVF.



Obr. 5. Unipolární končetinové svody

Unipolární hrudní svody se umisťují V1 ve čtvrtém mezižebří vpravo od hrudní kosti, V2 ve čtvrtém mezižebří vlevo od hrudní kosti, V3 na čtvrté žebro vlevo od hrudní kosti, V4 v pátém mezižebří v levé medioklavikulární čáře, V5 v pátém mezižebří v levé přední axiální čáře a V6 v pátém mezižebří ve střední axiální čáře. V jejich případě registrujeme změny rozdílu potenciálů mezi elektrodami a Wilsonovou referenční svorkou, tvořenou propojením končetinových svodů.



Obr. 6. Unipolární hrudní svody

Končetinové svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce do frontální projekce, zatímco hrudní svody měří v transverzální rovině. Klasické EKG je tak tvořeno dvanácti kanály (tři bipolární končetinové, tři unipolární končetinové a šest unipolárních hrudních).

Někdy pro zpřesnění vyšetření se využívají další svody, které nám mohou poskytnout další cenné informace. Sem patří například doplňkové

svody V3R a V4R, které umísťujeme na pravou stranu hrudníku a V7, V8 a V9, které jsou na úrovni V6 vlevo mezi zadní čarou axilární a páteří. Další pomocný svod je jícnový, který se zavádí nosem nebo ústy do hloubky 35-40 cm od zubů a zápisem EKG se hodnotí tvar síňového potenciálu. Intrakraniální svody, které jsou invazivní a pomáhají nám detekovat srdeční aritmie. Monitorovací svody se využívají u sledování pacientů na lůžku a při zátěžovém EKG. Jedná se o bipolární svody umístěné na hrudi. Poslední jsou orthogonální svody.

2.2 Požadavky na EKG signál

Pro přenos EKG signálu se využívá kmitočtový rozsah 0,05 až 100 Hz. Tyto mezní kmitočty byly stanoveny proto, aby nedocházelo k přenosu stejnosměrné složky a tím zůstala záznamu diagnostická hodnota. EKG signál neruší pouze stejnosměrná složka vznikající na místě dotyku elektrod, ale patří sem i signály jiných svalů.

Na vstupní impedanci snímacího zařízení nejsou kladeny žádné velké požadavky a to díky používání velkoplošných elektrod. U kardiografů se využívá kvůli potlačení rušení síťovým signálem vyšší vstupní odpor (asi 10 M Ω). Aby byly dodrženy standardní podmínky, musí být dodrženo napěťové a časové měřítko záznamu. Standardně se používá citlivost 10 mm výchylky záznamové stopy na 1 mV vstupního signálu. Rychlost záznamového zařízení bývá 25 nebo 50 mm/s.

Při měření EKG signálu se využívá Wilsonova svorka, kterou nejčastěji vytvoříme pomocí odporové sítě, která musí být až za předzesilujícími prvky. A to z důvodu, aby nebyla započítávána do vstupního odporu zařízení. Taktéž požadujeme, aby velikost diskriminačního činitele zesilovače byla vyšší než 90 dB. Tento zesilovač musí mít také velmi nízký šum. Požadujeme napěťový zisk zesilovače 1000.

3. Zesilovače biologických signálů

Pomocí zesilovačů zvyšujeme napětovou nebo výkonovou úroveň signálu na požadovanou hladinu, aby byl vhodný pro další zpracování. Někdy tyto zesilovače používáme jako izolační k oddělení biologického zdroje signálu od zbylých obvodů přístroje. Navíc jej lze využít k impedančnímu přizpůsobení vstupu přístroje a zdroje biologického signálu a k potlačení nežádoucího rušení síťovým napětím.

Některé základní vlastnosti zesilovačů:

- a) vysoký vstupní odpor
- b) zanedbatelný unikající proud
- c) musí pracovat v kmitočtovém spektru snímaného biologického signálu
- d) malý vlastní šum
- e) u rozdílových zesilovačů vysoký diskriminační činitel
- f) snadná kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení

Vstupní odpor zesilovačů je definován vlastnostmi zdroje signálu a rozměry elektrod. Chceme-li být co nejpřesnější při definici místa snímání, tím musí být rozměry elektrod menší a také jsou na vstupní odpor vyšší požadavky. Vstupní odpor však také souvisí i s omezením nežádoucího vlivu přechodového odporu elektrod na snímání signál. U současných biologických zesilovačů se hodnota vstupního odporu pohybuje řádově od $2 \cdot 10^6$ do $10^{10} \Omega$.

Vstupním obvodem zesilovačů protéká stejnosměrný proud, který se uzavírá obvodem přes pacienta. Tento proud se nazývá unikající a jeho maximální hodnota je stanovena normou. Jeho hodnota je závislá na konstrukci zesilovače a typu použitých součástek. Kmitočtový rozsah je dán druhem snímaného signálu.

Požadavek na co nejmenší vlastní šum je zcela logický, protože jakékoliv rušení a tím vlastní šum je, snímání signál znehodnocuje.

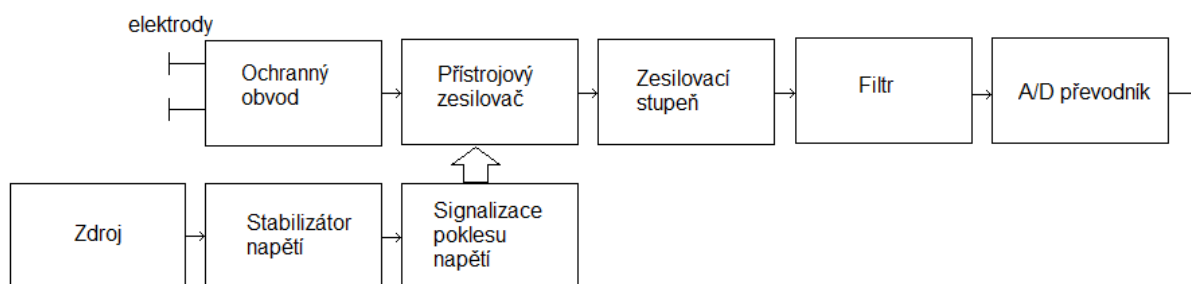
Diskriminační činitel bezprostředně souvisí se způsobem snímání signálu. V mnoha případech je biologický signál získáván z bipolárních elektrod, které jsou umístěny symetricky s respektováním uzemnění. To

pak používáme především diferenční zesilovače s vysokým diskriminačním činitelem, aby se potlačilo zkreslení snímaného signálu soufázovým napětím, které se sem dostane kapacitní nebo induktivní vazbou z elektrovedné sítě a je mnohem větší než vlastní biologický signál.

Ve většině případů není zapotřebí snímat stejnosměrné napětí. Naopak je důležité zbavovat se falešných dodatků od snímacích elektrod. Proto bývají zesilovače pro snímání biologických signálů řešeny jako střídavé a většinou s velmi nízkým dolním mezním kmitočtem, pro EKG přibližně 0,05 Hz.

3.1 Návrh předzesilovače EKG

Předzesilovač by měl obsahovat ochranu před statickou elektřinou, oddělovací RC člen, diferenční zesilovač, zesilovací stupeň, filtr, převodník z analogového signálu na digitální.

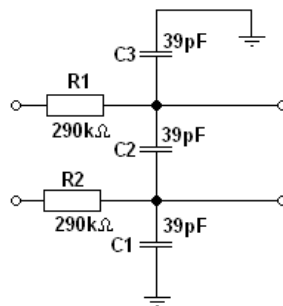


Obr. 7. Blokové schéma předzesilovače

3.1.1 Ochrana před statickou elektřinou a oddělovací člen

Jako ochranu před statickou elektřinou jsem použil RC člen.

Využijeme toho, že RC člen zpomalí náběžnou hranu impulsu. Při dostatečně velkém odporu RC členu omezíme i poměrně velký proud. Tentýž RC člen využiji i pro oddělení předzesilovače od snímacích elektrod.



Obr. 8. Ochranný obvod

3.1.2 Diferenční zesilovač

Využití diferenčního zesilovače pro snímání tohoto signálu je nasnadě, protože signály jsou diferenční (snímáme je mezi dvěma místy na těle) a nejsou vysokofrekvenční. Proto jsem se rozhodl použít typ diferenčního zesilovače a to tzv. přístrojový zesilovač.

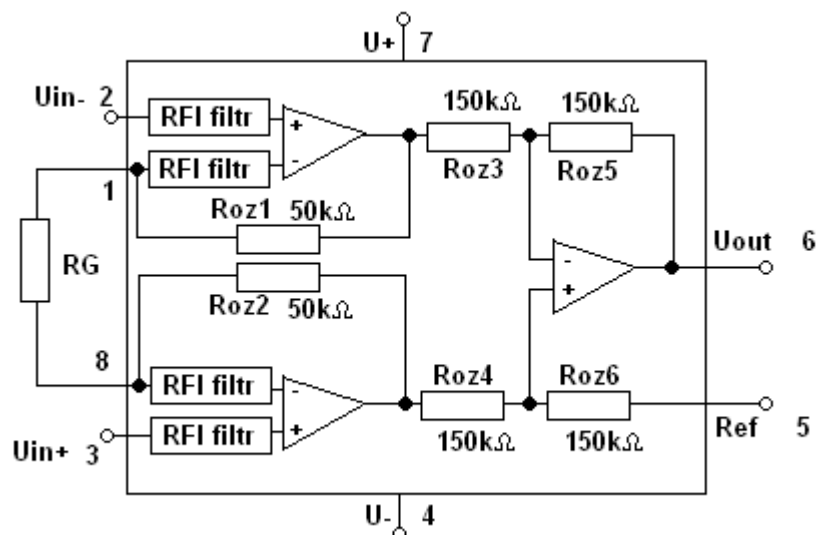
Přístrojový zesilovač je rozdílový zesilovač s uzavřenou smyčkou zpětné vazby, který zesiluje rozdíl vstupních napětí a potlačuje souhlasné napětí přivedené na jeho vstupy. Má velmi malou vstupní nesymetrii, vysoký činitel potlačení souhlasných signálů a velký vstupní odpor. Pro zajištění stability operačního zesilovače je nutné zapojit co nejblíže vývodů napájení operačního zesilovače kondenzátory s kapacitou přibližně 100 nF.

Při snímání signálů se velmi často používají diferenční zesilovače. Jejich princip si lze představit na modelu dvou zesilovačů (invertujícího a neinvertujícího) a součtového členu. Za předpokladu, že absolutní hodnota zesílení invertujícího a neinvertujícího stupně je si rovna, pak můžeme na vstupní svorky zesilovače přivést signál dvěma způsoby:

- g) použijeme zdroje s vyvedeným středem, spojeným se zemí a každou vstupní svorku napojíme na svorky zdrojů
- h) spojíme obě vstupní svorky a zdroj připojíme mezi ně a zem

V prvním případě se jedná o rozdílový zdroj signálu a v druhém pak soufázový zdroj signálu.

Zaměřil jsem se na zesilovač firmy Texas Instruments Incorporated INA333. Tento přístrojový zesilovač obsahuje speciální filtry (RFI), které potlačují rušení rádiovými kmitočty.



Obr. 9. Schéma přístrojového zesilovače INA 333

Základní vlastnosti INA333

- Low offset voltage (zbytkové napětí): 25 μV (max), $G \geq 100$
- Low offset drift (nestabilita): 0.1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, $G \geq 100$
- Low quiescent current (klidový proud): 75 μA
- Low input bias current (nejnižší vstupní klidový proud): 200 pA
- Excellent noise/power ratio (poměr šum/vstupní napětí): 50 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ při 75 μA a $G \geq 100$
- Operation down to (napájení) 1.8 V až 5,5 V
- CMRR 100 dB při $G \geq 10$
- Operating temperature (operační teplota): - 40 $^\circ\text{C}$ to + 125 $^\circ\text{C}$
- Balení: MSOP-8

Zesílení tohoto zesilovače vypočítáme ze vztahu:

$$U_{\text{výst}} = (U_{\text{vstup2}} - U_{\text{vstup1}}) \left(1 + \frac{2R_{\text{oz2}}}{R_G} \right) \quad (1)$$

a to za předpokladu, že $R_{\text{oz1}} = R_{\text{oz2}}$ a $R_{\text{oz3}} = R_{\text{oz4}} = R_{\text{oz5}} = R_{\text{oz6}}$.

$$A_u = \frac{U_{\text{výst}}}{U_{\text{vstup2}} - U_{\text{vstup1}}} \quad (2)$$

a po dosazení

$$A_u = 1 + \frac{2R_{oz2}}{R_G} \quad (3)$$

Z rovnice (3) vidíme, že zesílení přístrojového zesilovače je závislé na hodnotě rezistoru R_G . Zesílení tohoto diferenčního zesilovače nemůže být příliš velké, protože jsme omezeni napájecím napětím. Z toho vyplývá, že na výstupu operačních zesilovačů napětí může dosahovat maximálně napájecího napětí. Řádově se volí v jednotkách a v našem případě volíme zesílení $A_u = 5$.

Nyní určíme hodnotu odporu R_G . Z rovnice (3) vyjádříme R_G :

$$\begin{aligned} R_G &= \frac{2R_{oz2}}{A_u - 1} \\ R_G &= \frac{2 \cdot 50 \cdot 10^3}{5 - 1} \\ R_G &= 25k\Omega \end{aligned} \quad (4)$$

Tento odpor rozdělíme na dva stejně odpory ($R_3 = R_4 = 12,5k\Omega$) a to kvůli rovnoměrnému rozložení tohoto odporu v obvodu, který nám pomáhá potlačit souhlasné napětí.

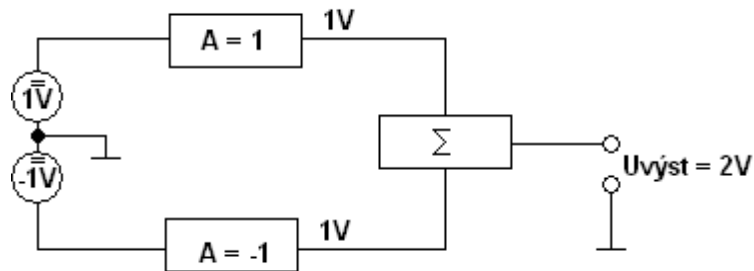
3.1.3 Diferenční zesilovač

Při snímání EKG signálu se velmi často používají diferenční zesilovače a lze si je představit na modelu dvou zesilovačů (invertujícího a neinvertujícího) a součtového členu. Za předpokladu, že absolutní hodnota zesílení invertujícího a neinvertujícího stupně je si rovna, pak můžeme na vstupní svorky zesilovače přivést signál dvěma způsoby:

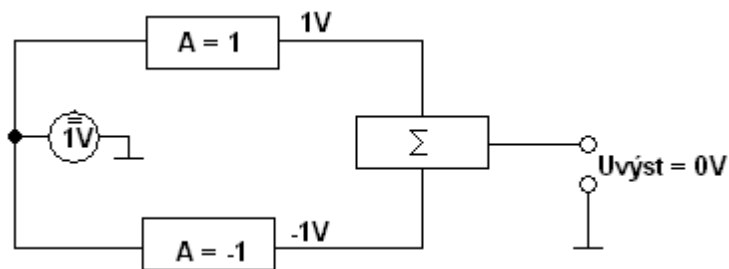
- použijeme zdroj s vyvedeným zdrojem, spojeným se zemí a každou vstupní svorku napojíme na svorky zdrojů
- spojíme obě vstupní svorky a zdroj připojíme mezi ně a zem

V prvním případě se jedná o rozdílový zdroj signálu a v druhém pak soufázový zdroj signálu.

a)



b)



obr. 10. Principiální zapojení diferenčních zesilovačů

V prvním případě je na vstup přiveden zdroj rozdílového napětí 1 V. Na výstupu pak bude napětí 2 V, protože se výstupní napětí zesilovacích členů se sečtou. Ve druhém přivedeme zdroj soufázového napětí 1 V a na výstupu součtového členu bude 0 V, protože se napětí odečtou.

Diferenční stupeň soufázové napětí potlačí, zatímco rozdílové vstupní napětí zesílí. Je-li zesílení soufázového napětí A_{sou} a zesílení pro rozdílové napětí A_{roz} , pak poměr těchto veličin nám dá diskriminační činitel $CMRR$.

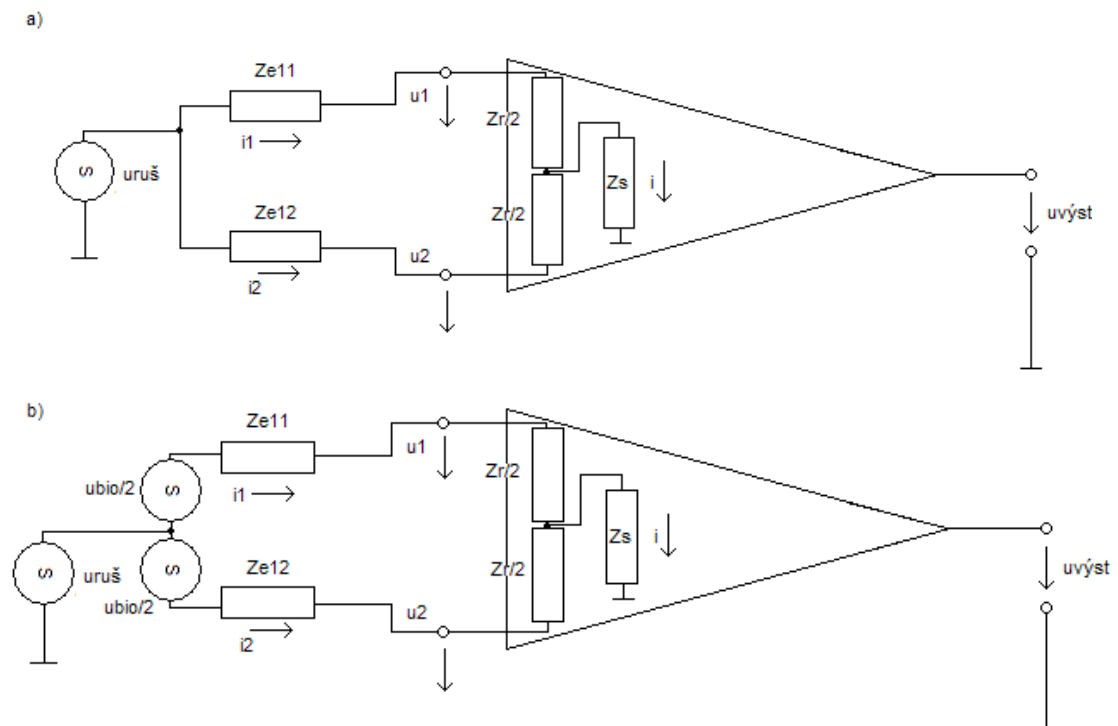
$$k_d = 20 \log \frac{A_{roz}}{A_{sou}} [dB]$$

V ideálním případě by byla hodnota diskriminačního činitele rovna nekonečně velkému číslu. Avšak není možné docílit toho, abychom

vytvořili invertující a neinvertující zesilovače s úplně stejnou absolutní hodnotou zesílení a ani provést přesný součet jejich výstupních signálů. Z těchto důvodů je hodnota činitele konečná. Výrobci udávají hodnotu diskriminačního činitele až 120 dB a z toho vyplývá, že hodnota zesílení rozdílového signálu je až 10^6 krát větší než u signálu soufázového.

Skutečná hodnota diskriminačního činitele bývá menší a je závislá na způsobu měření a na přechodovém odporu mezi elektrodou a kůží.

3.1.4 Výpočet skutečné hodnoty diskriminačního činitele



obr. 11. Vliv elektrod na skutečnou hodnotu diskriminačního činitele

Považujeme-li zdroje za ideální a předpokládáme-li, že:

$$Z_S \gg Z_R, Z_R \gg Z_{e11}, Z_{e12} \text{ a } Z_{e11} \neq Z_{e12}$$

Což je v praxi často splněno. Pro řešení použijeme superpozici.

$$u_{výst} = u_{výst1} + u_{výst2}$$

$$u_{výst1} = A \cdot u_{bio}$$

Pro obr. 5. a případ a) platí a zároveň protože $Z_S \gg Z_R$, tak

$$i_1 = i_2 = \frac{i}{2}$$

Dále platí, že

$$u_1 = u_{ruš} - Z_{e11} \cdot i_1$$

$$u_2 = u_{ruš} - Z_{e12} \cdot i_2$$

Z toho nám vyplývá, že:

$$u_1 - u_2 = \frac{i(Z_{e12} - Z_{e11})}{2}$$

Proud ze zdroje rušivého napětí, který jde do vstupních svorek zesilovače, vyjadřujeme ho rovnicí:

$$i = \frac{u_{ruš}}{Z_S}$$

Použijeme-li definici k_d pak můžeme psát:

$$u_{výst2} = \frac{A \cdot u_{ruš}}{k_d} + \frac{A \cdot u_{ruš}(Z_{e12} - Z_{e11})}{2Z_S}$$

jako součet podílu soufázové a podílu rozdílové složky.

Celkové výstupní napětí při působení obou zdrojů je součtem dílčích výsledků:

$$u_{výst} = u_{výst1} + u_{výst2} = A \cdot u_{bio} + \frac{A \cdot u_{ruš}}{k_d} + \frac{A \cdot u_{ruš}(Z_{e12} - Z_{e11})}{2Z_s}$$

$$u_{výst} = A \cdot u_{bio} + A \cdot u_{ruš} \left[\frac{1}{k_d} + \frac{Z_{e12} - Z_{e11}}{2Z_s} \right]$$

Vytkneme-li:

$$\frac{1}{k_{de}} = \frac{1}{k_d} + \frac{Z_{e12} - Z_{e11}}{2Z_s}$$

tak získáme skutečnou hodnotu diskriminačního činitele (k_{de}). Tato hodnota zahrnuje teoretickou hodnotu udávanou výrobcem, tak i vliv nestejné přechodové impedance elektrod. Z tohoto vzorce nám vyplývá, že hodnota diskriminačního činitele bude vždy nižší při snímání biologického signálu, než hodnota měřená bez vlivu snímacích elektrod. Tento rozdíl bude tím větší, čím menší bude soufázový vstupní odpor. Také zjišťujeme, že velikost soufázového vstupního odporu má vliv na velikost rozdílové složky. Proto řada výrobců uvádí hodnotu diskriminačního činitele pro určitý rozdíl přechodových impedancí elektrod.

Dalším problémem, který ovlivňuje činnost zesilovače je stejnosměrné napětí, které vzniká na snímacích elektrodách. Zbavíme se jej filtrem horní propustí, protože hrozí, že se zesilovač stejnosměrným signálem přesytlí a přestane fungovat.

3.1.5 Zpětná vazba

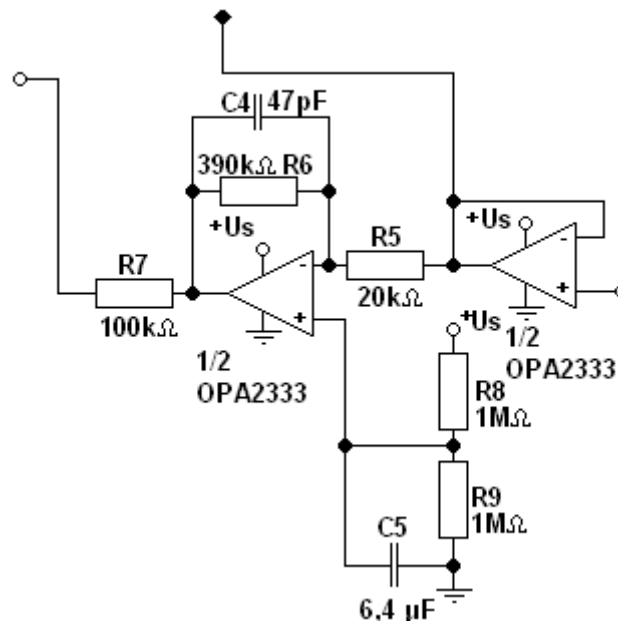
Tzv. DRL obvod se přidává k zesilovačům signálů pro snížení souhlasného napětí. Lidské tělo slouží jako anténa a ta chytá elektromagnetické rušení z okolních zdrojů. Vzhledem k tomu, že snímané napětí má poměrně nízké napětí, může pak být snadno tímto šumem překryto. DRL obvod se skládá ze tří částí.

V první je samostatný operační zesilovač zapojený jako impedanční transformátor. Jeho výstupní napětí je rovno vstupnímu. Vstup má ovšem, podobně jako u neinvertujícího zesilovače, impedanci blízkou nekonečnu (reálně odpovídá asi 1 MΩ až 10 TΩ). Výstupní impedance je daná vlastnostmi použitého operačního zesilovače a je velmi

nízká. Impedanční transformátor se používá právě pro oddělení vysokoimpedančního vstupu a nízkoimpedančního výstupu.

Ve druhé části máme invertující zesilovač, který nám vstupní napětí zesílí a změní mu znaménko. Tím se nám od snímaného signálu odečítá přivedené souhlasné napětí.

Třetí částí je odpor R_7 , který je použit jako ochrana.



Obr. 12 DRL obvod

3.1.6 Zesilovací stupeň a filtr dolní propust

Druhý stupeň zesilovače má za úkol zesílit snímaný signál zbavený vlivu souhlasného napětí. Zesílení by mělo být co nejvyšší, aby signál vstupující do A/D převodníku byl dostatečně vysoký. V tomto případě jsem zvolil invertující operační zesilovač, který nám poslouží i jako dolní propust. Dolní propust volíme proto, že potlačíme kmitočty nad 150 Hz. Tuto frekvenci jsme za mezní určili, protože kmitočtový rozsah elektrokardiografu ji nepřesahuje. Z tohoto důvodu jsou vyšší frekvence především šum a způsobovali by nám aliasing během převodu v A/D převodníku.

Požadujeme-li zesílení tohoto stupně $A_u = 200$ a dolní frekvenci této propusti $f_m = 150\text{Hz}$, tak vyjdeme ze vzorce:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

z toho vyplývá, že

$$R_{12}C_7 = \frac{1}{2\pi f_m}$$

$$R_{12}C_7 = \frac{1}{2\pi \cdot 150}$$

$$R_{12}C_7 = 1,06ms$$

Zvolíme-li tedy, že $R_{12} = 1M\Omega$, pak hodnota kondenzátoru C_7 je:

$$C_7 = \frac{1,06 \cdot 10^{-3}}{R_{12}}$$

$$C_7 = \frac{1,06 \cdot 10^{-3}}{1 \cdot 10^6}$$

$$C_7 = 1,06nF$$

Odpor R_{11} vypočítáme ze vztahu pro zesílení invertujícího operačního zesilovače

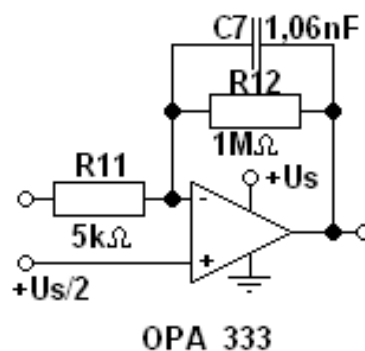
$$A_u = \frac{-R_{12}}{R_{11}}$$

$$|R_{11}| = \left| \frac{-R_{12}}{A_u} \right|$$

$$|R_{11}| = \left| \frac{-1 \cdot 10^6}{200} \right|$$

$$R_{11} = 5k\Omega$$

(6)



obr. 13 Zesilovací stupeň

3.1.7 Filtr horní propust

Jako filtr pro odstranění nižších frekvencí (pod 0,5 Hz) použijeme integrátor ve zpětné vazbě. Samotný integrátor se chová jako dolní

propust. Propouští nižší kmitočty a vyšší pokračují dále přes odpor R_{11} do zesilovacího stupně zesilovače. Integrátor nám postupně snižuje zesílení k nule, a jelikož ho máme ve zpětné vazbě, tak se chová tato část obvodu jako horní propust.

Pro naši potřebu požadujeme, aby byla mezní frekvence tohoto obvodu 0,05 Hz. Vycházíme z rovnice (5) a dostaneme:

$$f_m = \frac{1}{2\pi R_{10} C_6}$$

$$R_{10} C_6 = \frac{1}{2\pi f_m}$$

$$R_{10} C_6 = \frac{1}{2\pi \cdot 0,05}$$

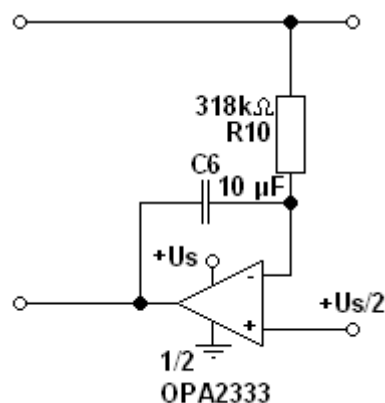
$$R_{10} C_6 = 3,2s$$

Zvolíme tedy $R_{10} = 318k\Omega$ a z toho nám vyplývá hodnota C_6 :

$$C_6 = \frac{0,32}{R_{10}}$$

$$C_6 = \frac{0,32}{318 \cdot 10^3}$$

$$C_6 = 10\mu F$$



obr. 14 Horní propust

3.1.8 Reference

Protože jsem zvolil nesymetrické napájení, musíme provést kompenzaci u operačních zesilovačů. Napájecí napětí je v rozmezí 5,5 až 0 V. Vytvoříme dělič napětí. Použijeme na to dva rezistory R_8 a R_9 s vysokým odporem (1 MΩ), protože proud děličem musí být několika násobně vyšší než proud odebíraný z děliče. Doplníme je o kondenzátor C_5 , který vyrovnává případné změny napětí na děliči a zlepšuje nám

stabilitu napětí na děliči. Navíc, protože celé zapojení je poměrně vysoko ohmové, odstraní nám vysokofrekvenční rušení. Podle toho volíme hodnotu kondenzátoru takovou, aby spolu s rezistory R_8 a R_9 byla časová konstanta rovna nejnižšímu přenášenému kmitočtu. Tím kmitočtem je 0,05 Hz. Použijeme rovnici (5):

$$f_m = \frac{1}{2\pi \frac{R_8 R_9}{R_8 + R_9} C_5}$$

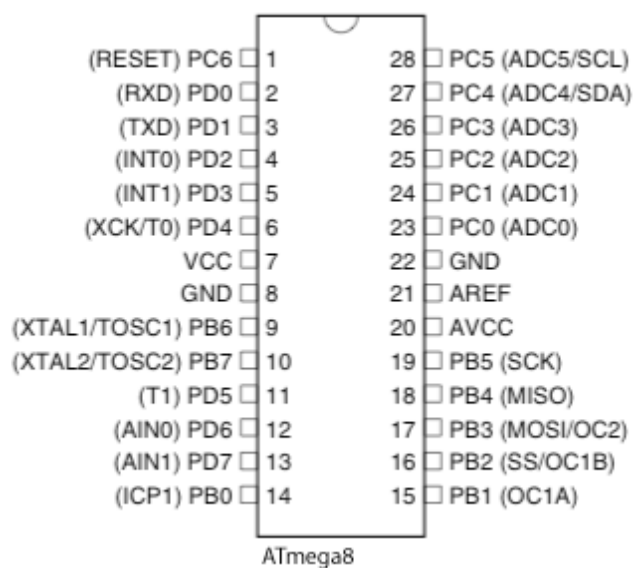
$$C_5 = \frac{1}{2\pi \frac{R_8 R_9}{R_8 + R_9} f_m}$$

$$C_5 = \frac{1}{2\pi \frac{1 \cdot 10^6 \cdot 1 \cdot 10^6}{1 \cdot 10^6 + 1 \cdot 10^6} 0,05}$$

$$C_5 = 6,4 \mu F$$

3.1.9 A/D převodník

Pro převod analogového signálu na digitální je vhodné použít mikrokontrolér, který má v sobě A/D převodník již zabudovaný. Pro naše zařízení postačí ATmega8. Disponuje jak UART, tak 10ti-bitovým A/D převodníkem, který pro naše účely bohatě postačuje. Celý mikrokontrolér provádí pouze samotný A/D převod signálu a jeho následné zasílání na UART již v digitální podobě.



obr. 15 ATmega8

Vlastnosti ATmega8 A/D převodníku

- 10-bit rozlišení
- 0,5 LSB integrální Non-linearity
- ± 2 LSB absolutní přesnost
- 13 až 260 ms doba převodu
- 0 - VCC rozsah vstupního napětí
2,7 – 5,5 V (ATmega8L)
4,5 – 5,5 V (ATmega8)
- Volitelné 2.56V ADC referenční napětí

3.1.10 Zdroj napětí a stabilizátor napětí

Za zdroj napětí použijeme šest tužkových baterií o napětí 1,5 V.

Dostaneme tak celkové napětí 9 V.

V našem zapojení potřebuji napájecí napětí na operačních zesilovačích 5,5 V a stále stabilní napětí, proto zde musíme využít stabilizátor napětí. Využíváme lineární stabilizátor napětí MCP 1702. Představuje základní řešení pro napájení jednoduchých a méně výkonově náročných aplikací. Jeho principem je jednoduchá zpětnovazební smyčka ovládající výkonový tranzistor. V naprosté většině případů je vše integrováno v jediném pouzdru a k dispozici je buď celá řada obvodů s pevně daným výstupním napětím, nebo jediný obvod s možností nastavení výstupního napětí, případně i proudu.

Typický vlastní odběr uvedeného lineárního regulátorů je 2 μ A. Vstupní napětí je 2,7 V až 13,2V (dle typu regulátoru) a úbytek napětí na tranzistoru regulátoru je od 650 mV při 250 mA. Dostupné jsou verze v provedení od 3-pinových SOT-23A po TO92.

3.1.11 Bateriové články:

Zinko-uhlíkové:

Jmenovité napětí zinko-uhlíkového článku je 1,5 V. Vyrábí se ve velikostech AAA (mikrotužková baterie), AA (tužková baterie), C (malý monočlánek) a D (velký monočlánek). Kromě toho se vyrábí také baterie těchto článků a to tříčlánek a šestičlánek tzv. devítivoltová baterie. Ve srovnání s jinými druhy baterií nemají takovou kapacitu a schopnost

dodávat větší proud. Naopak jejich výhodou je nízká cena. Z těchto důvodů jsou vhodné především pro méně náročné použití. Kapacita tužkové baterie se pohybuje okolo 600-800 mAh při vybíjení proudem 100 mA do konečného napětí 0,9 V.

Lithiové:

Patří mezi primární galvanické články. Jejich anoda je tvořena lithiem nebo jeho sloučeninami, katoda nejčastěji práškovým disulfidem železnatým smíchaným s uhlíkem a jako elektrolyt se využívá lithiová sůl v organickém rozpouštědle. Tyto články mají vysokou životnost (i více než 10 let), vysokou kapacitu a schopnost dodat vyšší proudy. Z toho proudí i jejich slabina, v případě zkratu se rychle přehřívají a může dojít k explozi. Kapacita lithiových tužkových baterií (AA) se pohybuje okolo 3 000 mAh při zatížení proudem 250 mA do konečného napětí 0,9 V.

Alkalické:

Základ alkalické baterie tvoří kladná elektroda ze směsi burelu a uhlíku. Uprostřed je elektrolyt a v něm záporná elektroda, tvořená emulzí zinkového prášku v tyloze. Do této elektrody je zaražena jehla (většinou z mosazi), která slouží jako sběrač a vývod. Princip alkalické baterie spočívá v reakci zinku a uhlíku za podpory alkalického elektrolytu, jímž je louh. Využitím zinkového prachu se zvyšuje reakční plocha a tím i kapacita baterie. Kapacita alkalických tužkových baterií (AA) se pohybuje okolo 2 600 mAh při zatížení proudem 250 mA do konečného napětí 0,9 V. Výrobci udávají jejich minimální životnost okolo 7 let.

3.1.11 Indikátor poklesu napětí bateriového zdroje

Indikátor poklesu napětí bateriového zdroje je důležitá část obvodu. Je totiž velmi důležité, aby napětí na baterii nepokleslo o 0,9 V na článek. To z důvodu toho, že v baterii může docházet kvůli poklesu napětí na jedné z baterií k znehodnocování celé baterie.

Páteří našeho hlídacího obvodu je operační zesilovač zapojený jako komparátor. Ten porovnává napětí na zenerově diodě. Na zenerově diodě je napětí 3 V a porovnává se s napětím na odporovém děliči R_{13} a

R_{15} . Při poklesu napětí na trimru R_{14} pod nastavenou mez bude na invertujícím vstupu komparátoru menší napětí než na neinvertujícím. Na výstupu pak zaznamenáváme kladné napětí a to nám rozsvítí LED diodu. Odběr LED diody by měl být něco okolo 10 mA. Protože minimálním napájecí napětí by mělo být o pár voltů vyšší než napětí na zenerově diodě, tak volím za komparátor TL062P. Jeho napájecí napětí je 5 až 20 V.

Hodnotu rezistoru R_{17} , který chrání LED diodu, vypočítáme z Ohmova zákona:

$$R_{17} = \frac{U_s - U_{D_1}}{I}$$

$$R_{17} = \frac{5 - 3}{10 \cdot 10^{-3}}$$

$$R_{17} = 200\Omega$$

4. Bezdrátový přenos EKG signálu

Bezdrátová komunikace ve zdravotnictví zažívá, stejně jako v jiných odvětvích, velký rozmach. V současné době se nejvíce využívá Wifi, ale mnohé aplikace dnes již používají i Bluetooth, ZigBee a RFID nebo infračervený přenos. Pro opravdu velké vzdálenosti mohou kardiostimulátory využívat podobné prostředky, jako mají mobilní telefony.

Aby mohli lékaři a nemocniční personál včasně zakročit a dopřát pacientům dostatečný komfort je dnes bezdrátová komunikace naprostá samozřejmost. Dříve většímu rozšíření bezdrátové komunikace bránila obava ze vzájemného rušení různých zařízení a ani spolehlivost přenosu nebyla vždy dostačující. V dnešní době však jsou již tyto problémy vyřešeny a rozšíření bezdrátové komunikace nic nebrání. Nové stroje s využitím bezdrátové komunikace počítají a jsou chráněny proti elektromagnetickému záření normami.

Existence bezdrátové sítě navíc ulehčuje pobyt pacientů v nemocničním zařízení. A to hlavně tím, že elektrody umístěné na pacientech již nemusí být připojeny dráty ke stroji. Také např. kardiostimulátor se může ihned po vstupu do čekárny přihlásit a oznámit tím pacientův příchod. Přičemž lékaři se hned zobrazí aktuální stav pacienta a jeho karta s předešlými záznamy. Pacienti však mohou přítomnost bezdrátové komunikace v nemocnici využít i k připojení na internet. Díky tomu mohou komunikovat s blízkými, ale i se jen bavit a získávat informace.

Taktéž posádky záchranné služby a operačních týmů jistě ocení možnost přenášet naměřená data v sanitním voze do počítače v nemocnici, čímž se urychlí zásah a pomoc pacientovi. Bude-li mít pacient u sebe i čipovou kartu se svými záznamy, budou moci záchranáři ihned identifikovat epileptický nebo hypoglykemický záchvat a dostanou informace o alergiích na léky.

I zde se objevují obavy lidí ze zneužití dat přenášených na rozhraní stroj/stroj či stroj/lékař. Avšak přenášená data jsou šifrována a k přístupu je nutné heslo. Většina obyvatel tak nemá šanci zjistit o jiných osobách choulostivé informace. Výjimku tvoří počítačový hackeři, ale pravděpodobnost, že zneužijí data zapsaná na papírové kartě je stejně

velká jako to, že se dostanou k přenášeným datům. Navíc se dnes stejně valná většina informací o pacientu zanáší do počítače ručně a ty jsou chráněny podobně. Při ručním zadávání dat do počítače se navíc mnohdy nedá zabránit zkreslení či ztrátě informací.

Mezi základní výhody bezdrátové komunikace patří snížená chybovost při podávání léků, protože si sestra může pomocí čtečky čárových kódů ověřit informace o lécích i pacientech. Dále umožňují lepší skladování a práci s odebranými vzorky. Dávají lékařům možnost sledovat životní funkce pacientů, ale i funkce přístrojů, které pak mohou lékaři upravovat. A nesmíme zapomenout také na možnost rychlého přístupu k informacím o pacientech a jejich záznamech.

Abychom určili jaké komunikační médium využít, potřebujeme vědět, na jakou vzdálenost potřebujeme data přenášet. Proto dělíme využití bezdrátové komunikace na tři skupiny:

- a) komunikace a přenos dat na krátké vzdálenosti (desítky metrů) – Zde se používá Bluetooth, Zigbee.
- b) komunikace a přenos dat na větší vzdálenosti (stovky metrů) – Zde se používá Wifi a komunikační systém Home Monitoring biotronik.
- c) komunikace a přenos dat infračerveným přenosem

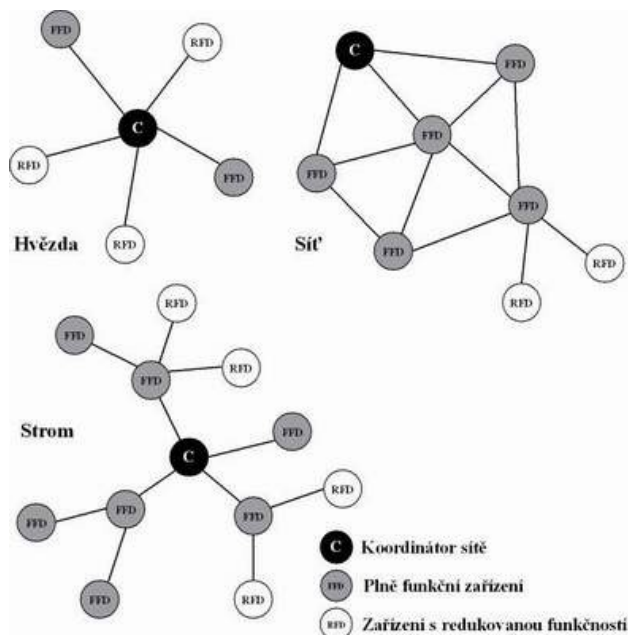
4.1 Rádiová komunikace a přenos dat na krátké vzdálenosti

4.1.1 ZigBee

ZigBee je bezdrátová komunikace vystavěná na standardu IEEE 802.15.4 platným od listopadu 2004. Je určena pro nízkovýkonové zařízení v sítích PAN do malých vzdáleností a to do 75 m. Díky multiskokovému ad-hoc směrování umožňuje komunikaci i bez přímé radiové viditelnosti jednotlivých zařízení. Pracuje na frekvenci 858 MHz, 902-928 MHz a 2,4 GHz. Přenosová rychlost je 20, 40 nebo 250 kbitů/s. ZigBee je navržen jako jednoduchá a flexibilní technologie pro tvorbu i rozsáhlejších bezdrátových sítí, u nichž není požadován přenos velkého objemu dat. K jejím hlavním přednostem patří spolehlivost, jednoduchá a

nenáročná implementace, velmi nízká spotřeba energie a nízká pořizovací cena.

ZigBee využívá tři možné topologie, a to hvězdicovou, stromovou a mesh (viz obr.)



obr. 16. Typy topologie ZigBee

Jednotlivá zařízení sítě jsou adresována pomocí binárního adresného kódu o délce 64 bitů či ve zkrácené podobě 16 bitů. Lokální zkrácená adresa umožňuje v jedné síti adresovat maximálně 65 535 zařízení.

Jako základní zabezpečení používá ZigBee AES s klíčem o délce 128 bitů, jež je implementován v síťové vrstvě, ale lze vyžadovat i zabezpečení MAC Command Frame, Beacon Frame a Acknowledgement Frame realizovanými v MAC vrstvě pomocí AES. Síťová vrstva využívá k zabezpečení SSP.

4.1.2 Bluetooth

Bluetooth je bezdrátová komunikační technologie sloužící k bezdrátovému propojení mezi dvěma a více elektronickými zařízeními. Technologie Bluetooth je definovaná standardem IEEE 802.15.1 a spadá do kategorie počítačových sítí PAN.

Výkonnost zařízení se dělí do tří tříd. Ve třídě 1 je maximální dosah 100 m. Ve třídě 2 je maximální dosah 10 m a ve třídě 3 je 1 m. Bluetooth pracuje v ISM pásmu 2,4 GHz. K přenosu využívá metody FHSS, kdy během 1 s je provedeno 1 600 přeladění mezi 79 frekvencemi s rozestupem 1 MHz. Tento mechanismus má zvýšit odolnost vůči rušení

na stejné frekvenci. Jsou definovány tři výkonové skupiny (2,5 mW, 10 mW a 100 mW) s nimiž je usnadněna komunikace na vzdálenost až 100 m. Tyto hodnoty jsou však platné pouze ve volném prostoru. S přibývajícími překážkami dosah klesá, což se projevuje na zvýšeném počtu chybně přenesených paketů. Přenosová rychlost se pohybuje okolo 720 kbitů/s. Zapojení může být symetrické či nesymetrické, u něhož lze nastavit větší rychlost při příjmu než při odesílání.

Jednotlivá zařízení jsou identifikována pomocí své adresy BD_ADDR. Topologie využívá ad-hoc sítě jež tvoří pikosítě, které se skládají z jednoho mastera a jemu je podřízeno až sedm jednotek slave. Těchto pikosít může být až 10 na ploše o průměru 10 m

4.2 Rádiová komunikace a přenos dat na větší vzdálenost

4.2.1 Home monitoring

Home Monitoring je jedinečným komunikačním systémem pro pacienty se srdečními poruchami. Při pokročilém srdečním selhání nebo závažných poruchách srdečního rytmu mohou být nyní pacienti pod stálým lékařským dohledem, aniž by byli nuceni často navštěvovat svého ošetřujícího lékaře. Nejsou tak obtěžováni a omezováni a mohou bez omezení absolvovat svůj každodenní program, ať již jsou v zaměstnání, doma nebo na cestách. Pomáhá jim v tom bezdrátový komunikační systém Home Monitoring, který automaticky přenáší aktuální údaje o stavu pacienta přímo ošetřujícímu lékaři. Bezdrátový systém nevyžaduje žádné speciální úkony ze strany pacienta a je zcela mobilní.

Lékař prostřednictvím SMS či internetu pravidelně přijímá informace jak o srdeční činnosti pacienta, tak o stavu voperovaného přístroje. Kardiosimulátor či defibrilátor pravidelně komunikuje s ordinací ošetřujícího lékaře. Díky tomuto systému může být okamžitě reagováno na změny pacientova stavu a optimalizovat léčbu. Vysílání a synchronizace dat probíhá jedenkrát denně, po většinou v noci, a to díky tzv. Kardio Messengeru (přístroj podobný velikostí i tvarem mobilnímu telefonu), který přijímá zprávy z implantovaného přístroje a vysílá je zašifrované přes satelit do servisního střediska společnosti Biotronik,

odkud jsou po vyhodnocení zasílány lékaři formou SMS, emailem či faxem. Celý přenos netrvá déle než několik minut.

Důležitým prvkem systému Home Monitoring je ochrana integrity lékařských informací a zachování důvěrnosti všech údajů. Aby bylo možné zajistit ochranu přenášených informací, využívá Home Monitoring četné patentované bezpečnostní kódované protokoly. Rozsáhlé testování elektromagnetického rušení u mobilních telefonů prokázalo, že funkce kardiostimulátorů a defibrilátorů není během přenosu rušena.

4.2.2 Wifi

Wifi je standardem pro lokální bezdrátové sítě WLAN a vychází ze specifikace IEEE 802.11. Wifi využívá k přenosu bezlicenční pásmo (2,4 GHz), to ale vede k jistým negativům. Těmi jsou silné rušení příslušného frekvenčního spektra a časté bezpečnostní incidenty. Fyzická vrstva u wifi pracuje na jednom ze dvou možných řešení. A to buď DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum) nebo FHSS (Frequency Hopping Spread Spectrum).

DSSS pracuje tak, že přenášená data rozprostře do 11 nebo 8 bitové Barkerovy sekvence rychlostí 11 Mbitů (u 11) a 5,5 Mbitů (u 8). To způsobí mnohonásobnou redundanci, což zlepšuje příjem dat. Také to rozprostírá vysokofrekvenční energii na širší frekvenční pásmo, přičemž výkonová hustota je velice nízká z důvodu rozložení celkového vysílacího výkonu do širokého kmitočtového pásma. U DSSS pracují nezávisle na sobě tři kanály na kmitočtech 2 412 MHz, 2 437 MHz a 2 462 MHz. Tato metoda snižuje nebezpečí rušení přenosu úzkopásmovým vysílačem.

V případě FHSS je definováno 79 kanálů v okolí frekvence 2,4 GHz, kdy každý z nich zabírá šířku pásma 1 MHz a přeskakuje obvykle 20 krát za sekundu, pouze v USA 2,5 za sekundu. FHSS umožňuje provoz více zařízení pracujících na stejném frekvenčním pásmu. Je sice pomalejší než DSSS, ale její přednost vězí v tom, že nepoužívá pro přenos kanály, které využívají jiné zařízení.

4.3 Infračervený přenos dat

K přenosu informace infračerveným přenosovým kanálem je zapotřebí vysílač a přijímač infračerveného záření převádějící elektrický

signál na optické záření a naopak. Pro infračervený přenos se dosud používala výhradně oblast blízkého infračerveného záření s vlnovou délkou v rozmezí 840 - 960nm. V současné době se však již objevuje nový standart, pokrývající pásmo 700 - 1600nm.

Místem, které je nejslabším článkem infračerveného přenosového systému, jsou bloky pro přijímání a vysílání záření. Problémem je, že záření musí být vysíláno v určitém úhlu a navíc i vyzářený výkon na jednotku plochy se vzdáleností prudce rychle klesá. Z toho vycházíme, když si klademe požadavky na vysílací a přijímací diodu. Abychom dosáhli co nejbezpečnějšího přenosu na co největší vzdálenost, tak musí být intenzita záření co nejvyšší a tím i vysílací dioda musí mít co nejvyšší výkon. To je s předpokladem, že většina infračervených vysílačů jsou napájeny z baterií či akumulátorů s poměrně malou kapacitou, protichůdný požadavek. Navíc je tu omezení maximálního proudu protékajícího vysílací diodou.

V případě přijímací diody vyžadujeme, aby měla co největší citlivost v daném přijímaném pásmu. Toho se řešit dvěma způsoby. To první je nasnadě, zvětšíme aktivní plochu přijímací diody. Tento způsob ale naráží na ekonomická a technologická omezení, a proto se používají přijímací diody s aktivní plochou $S = 8 \text{ mm}^2$, což je kompromisní řešení. V druhém případě se provede selekce přijímaného pásma. Toto řešení navíc odstraní vliv jiných zdrojů infračerveného záření mimo přijímané pásmo. Dosáhneme ho tak, že zalijeme přijímací diodu do vhodně tvarovaného pouzdra ze speciální pryskyřice. Tak vytvoříme optický filtr. V současnosti se v praxi využívají kombinace obou výše popsaných způsobů.

Provádíme-li přenos dat ve volném prostoru, musí mít přijímač vysoké požadavky na odolnost proti rušení. Přijímací dioda je neustále zaplavována nejrůznějšími rušeními optického a elektromagnetického charakteru, jejichž zdroje se vyskytují v prostředí přenosu dat, ale také se zde projevuje rušení generované vlastním elektronickým zařízením. Za zdroj optického rušení považujeme všechny zdroje, jejichž záření se projeví v přenosovém pásmu 830 až 1 100 nm. Zdrojem elektromagnetického rušení jsou všechny modulované výkonové signály v okolí pracovního kmitočtu přijímače. Rušení se vyskytuje tedy zvláště v

blízkosti vysílačů, frekvenčních generátorů, zářivkových svítidel a podobně.

Vzhledem k tomu že infračervené diody registrují poměrně široké pásmo pokrývající i oblast viditelného spektra. Proto aby nedocházelo k silné závislosti na okolním osvětlení a tím i značnému ztížení přenosu, vybavují se přijímací diody speciálním filtrem. Tento filtr propouští záření jen na určité vlnové délce a proto mají přijímací diody velmi malou citlivost v oblasti viditelného spektra.

Při výpočtu přenosové vzdálenosti u infračervených systémů se projevuje mnoho parametrů. Převážně je ovlivněna vlastnostmi přijímacích a vysílacích diod, avšak projevuje se zde i několik dalších jako je intenzita okolního optického a elektromagnetického rušení. Základní vzorec pro výpočet přenosové vzdálenosti vychází ze vztahu:

$$E_e = \frac{I_e}{d^2}$$

kde E_e je zářivý výkon, I_e je intenzita záření zdroje a d je přenosová vzdálenost. Tato vypočtená hodnota se však od skutečné liší, a to vlivem okolního prostředí.

Přenos pomocí infračerveného světla se řídí nejčastěji dle standardu IrDA. Tento standart pracuje na vlnové délce přijímaného infračerveného světla 875 nm. Vysílačem mohou být buď infračervené LED diody nebo infračervené laserové diody. IrDA verze 1.0 a 1.1 pracují do vzdálenosti 1 m a při maximálním osvětlení okolí 10 klux. Rychlost přenosu je 2 400 až 115 200 kb/s. Pulzní modulace je 3/16 délky trvání bitu. Tyto hodnoty jsou definované pro nesouměrnost přijímače a vysílače 15°.

5. Závěr

5.1 Zesilovač

Při návrhu zesilovače elektrokardiografu jsem použil druh diferenčního operačního zesilovače (přístrojový operační zesilovač), protože porovnáváme dva snímané signály. Přístrojový operační zesilovač (vybral jsem INA333 od TI) je zvýhodněn o možnost nastavení zesílení pomocí rezistoru R_G . Při samotném návrhu jsem vycházel ze zapojení od výrobce.

Zapojení obsahuje ochranný obvod, který chrání před rušením 50 až 60 Hz a přechodem mezi elektrodou a povrchem těla. Tento problém jsem řešil zapojením RC článku.

Dalším stupněm je samotná INA333 s rezistorem R_G . Abychom měli co nejvyšší common-mode poměr, využijeme zpětnou vazbu s řízením přes pravou nohu. V této části se soufázový signál zesílí a obrátíme mu fázi, aby se před snímáním sám potlačil.

V další části vybereme kmitočtové pásmo, které přenáší pro nás důležité informace (0,05 až 150 Hz). Provedeme to jednou horní propustí ve zpětné vazbě, která nás zbaví nízkých kmitočtů a druhou horní propustí, která nás zbaví vyšších kmitočtů a navíc snímaný signál zesílí. Poté jej vedeme do A/D převodníku k dalšímu zpracování.

Použil jsem nesymetrické napájení a to z důvodu, že kdykoliv by viděly všechny operační zesilovače jako zem potenciál 0V, výstup ze zesilovače by byl v záporných vlnách zaznamenaných elektrokardiografem skutečně záporný, s čímž by si ale neporadil A/D převodník a museli bychom vytvářet offset za pomoci sumačního zesilovače. Nesymetrické napájení to však udělá za nás.

Protože celý obvod bude odebírat poměrně malé proudy, není nutné používat akumulátory, které mají poměrně velký samovybíjecí proud. Z tohoto důvodu jsem pro napájení obvodu zvolil baterie, a to lithiové. Nyní se vyrábí i 1,5 V, jejich cena je okolo je sice vyšší než třeba u alkalických, ale jejich životnost je přibližně 15 let a tím se cena stává přijatelnou.

5.2 Bezdrátový přenos EKG signálu

Při rozebírání možností bezdrátového přenosu EKG signálu z pacienta do vyhodnocovacího zařízení, jsme se setkali s několika typy přenosu. Ať se jednalo o již zavedenou Wifi síť nebo o nové technologie typu Bluetooth či jeho mutaci ZigBee, všechny tyto technologie jsou již dlouhodobě zkoušené a jeví se jako úspěšné při přenosech dat. Žádné z nich si neklade zvláštní podmínky na pacientovo chování a žádné z nich jej neomezuje. A vlastně naopak odpadá nepříjemné proplétání vodičů, které pacientu brání v pohybu a mohou způsobit odpadnutí snímací elektrody.

Bluetooth a ZigBee mají výhodu v mobilitě, protože data mohou být stahována do přenosných počítačů se zabudovaným Bluetooth či ZigBee. Avšak na rozdíl od Wifi, nemohou posloužit pacientům v nemocnicích při komunikaci s blízkými ani jim pomoci ukrátit dlouhou chvíli.

Wifi má výhodu v tom, že nemusí složit pouze k předávání dat, ale také k možnosti připojení personálu a pacientů k internetu a tím zvyšovat pohodlí pacientů. Její nevýhodou je, že je pevně zabudována a dá se využívat pouze v nemocnici. Pacienti doma mít Wifi síť vždy nemusí. Dále je jejím problémem bezpečnost přenosu dat a rušení způsobené používáním bezlicenčního kanálu.

Velmi dobrý pocit mám však ze systému home monitoring, který je schopen zasílat informace o pacientovi prakticky odkudkoliv, kde je možnost připojit se na satelit, který zašle data servisnímu středisku. Toto zařízení je velmi vhodné pro používání u pacientů, kteří jsou propuštěni do domácího léčení i pro pacienty, u kterých se vyžaduje dlouhodobé sledování.

Trochu na ústupu je v současné době přenos pomocí infračerveného záření, jehož hlavní nevýhodou je, že vyžaduje přímou viditelnost vysílače a přijímače. Tento nedostatek však napomáhá zabezpečení přenosu před stažením přenášených dat (případný hacker by musel mít přijímač ve směru kam vyzařuje vysílač). Další výhodou je v tom, že emitované záření není lidskému zdraví nebezpečné. Mezi nevýhody dále patří nákladná výroba fotoelektrických prvků a pomocných filtrů.

6. Seznam použité literatury

GERLA, Václav. *Životní energie* [online]. 2007, poslední revize 14.1.2007 [cit. 2008-10-28]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>

IKEM. *Věda pro medicínu, medicína pro pacienty* [online]. [cit. 2008-10-28]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www?docid=1003983>

IKEM. *Věda pro medicínu, medicína pro pacienty* [online]. [cit. 2008-10-28]. Dostupné z: http://images.google.cz/imgres?imgurl=http://www.medicon.cz/www%3Fdocid%3D1004026&imgrefurl=http://www.ikem.cz/www%3Fdocid%3D1004024&usg=__DQPn3qkxr_xi5ZoeQDwfFOuj6zA=&h=254&w=300&sz=32&hl=cs&start=5&um=1&tbnid=LVLOTE4tTkHicM:&tbnh=98&tbnw=116&prev=/images%3Fq%3Dkardiostimul%25C3%25A1tor%26um%3D1%26hl%3Dcs%26lr%3D%26sa%3DN

ČVUT Praha, *Elektrokardiografie, vznik a měření signálů* [online]. Praha (ČR): České vysoké učení technické v Praze [cit. 2008-12-08, 16:52]. Dostupné na Internetu: http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf

Bluetooth [online]. poslední revize 24.11.2008 [cit. 2008-12-14]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>

ZigBee [online]. poslední revize 29.5.2008 [cit. 2008-12-14]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/ZigBee> 14.12.2008

RFID [online]. poslední revize 19.11.2008 [cit. 2008-12-14]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/RFID> 14.12.2008

200. aktivace Home Monitoringu v defibrilátoru pacienta v České republice...[online]. Praha, Biotronik 2008-01-22 [cit. 2008-12-15]. Dostupné na Internetu:

http://www.mhw.cz/media/archiv/doc/home-monitoring/TZ_Monitoring_pacientu.pdf

Redakce HW serveru. *Co je Wifi – úvod do technologie* [online]. 2003, poslední revize 21.6.2003 [cit. 2008-12-17]. Dostupné z: <http://hw.cz/Produkty/Ethernet/ART915-Co-je-to-WiFi---uvod-do-technologie.html>

Fukala, L.: *Lékařská přístrojová technika*. Střední průmyslová škola elektrotechnická v Brně, Brno

Bičíště, J.: *Biofyzika*. Střední průmyslová škola elektrotechnická v Brně, Brno 1996

Honzíková N.: *Biologie člověka*. Vysoké učení technické v Brně, Brno 1995

IrDA [online]. poslední verze 3.5.2010 [cit. 2010-05-07]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/IrDA>