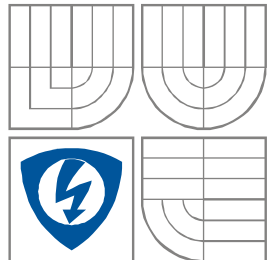


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

Generátor rušení signálu EKG THE ECG SIGNAL NOISE GENERATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MILOŠ KACHLÍK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. JAN HRUBEŠ

BRNO, 2010

ABSTRAKT

Cílem této práce je vytvořit generátor rušení signálu EKG v prostředí MATLAB za účelem ověření správné činnosti filtrovacích metod. Pokud je signál EKG filtrován, může docházet k jeho deformaci. Rozdíly před a po filtraci jsou jednoznačně vidět při použití čistého signálu EKG.

Přesně definované rušení je pro tento účel nejvhodnější, protože jeho parametry jsou předem známy a vlastnosti filtrovacích metod lze pak upravit tak, aby dosahovaly co nejvyšší účinnosti a přitom tvarová deformace signálu EKG byla minimální. Vytvořený program realizuje simulace základních typů rušení signálu EKG, rušení síťovým kmitočtem, myopotenciály, elektrodové artefakty nebo drift izoelektrické linie.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, generátor, rušení

ABSTRACT

The aim of this work is to create the ECG signal noise generator in system MATLAB to verify the correct functioning of filtering methods. When the ECG signal is filtered, it can occur to its deformation. Differences before and after filtration are clearly visible, when it used a pure ECG signal.

Well-defined interference is most appropriate for this purpose, because interference parameters are known and properties of filtering methods can be modified to achieve the maximum efficiency while the ECG signal shape distortion was minimal. Created program implements the basic types of ECG signal interferences, powerline interference, myopotentials, electrode artifacts and baseline wander.

KEYWORDS

ECG, generator, noise

Kachlík, M. *Generátor rušení signálu EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2010. 32 s., 0 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Jan Hrubeš.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Generátor rušení signálu EKG 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 28. května 2010

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce ing. Janu Hruběšovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 28. května 2010

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků

Úvod.....	1
1 Teoretický úvod.....	2
1.1 Elektrická činnost srdce.....	2
1.2 Depolarizace a repolarizace.....	2
1.3 Akční potenciál.....	3
1.4 Sinoatriální uzel.....	3
1.5 Atrioventrikulární uzel.....	3
1.6 Elektrokardiogram.....	4
1.7 Svodové systémy.....	6
1.7.1 Standardní 12svodový systém.....	6
1.7.2 Ortogonální svodový systém.....	8
1.7.3 Intrakardiální svody.....	9
1.7.4 Speciální svodové systémy.....	9
1.8 Elektrody.....	10
1.9 Rušivé signály a jejich zdroje.....	10
2 Základní typy rušení signálu EKG.....	13
2.1 Rušení síťovým kmitočtem.....	13
2.2 Impulsní rušení.....	14
2.3 Elektrodové artefakty.....	15
2.4 Vliv dýchání.....	16
2.5 Myopotenciály.....	17

3 Realizace generátoru rušení signálu EKG.....	18
3.1 Uživatelský panel.....	18
3.2 Načtení signálu EKG z databáze.....	19
3.3 Volba rušení.....	19
3.4 Realizace síťového rušení.....	20
3.5 Realizace elektrodových artefaktů.....	23
3.6 Realizace skokové změny izoelektrické linie.....	24
3.7 Realizace rušení dýcháním a pohybem pacienta.....	24
3.8 Realizace myopotenciálů.....	26
3.9 Zobrazení výstupních dat.....	28
3.10 Výpočet výkonu signálu.....	28
3.11 Uložení a nahrání signálů.....	29
4 Závěr.....	30
Literatura.....	31
Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	32

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Srdeční převodní systém.....	2
Obr. 1.2: Membránový akční potenciál.....	3
Obr. 1.3: Základní tvar elektrokardiogramu.....	5
Obr. 1.4: Einthovenův trojúhelník a vytvoření Wilsonovy svorky R = pravá ruka, L = levá ruka, F = levá noha, I., II., III. = bipolární končetinové svody (převzato z [1]).	7
Obr. 1.5: Umístění hrudních elektrod (převzato z [1]).....	7
Obr. 1.6: A) Prostorový vektor 1 je výsledkem aktivace septa, 2 - aktivace volné stěny komor, 3 - aktivace baze komor. B) Zobrazení vektokardiografické smyčky v horizontální, sagitální a frontální rovině (převzato z [1]).....	8
Obr. 1.7: Dětská elektroda, přísavné hrudní elektrody, končetinové elektrody (převzato z [5]).....	10
Obr. 1.8: Klasifikace interferenčních signálů (převzato z [4]).....	11
Obr. 2.1: Zarušený signál EKG síťovým kmitočtem 50 Hz.....	14
Obr. 2.2: Elektrodové artefakty.....	15
Obr. 2.3: Vliv dýchání na signál EKG.....	16
Obr. 2.4: Elektromyografické rušení.....	17
Obr. 3.1: Vzhled uživatelského rozhraní.....	18
Obr. 3.2: EKG signál určený k testování generátoru rušení.....	19
Obr. 3.3: Spektrum síťového rušení 50 Hz při frekvenčním kolísání.....	21
Obr. 3.4: Spektrum síťového rušení 50 Hz obsahující vyšší harmonické.....	21
Obr. 3.5: Spektrum síťového rušení 50 Hz při kolísání amplitudy.....	22
Obr. 3.6: Síťového rušení 50 Hz.....	22
Obr. 3.7: Spektrum síťového rušení 50 Hz.....	23
Obr. 3.8: Elektrodový artefakt při špatném kontaktu elektroda-elektrolyt.....	23

Obr. 3.9: Detail skokové změny izoelektrické linie.....	24
Obr. 3.10: Ukázka rušení dýcháním.....	25
Obr. 3.11: Ukázka rušení pohybem pacienta.....	25
Obr. 3.12: Spektrum rušení pohybem pacienta.....	26
Obr. 3.13: Amplitudová frekvenční charakteristika a rozložení nulových bodů a pólů.....	26
Obr. 3.14: Spektrum bílého gaussovského šumu.....	27
Obr. 3.15: Příklad rušení myopotenciály.....	27
Obr. 3.16: Signál EKG z databáze MIT-BIH Arrhythmia, zarušené EKG a použité rušení.....	28
Obr. 3.17: Panel pro výpočet výkonu.....	29

ÚVOD

Grafický záznam elektrické činnosti srdce zaznamenaný elektrodami ve strategických místech tělesného povrchu vytváří elektrokardiogram (EKG). Při jeho snímání pomocí elektrod se k užitečnému signálu EKG mohou přidat různé typy rušení a výsledný signál pak ztrácí informační hodnotu pro hodnotícího lékaře. Základními typy rušení signálu EKG je síťový kmitočet, elektrodové artefakty, myopotenciály, kolísání izoelektrické linie způsobené dýcháním a pohybem pacienta.

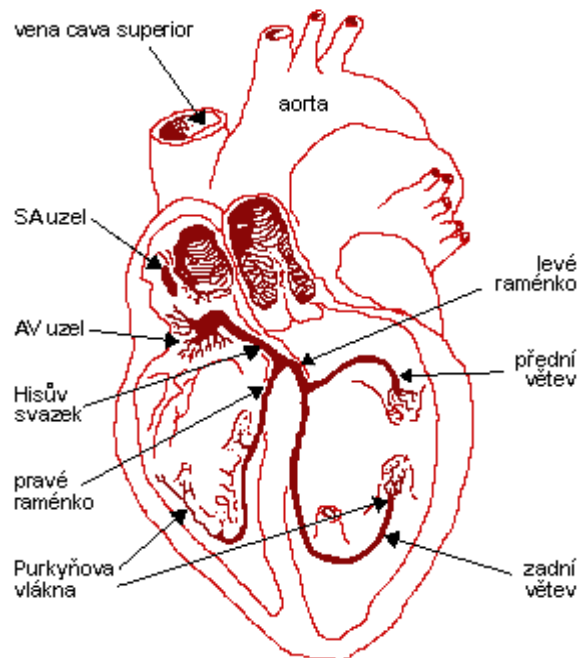
Cílem této práce je vytvořit program schopný generovat všechny běžné typy rušení signálu EKG v prostředí MATLAB. K tomu je potřeba mít základní teoretické znalosti o elektrické činnosti srdce a parametrech rušivých signálů.

Vytvořený generátor rušení je určen k výuce základních typů rušení signálu EKG a ke zkoumání vlivu filtračních metod na tento signál, protože při použití nevhodné metody se sice odstraní požadované rušení, ale zároveň se deformuje i tvar filtrovaného signálu EKG.

1 TEORETICKÝ ÚVOD

1.1 Elektrická činnost srdce

Každému stahu srdce předchází vlna elektrického podráždění, jež začíná v sinoatriálním (SA) uzlu (obr. 1.1). Vlny elektrické aktivity se šíří síněmi, až dosáhnou atrioventrikulárního (AV) uzlu. Záznam z SA uzlu nemá žádný stály klidový potenciál, jaký lze registrovat v kontraktlní svalovině komor. Spontánní depolarizace a repolarizace SA uzlu je jedinečným, zázračným automatickým zdrojem impulzů, které aktivují síně a AV uzel. Ten vede impulzy k Tawarovým raménkům a jimi je aktivována svalovina komor. V kardiomyocytech vně SA uzlu neprobíhá za normálních okolností spontánní depolarizace; proto musí být aktivovány impulzy zvnějšku.



Obr. 1.1: Srdeční převodní systém

1.2 Depolarizace a repolarizace

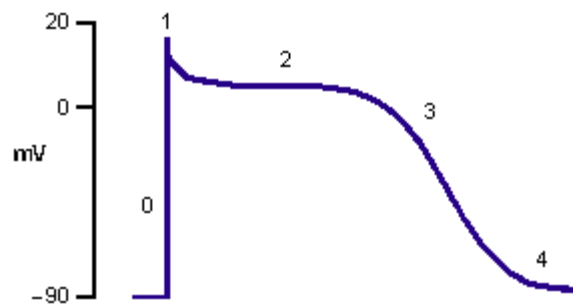
V klidové buňce srdečního svalu disociují molekuly na ionty s pozitivním nábojem na zevní a s negativním nábojem na vnitřní straně buněčné membrány; buňka je v elektricky vyváženém, či naopak polarizovaném stavu. Působí-li na buňku vlna elektrického podráždění, ionty s negativním nábojem pronikají na povrch buňky a s pozitivním nábojem do nitra buňky; tato změna polarity se označuje jako depolarizace.

Je-li elektroda umístěna tak, že čelo vlny depolarizace směřuje k elektrodě, galvanometr zapíše pozitivní výchylku. Směřuje-li vlna depolarizace od elektrody, zapíše se negativní kmit.

Ve fázi zotavení se se pozitivní ionty vrací na zevní povrch buněk, zatímco ionty s negativním nábojem do nitra buněk. Obnovuje se elektrická rovnováha buněk; tento proces se označuje jako repolarizace.

1.3 Akční potenciál

Proud Na^+ do nitra buňky mění transmembránový potenciál, výsledkem je pak depolarizace. Registruje se jako pozitivní kmit, fáze 0 akčního potenciálu. S poklesem propustnosti pro Na^+ a K^+ se membránový potenciál udržuje na hodnotě blízké 0, což se registruje jako fáze 1 a 2 akčního potenciálu. Sodíková pumpa, Na-K-ATPáza (adenosintrifosfatáza), přečerpává Na^+ z nitrobuňčného kompartmentu do mimobuněčného prostoru. K^+ směřuje z extracelulárního do intracelulárního prostoru. Fáze 3 akčního potenciálu je obdobím rychlé repolarizace buňky, po níž následuje fáze stabilního klidového potenciálu – fáze 4 akčního potenciálu (obr. 1.2).



Obr. 1.2: Membránový akční potenciál

1.4 Sinoatriální uzel

Jedinečnost SA uzlu je v tom, že nemá stálý klidový potenciál. Po dokončení repolarizace probíhá ve fázi 4 akčního potenciálu pomalá spontánní depolarizace, jež je příčinou automaticity vláken SA uzlu. Tento jedinečný pacemaker zajišťuje automatickou dodávku impulzů iniciujících elektrickou aktivitu srdce i jeho stahy. Frekvence SA uzlu, nejčastěji 50-100 za minutu, je ovlivňována vegetativním nervstvem, chemickými i hormonálními vlivy.

1.5 Atrioventrikulární uzel

AV uzel fyziologicky zpomaluje elektrický proud přicházející ze síní, a tím získává čas pro náplň komor při systole síní, tedy v období, jež předchází systole komor.

Po průchodu AV uzlem a Hisovým svazkem probíhá elektrický impulz velmi rychle všemi součástmi převodního systému komor, levým a pravým Tawarovým raménkem i Purkyňovými vlákny a veškerá svalovina komor je depolarizována.

Depolarizace se šíří od báze ke hrotu mezikomorovou přepážkou a poté volnou stěnou levé komory; vždy se šíří od endokardu směrem k epikardu. Jemné periferní

větvení ramének, jež vytváří síť Purkyňových vláken, je anatomicky lokalizováno pod endokardem komor.

Dočasné zadržení a zpomalení vedení v AV uzlu má důležitou ochrannou roli u nemocných s fibrilací síní a s flutterem síní. V obou těchto častých situacích přicházejí do AV uzlu rychlé impulzy ze síní o frekvenci 300-600 za minutu; tato „závora“ snižuje frekvenci elektrických impulzů, jež dosáhnou dálniční sítě komor přibližně na 120-180 impulzů za minutu, a tím brání závažným příhodám tachykardie, které by ohrožovaly život nemocného.

1.6 Elektrokardiogram

Srdeční sval je tvořen mnoha tisíci (přibližně 10^{10}) svalových buněk. Každý okamžik depolarizace nebo repolarizace představuje pro velké skupiny buněk různé fáze aktivity. Elektrickou činnost každé součásti si můžeme představit jako vektorovou sílu.

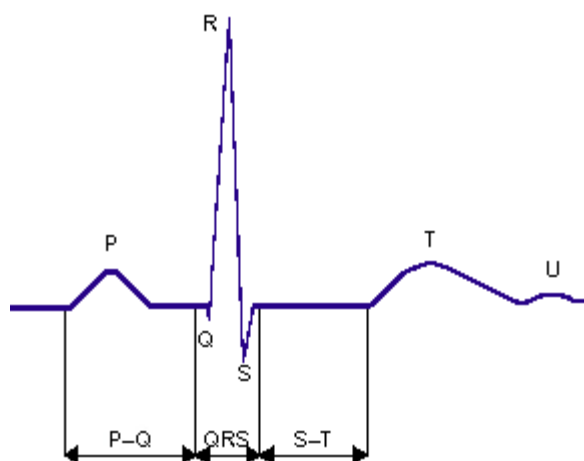
Vektor je definován jako síla, jež má směr a velikost. Úhrn všech okamžitých srdečních vektorů vytváří elektrickou činnost srdce. EKG zaznamenává sled okamžitých srdečních vektorů.

Srdeční sval je tvořen třemi svalovými hmotami: mezikomorovou přepážkou, velkou hmotou svaloviny levé komory a podstatně menší hmotou svaloviny komory pravé. Na velikost nebo amplitudu zaznamenávaných výchylek má vliv hmota depolarizované svaloviny a její vzdálenost od registrující elektrody.

Grafický záznam elektrické činnosti srdce zaznamenaný elektrodami ve strategických místech tělesného povrchu vytváří *elektrokardiogram* (EKG). Záznam elektrických proudů, jejich směru a velikosti, stejně jako frekvence srdečních stahů, provádí přístroj – elektrokardiograf. Jeho podstatou je galvanometr, jehož výchylky zaznamenává registrační papír.

EKG je takto získaný záznam. Pro zjednodušené hodnocení postačí konstatovat, že EKG zachycuje (obr. 1.3):

- tři nápadné vlny a kmity: vlnu P, komplex kmitů QRS a vlnu T
- dva časové intervaly důležité v klinice: interval PR a délku QRS
- úsek ST, nejdůležitější část EKG. Zjištění abnormalit uložení úseku ST umožňuje časnou diagnostiku AIM a ischemie myokardu.



Obr. 1.3: Základní tvar elektrokardiogramu

Vlna P

První část vlny P zachycuje elektrickou aktivitu pravé síně. Střední část vlny P vzniká při dokončení aktivace pravé síně a počátku aktivace síně levé. Terminální část vlny P je tvořena levou síní. Vlna P je první výchylkou elektrokardiogramu; je to malá, hladce konturovaná zaoblená výchylka, předcházející komplexu hrotnatých kmitů komplexu QRS.

Interval PR

Interval PR informuje o čase, který potřebuje elektrický impuls ze síní pro průnik AV uzlem, Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny až k počátku depolarizace svaloviny komor.

Komplex QRS

Komplex QRS je obrazem postupu elektrické aktivace myokardu komor; elektrické síly vznikající při depolarizaci svaloviny komor se na EKG registrují jako ostré kmity. Ostré, hrotnaté kmity se označují jako komplex QRS bez ohledu na to, zda jsou převážně pozitivní (směřují vzhůru), anebo negativní (směrem dolů).

Vznik komplexu QRS

Vznik komplexu QRS podmiňují tři vektory. Elektrický vzruch, jenž se šíří z SA uzlu, aktivuje síně a vzniká vlna P, první vlna elektrokardiogramu. Postup elektrického vzruchu se krátce zpomalí v AV uzlu a pak se rychle šíří Hisovým svazkem, pravým a levým Tawarovým raménkem a Purkyňovými vlákny do myokardu komor. Šíření elektrického vzruchu myokardem septa komor se nazývá depolarizace, a ta je příčinou vzniku kmitů QRS komplexu na EKG.

Úsek ST

Úsek ST leží mezi koncem komplexu QRS a začátkem vlny T. Informuje o okamžiku, ve kterém jsou všechny části komor depolarizovány, anebo o fázi, v níž jsou vyrovnány elektrické síly končící depolarizace a počínající repolarizace, jež se navzájem vyrovnávají (neutralizují). Průběh úseku ST může být v různé míře ovlivněn časovou repolarizací. Bod, ve kterém úsek ST odstupuje od komplexu QRS, se označuje J (junkce). Úsek ST za normálních okolností plynule přechází do vzestupné části vlny T

a nemá ani probíhat zcela vodorovně, ani nemá se vzestupnou částí vlny T vytvářet ostrý úhel.

Vlna T

Vlna T, široká vlna zaobleného tvaru, vzniká při elektrickém zotavování, repolarizaci komor. Vlna T následuje po každém komplexu QRS a je oddělena od komplexu QRS časovým intervalem, jenž je pro každé EKG konstantní. Vzhledem k tomu, že zotavení komor probíhá směrem jejich aktivace, je polarita výsledného vektoru T podobná polaritě vektoru QRS. Vlna T vzniká v čase mechanické systoly komor, komplex QRS jí bezprostředně předchází.

Pochody související se vznikem vlny T spotřebovávají energii, při vzniku komplexu QRS se energie nespotebovává. Metabolické činnosti svalových buněk a energie je při repolarizaci třeba pro přesuny iontů za tohoto procesu. Repolarizace a konfigurace vlny T proto mohou být ovlivněny některými metabolickými, hemodynamickými a fyziologickými okolnostmi.

Podle Levina existuje přibližně 67 příčin změn tvaru vlny T, jako třeba pití ledové vody, polykání jídla, cvičení, hladovění, infekční onemocnění, horečka, tachykardie, anoxie, šok, poruchy iontové rovnováhy, acidóza, alkalóza, hormonální poruchy, subarachnoidální krvácení nebo drogy a vliv alkoholu.

Vlna U

Vlna U je vlna, která následuje po vlně T a je patrná na EKG záznamech jen u některých jedinců. Její voltáž je nízká, v některých svodech ji lze obtížně nalézt. Její původ je nejasný.

1.7 Svodové systémy

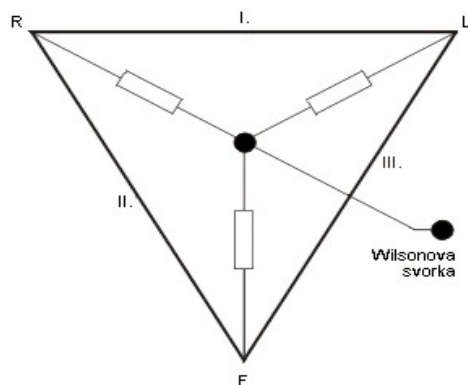
Podle místa snímání se rozlišují různé svodové systémy:

- standardní 12svodový systém (svody I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1-V6) užívá 10 elektrod,
- ortogonální svodový systém podle Franka (svody X, Y, Z) užívá 8 elektrod,
- modifikované systémy pro zátěžové EKG.

1.7.1 Standardní 12svodový systém

Klasický rutinní způsob představuje registraci 12svodového EKG. Je tvořen jednak svody bipolárními, pomocí kterých registrujeme rozdíly potenciálu mezi dvěma místy, a jednak svody unipolárními. Unipolární svody zachycují potenciály z jednoho místa vzhledem k nulovému potenciálu (indiferentní elektroda). Bipolární jsou končetinové svody I, II, III, ostatní svody jsou unipolární.

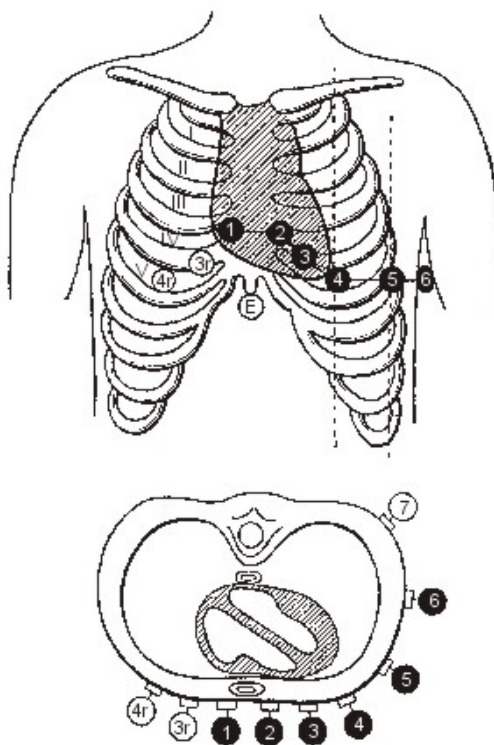
U standardního 12svodového EKG tvoří končetinové bipolární svody tzv. Einthovenův trojúhelník. Spojením končetinových elektrod přes stejné odpory se získá Wilsonova svorka, která má prakticky stálý, nulový potenciál a tvoří tak referenční bod, vůči němuž se měří potenciál unipolárních hrudních a zvětšených končetinových svodů (obr. 1.4).



Obr. 1.4: Einthovenův trojúhelník a vytvoření Wilsonovy svorky R = pravá ruka, L = levá ruka, F = levá noha, I., II., III. = bipolární končetinové svody (převzato z [1])

Elektrody končetinových svodů je nejlépe umístit na vnitřní straně předloktí či bérce, kde je menší kožní odpor než na straně vnější. Samozřejmě po namočení nebo nanesení malého množství EKG pasty podle druhu elektrod. Lokalizace elektrod nemá u končetinových svodů podstatný význam, to znamená, že mohou být přiloženy na paži či stehně, eventuálně i na ramenou u nemocných po amputaci nebo s výrazným třesem.

Na rozdíl od končetinových svodů je přesné umístění hrudních elektrod velmi důležité. Jejich správné umístění ukazuje obrázek 1.5. Pro orientaci o výši mezižebří si můžeme nahmatat na manubriu hrudní kosti zdrsňelou vyvýšeninu, protuberanci, která je v úrovni 2. mezižebří.



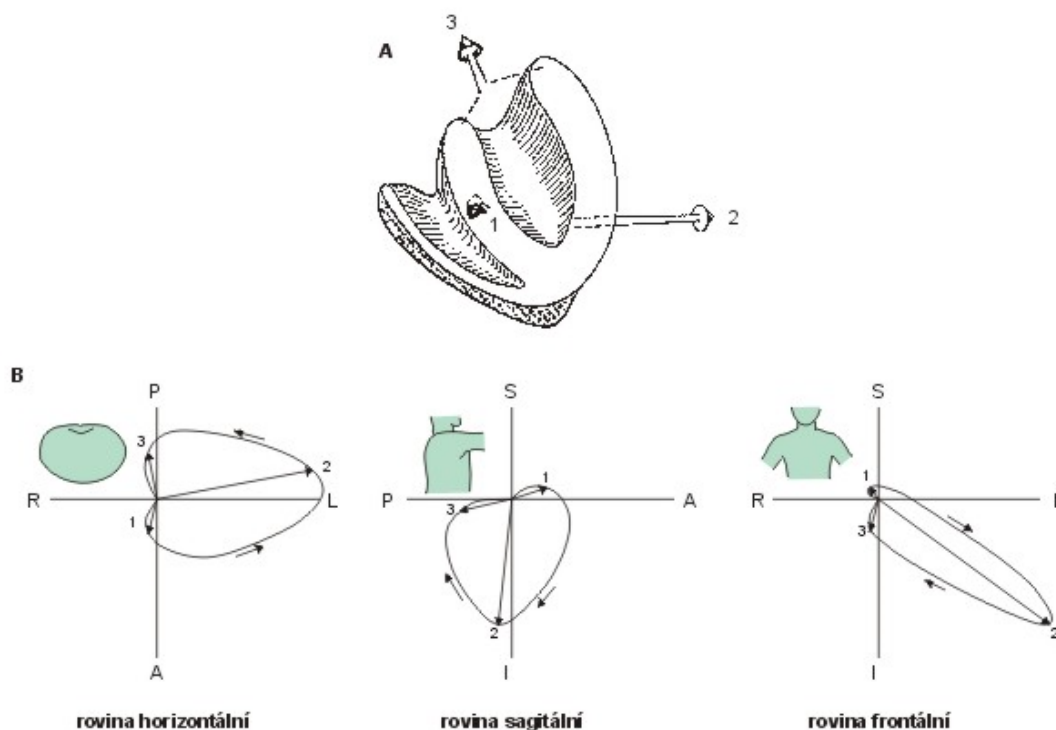
Obr. 1.5: Umístění hrudních elektrod (převzato z [1])

Umístění hrudních elektrod:

- V1 = 4. mezižebří vpravo u hrudní kosti
- V2 = 4. mezižebří vlevo u hrudní kosti
- V3 = na poloviční vzdálenosti mezi V2 a V4
- V4 = 5. mezižebří v čáře medioklavikulární (střed klíčku)
- V5 = 5. mezižebří v přední čáře axilární
- V6 = 5. mezižebří ve střední čáře axilární

1.7.2 Ortogonální svodový systém

Snímání ortogonálních svodů není u nás příliš rozšířeno. Poskytují obraz nepřetržitého vektoru ve třech na sebe kolmých rovinách: frontální, horizontální a sagitální. Elektrody pro snímání ortogonálních svodů se umísťují odlišně od klasického EKG. Nejrozšířenější je svodový systém podle Franka. Záznam srdečních vektorů lze provádět buď skalárně, tj. jako kmity EKG, nebo plošně. Při skalárním zobrazení dostaneme 3 svody, X, Y a Z. Při plošném zobrazení dostáváme vektorové smyčky, jež tvoří podstatu vektokardiografie. Na rozdíl od skalárního zobrazení při EKG lze pomocí vektokardiografie získat planární zobrazení velikosti a směru jednotlivých vektorů. Zobrazením ve frontální, horizontální a sagitální rovině tak získáme i prostorovou orientaci (obr. 1.6).



Obr. 1.6: A) Prostorový vektor 1 je výsledkem aktivace septa, 2 - aktivace volné stěny komor, 3 - aktivace baze komor. B) Zobrazení vektokardiografické smyčky v horizontální, sagitální a frontální rovině (převzato z [1])

1.7.3 Intrakardiální svody

Představují již speciální invazivní vyšetřovací metodu, pomocí které se můžeme informovat o tvaru elektrického potenciálu v jednotlivých srdečních oddílech. Pomáhá v diagnostice arytmií, při katetrizaci nás informuje o poloze katétru v srdci. Při zavádění elektrody pro trvalou kardiostimulaci, která může současně sloužit jako elektroda snímací, lze zaznamenat potenciály z pravého srdce a posoudit její správnou lokalizaci.

Významnou diagnostickou metodou je snímání potenciálu Hisova svazku. Jedná se o strukturu převodního systému navazující na síňokomorový uzel. Dělí se na část společnou a na raménka, dříve označovaná jako Tawarova. Hisův svazek je důležitý z elektrofyzilogického hlediska. Jeho buňky jsou nadány schopností tvorby spontánního vzruchu a tím i tvorby rytmu. Mluvíme o junkčních ektopických stazích nebo junkčním rytmu (junkce - oblast spojení).

Elektrogram Hisova svazku dává podrobnou informaci o síňokomorovém převodu. Je zde zachycena aktivita dolní části pravé síně (kmit A), aktivita z oblasti Hisova svazku (kmit H) a aktivita komory (kmit V). Pomocí tohoto vyšetření se rozlišuje, zda se jedná o blokádu suprahisální, intrahisální a infrahisální. To umožňuje posoudit závažnost blokády a zpřesnit indikaci k trvalé kardiostimulaci. Vyšetření se rovněž využívá v diferenciální diagnostice tachyarytmií, kde umožní rozlišit komorové tachykardie od supraventrikulárních s aberovaným vedením (viz elektrofyzilogické vyšetření).

1.7.4 Speciální svodové systémy

Klasický 12svodový elektrokardiogram představuje základní elektrokardiografické vyšetření. Pro zpřesnění diagnostiky je někdy třeba doplnit toto vyšetření o další svody, které nám mohou poskytnout cenné informace.

Doplňkovými svody ke klasickému EKG jsou např. svody V3R, V4R, které se registrují z pravé strany hrudníku. Podobně můžeme zaznamenat pokračující svody V7, V8, V9, vlevo mezi zadní čarou axilární a páteří na úrovni svodu V6.

Jícnový svod E

Pomocí jícnové elektrody je možno zaznamenávat vysoké síňové potenciály, lépe posoudit elektrickou aktivitu síní a její vztah k elektrické aktivitě komor. Použití je indikované v diferenciálně-diagnostickém rozlišení síňových a komorových arytmií. Snímání je jednoduché. Jícnová elektroda se zavádí nosem nebo ústy do hloubky 35-40 cm od zubů a zápisem EKG se hodnotí tvar síňového potenciálu.

Monitorovací svody

Používáme je pro sledování arytmií, zpravidla u nemocných na lůžku. Jedná se o svody bipolární, s umístěním elektrod většinou na přední straně hrudníku. Monitorovací svody se také používají při některých zátěžových vyšetřeních, např. při zátěžové echokardiografii nebo při vytrvalostním tréninku u rizikových osob.

1.8 Elektrody

Všechny elektrody mají přes veškerou rozmanitost jednu společnou vlastnost. Je to spojení kov-elektrolyt. Kov je materiálem elektrod, elektrolyt může mít formu roztoku, gelu, či může být tvořen tělními tekutinami. Jaké vlastnosti tato dvojice bude mít, bude záležet jak na materiálu elektrod, tak i na chemickém složení elektrolytu.

Snímání a záznam elektrokardiogramu (EKG) z povrchu těla se provádí v zásadě třemi typy elektrod:

a) *Standardními kovovými velkoplošnými elektrodami* vyrobenými ze slitiny zinku, mědi a niklu. Užívají se pro krátkodobý záznam signálu EKG z končetinových svodů. Aplikují se s tenkou vrstvou elektrodového gelu nebo elektrolytu tvořeného vodným roztokem chloridu sodného a chloridu draselného. Ke kůži se fixují elastickým obinadlem nebo pérovou svorkou.

b) *Přísavnými elektrodami* užívanými pro krátkodobé snímání hrudních svodů signálu EKG, které jsou snadno přemístitelné. Mají tvar kovové duté čísky. Ke kůži se fixují gumovým sacím balónkem přes vrstvu elektrolytu.

c) *Plovoucími elektrodami Ag/AgCl*. Elektrody jsou vyrobeny z kovové keramiky se stříbrem a pokoveny vrstvou chloridu stříbra. Vyklenuté terčíky jsou zasazeny do plastového pouzdra s prostorem pro gel nebo do pěnového polyuretanu nasyceného gelem. Fixace ke kůži se provádí oboustrannou adhezivní páskou. Elektrody patří mezi nepolarizovatelné a jsou vhodné i pro dlouhodobou aplikaci při monitorování.

Rozdělení elektrod lze provést podle různých hledisek. Podle polarizovatelnosti na elektrody polarizovatelné a nepolarizovatelné, podle umístění na elektrody povrchové a elektrody umístěné uvnitř organismu. Další rozdělení může být např. podle tvaru nebo způsobu použití. Některé druhy elektrod jsou na obr. 1.7.

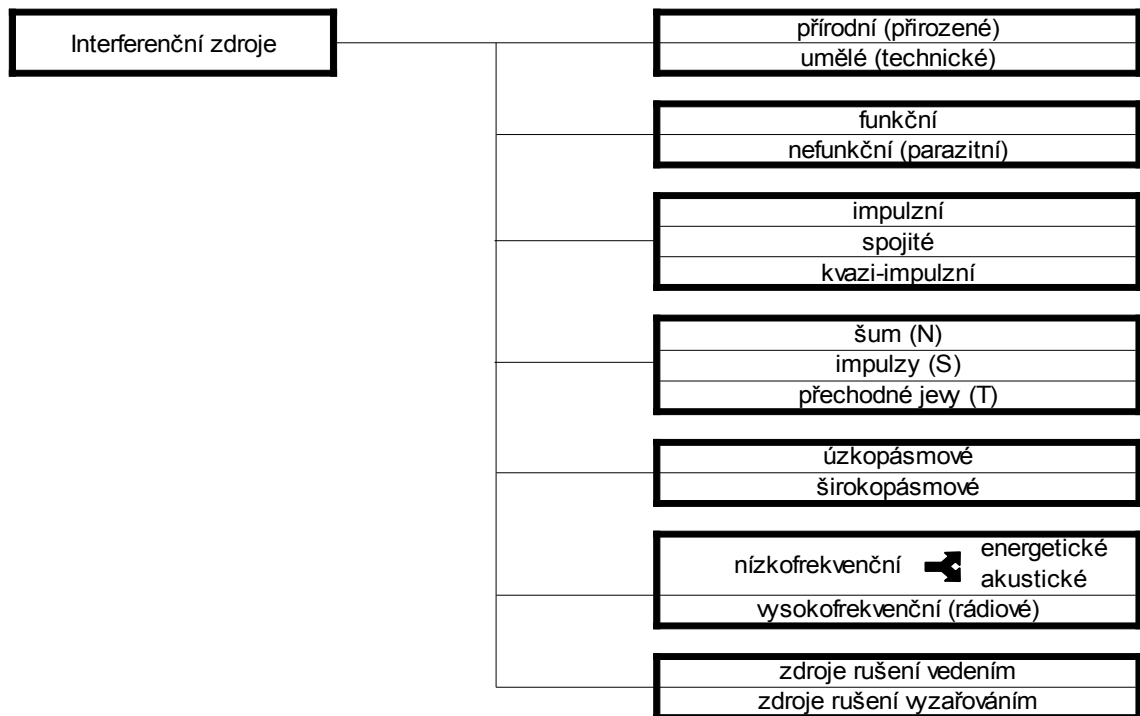


Obr. 1.7: Dětská elektroda, přísavné hrudní elektrody, končetinové elektrody (převzato z [5])

1.9 Rušivé signály a jejich zdroje

Každý elektrotechnický systém lze pokládat zároveň za zdroj i za přijímač elektromagnetického rušení. Z praktických důvodů se však vyčleňuje typická skupina systémů, u nichž vysoce převažuje proces generování rušivých signálů nad jejich nežádoucím příjmem, nazývané interferenčními zdroji či zdroji elektromagnetického

rušení. Klasifikaci rušení i jejich zdrojů lze uskutečnit podle mnoha různých hledisek. Některé možné případy jsou naznačeny v obrázku 1.8.



Obr. 1.8: Klasifikace interferenčních signálů (převzato z [4])

Z hlediska zamezení rušení jsou v centru pozornosti především umělé interferenční zdroje, tj. zdroje vzniklé lidskou technickou činností. Vzniku přírodního (přirozeného) zdroje rušivých signálů nelze většinou zabránit; zbývá tedy jen předcházet jejich následkům.

Často užívanou klasifikací umělých rušivých signálů je jejich rozdělení do tří základních skupin:

- Šum (angl. „*noise*“ N) jsou rušivé signály obvykle periodického charakteru ovlivňující především tvar užitečného signálu. Jeho typickými zdroji jsou elektrické motory.
- Impulzy (angl. „*spikes*“ S) jsou rušivé signály impulzního charakteru s velkým poměrem velikosti impulzů k době jejich trvání. Na užitečný signál se tyto impulzy superponují jako kladné nebo záporné „špičky“. Typickou příčinou jejich vzniku jsou zejména spínací pochody při kontaktním spínání elektrických či energetických obvodů a soustav.
- Přechodné jevy (angl. „*transients*“ T) jsou náhodné jednorázové rušivé signály s obvyklou dobou trvání od několika ms do několika sekund. Typickými příčinami jejich vzniku např. v energetické síti jsou náhlé změny jejího zatížení při zapínání a vypínání spotřebičů velkých výkonů.

Takové interferenční zdroje, které jsou základem funkce jednoho systému (např. sdělovací signály vysílačů) a přitom mohou ovlivnit základní funkce jiného systému

a být tedy vůči němu rušivé, se nazývají *funkční*. Ostatní zdroje, které při svém provozu produkují parazitní (nežádoucí) rušivá napětí či pole, se označují jako *parazitní* či *nefunkční*.

Interferenční zdroje lze rovněž členit podle časového průběhu rušivého signálu. *Impulsní rušení* má charakter časové posloupnosti jednotlivých impulsů nebo přechodných jevů. Opakem je tzv. *spojité rušení*, které nemůže být považováno za posloupnost oddělených jevů a působí kontinuálně (nepřetržitě) na rušené zařízení. Kombinací spojitého a impulsního rušení je *kvazi-impulsní rušení*.

S časovým průběhem rušivého signálu je jednoznačně vázána i šířka jeho kmitočtového spektra, což je údaj velmi důležitý zejména z hlediska použití vhodných prostředků pro potlačení (filtraci) rušení. *Úzkopásmové rušení* je produkováno zejména "užitečnými" signály rozhlasových a televizních vysílačů, charakter *širokopásmového rušení* má naopak většina tzv. průmyslových rušivých signálů, ať již mají časový průběh spojitý, impulsní či kvazi-impulsní. Rovněž všechna přírodní rušení jsou svou podstatou širokopásmová.

Z hlediska obsazení kmitočtového spektra a fyzikálního působení lze rušení dále členit na nízkofrekvenční a vysokofrekvenční. *Nízkofrekvenční rušení* se projevuje dvojím způsobem. *Energetické nízkofrekvenční rušení* působí na napájecí energetickou soustavu v pásmu kmitočtů od nuly do 2 kHz a způsobuje hlavně zkreslení (deformaci) napájecího napětí a odebíraného proudu energetických sítí. To se projevuje rušivě v provozu zařízení, která jsou závislá na tvaru křivky napájecího elektrického napětí, jako jsou např. ovládací a sdělovací systémy, osvětlení, stroje a přístroje a další. Zdrojem energetického rušení je obecně každá nelineární zátěž napájecí sítě způsobující deformaci odebíraného proudu.

Akustické nízkofrekvenční rušení působí v pásmu do 10 kHz, kde negativně ovlivňuje funkci přenosových informačních systémů jako jsou telefony, rozhlas, měřicí a řídicí zařízení, komunikační a informační soustavy apod. Toto rušení generují prakticky všechny energetické zdroje, systémy přenosu dat, radary apod.

Vysokofrekvenční neboli *rádiové rušení* leží podle Radiokomunikačního řádu v pásmu od 10 kHz do 400 GHz. Ke zdrojům rádiového rušení patří prakticky všechny existující interferenční zdroje, neboť jejich rušivé signály sahají prakticky vždy až do těchto kmitočtových oblastí.

Z obecného hlediska se z každého interferenčního zdroje šíří rušivý signál jak vyzářováním (prostorem), tak i po napájecích či sdělovacích vedeních. U různých zdrojů rušení však obvykle jeden z těchto způsobů šíření převažuje, a proto se interferenční zdroje někdy rozdělují na *zdroje rušení šířených vedením* a na *zdroje rušení šířených vyzářováním (prostorem)*.

Z uvedeného přehledu zdrojů rušivých signálů je zřejmé, že není možné provést jejich přesnou a vyčerpávající klasifikaci. Různé zdroje rušení se navzájem prolínají a navíc problém komplikuje to, že vztahy a vazby ve sdělovací, přenosové, informační a řídicí technice jsou vždy velmi složité.

2 ZÁKLADNÍ TYPY RUŠENÍ SIGNÁLU EKG

Důležitá vlastnost stojící za úspěchem počítačové analýzy EKG, je schopnost zlepšit signály špatné kvality prostřednictvím algoritmů určených ke zpracování signálů. Těchto výsledků bylo dosaženo díky dobré znalosti nejen vlastností signálů, ale i vlastností rušivých signálů. Proto je důležité se seznámit s většinou běžných typů rušení a artefaktů v EKG. Pod označením artefakt se v biomedicíně rozumí proces nebo jev, který není cílem vyšetřování.

Rušivé signály obsaženy v signálu EKG lze dělit:

- z hlediska frekvenčního pásma rušivých signálů na úzkopásmové a širokopásmové,
- podle zdroje rušivých signálů na technického nebo fyziologického původu.

2.1 Rušení síťovým kmitočtem

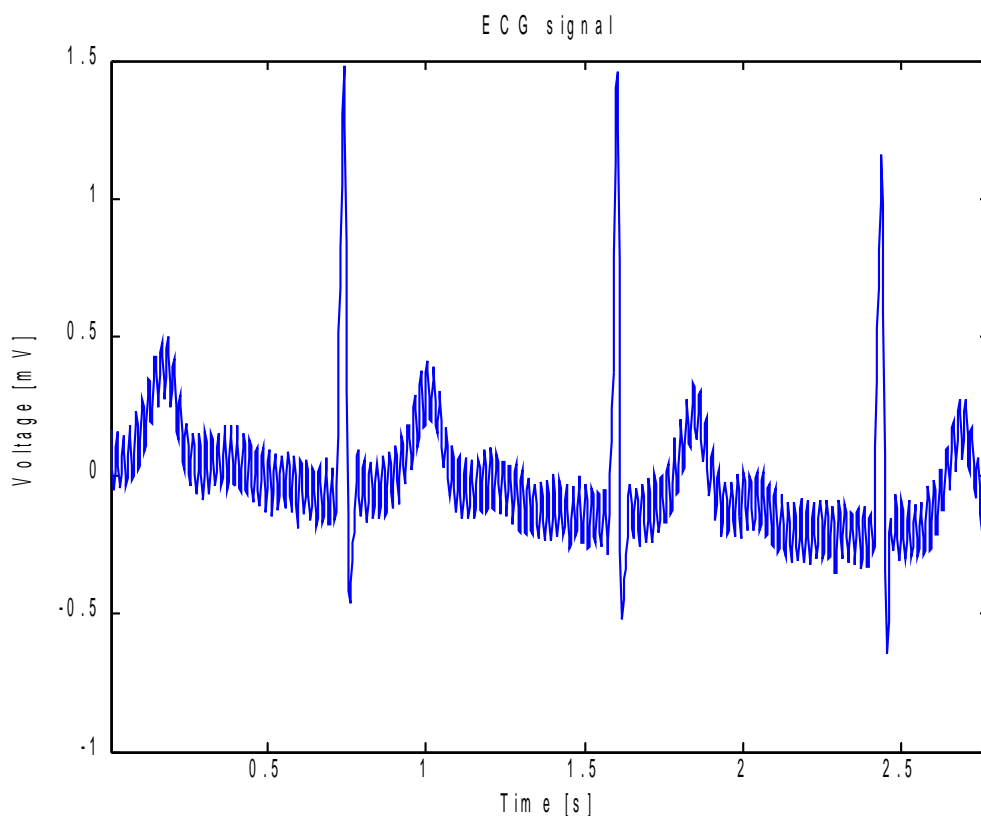
Rušení síťovým kmitočtem spadá do kategorie úzkopásmového rušení. Je způsobeno nevhodným uzemněním výbavy měřicí techniky EKG nebo rušením poblíž měřicí výbavy. Energie je „vyzařována“ z elektrického vedení v pacientově pokoji a je přijímána měřicími vodiči. Velikost rušivého napětí vyvolaného magnetickou indukcí je závislé na ploše smyčky, která je tvořena mezi tělem pacienta a kabely pro připojení elektrod. Vliv rušivého magnetického pole se dá zmenšit zmenšením smyčky a propletením kabelů pro připojení elektrod. Síťové záření se v našich podmínkách skládá z harmonického signálu o kmitočtu 50 Hz (v USA o kmitočtu 60 Hz) a jeho vyšších harmonických složek.

Jmenovitý kmitočet napájecího napětí je v České republice 50 Hz a za normálních provozních podmínek musí být kmitočet v povolené toleranci po většinu roku. Společnost ČEZ zaručuje kmitočet stanoven v rozmezí hodnot 49,8 - 50,2 Hz (tj. $\pm 0,4\%$), v mezních případech, kdy dojde k vyčerpání opatření pro udržení kmitočtu v přijatelných mezích, se jeho hodnota dále odchyluje. Společnost E-ON deklaruje tyto parametry dodávané elektrické energie:

- 50 Hz $\pm 1\%$ (tj. 49,5 - 50,5 Hz) během 99,5% roku,
- 50 Hz + 6%, - 4% (tj. 47 - 52 Hz) po 100% času.

Na území USA je jmenovitý kmitočet napájecího napětí 60 Hz a po většinu roku je zaručena kmitočtová tolerance v rozmezí 59,5 - 60,5 Hz.

Ukázka zarušeného signálu síťovým rušením a kmitočtu 50 Hz je na obr. 2.1.



Obr. 2.1: Zarušený signál EKG síťovým kmitočtem 50 Hz

2.2 Impulsní rušení

V praxi jsou jedním z nejrozšířenějších zdrojů impulsního rušení kolektory elektrických motorů. U motorů na stejnosměrný proud existují opatření pro minimalizaci jiskření pomocí tzv. pomocných pólů. U sériových motorů na střídavý proud se však jiskření odstranit nedá, a proto je nutno omezit rušivé signály vycházející od jiskřících kartáčů.

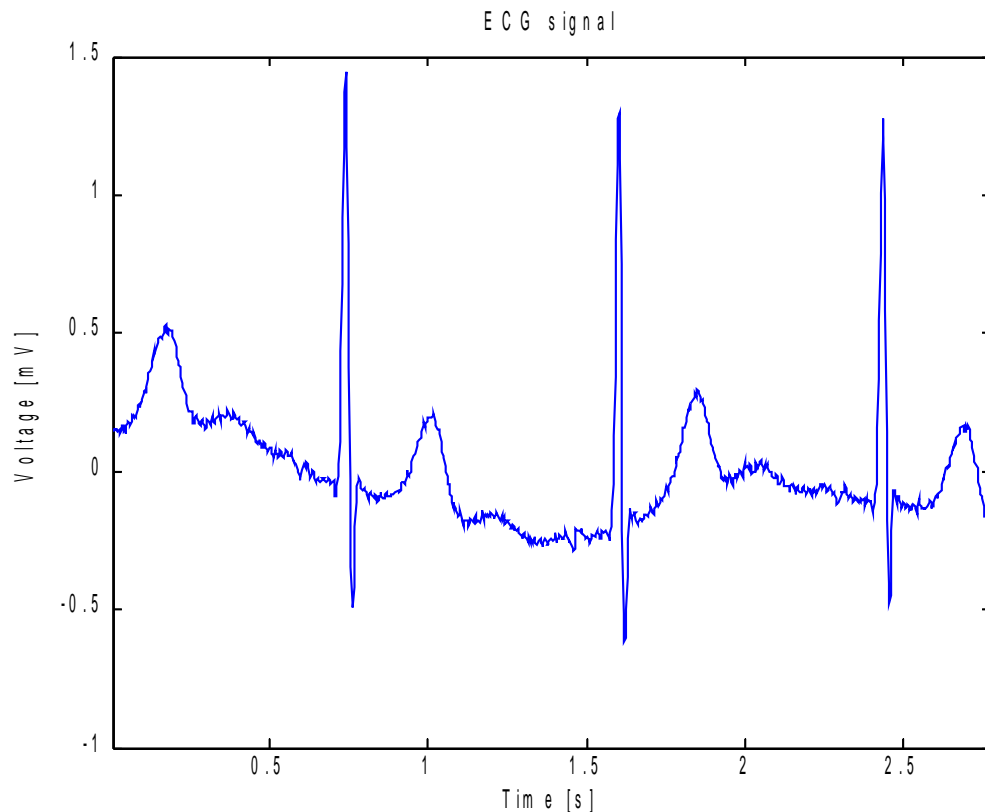
Zdrojem impulsního rušení jsou i další zařízení generující elektrické výboje, např. u zářivek a osvětlovacích či jiných výbojek. Startéry zářivek se přemostňují odrušovacími kondenzátory, které zkratují vysokofrekvenční složky, vznikající při rozpojování startérového kontaktu. Další šíření do napájecí sítě pak omezuje tlumivka.

Dalším zdrojem poruch mohou být tzv. spínané napájecí zdroje v blízkosti měřicí techniky, u nichž se síťové napětí 50 Hz transformuje na požadované (obvykle nižší) stejnosměrné napětí prostřednictvím pomocného harmonického napětí s kmitočtem řádu až stovek kHz. Tím se výrazně zmenší rozměry potřebných transformátorů a zvýší se účinnost celého zdroje, což je ovšem zapláceno výrazným vyzařováním širokého spektra rušivých kmitočtů, které se navíc mění se změnami odběru v důsledku regulace výstupního napětí pulsní šířkovou modulací. Tyto napájecí zdroje se používají hlavně pro napájení počítačů, ale i řady dalších zařízení spotřební elektroniky.

V signálu EKG se impulsní rušení objevuje velmi zřídka při snímání v některých specifických podmínkách, častěji se objevuje ve veterinární elektrokardiografii.

2.3 Elektrodové artefakty

Elektrodové artefakty jsou způsobeny přechodovými změnami impedance na rozhraní elektroda-tkáň a dokonalostí styku mezi tkání a elektrodou, kterou zajišťuje elektrolyt. Mezi další elektrodové artefakty patří polarizační jevy a difuzní potenciál. Elektrodové artefakty se vyskytují v rozsahu 0 až 0,8 Hz a projevují se především kolísáním izoelektrické linie (obr. 2.2).



Obr. 2.2: Elektrodové artefakty

V klinické praxi se pro snímání biosignálů nejčastěji užívají povrchové elektrody s přiměřenou vrstvou vodivého gelu pro zlepšení kontaktu s kůží. Vodivý gel zde tvoří elektrolyt. Na rozhraní elektroda-elektrolyt se mohou výrazným způsobem projevit nevhodné vlastnosti elektrod. Příčinou je vznik tzv. galvanického půlčlánku při vložení elektrody do elektrolytu. Užitím dvou stejných elektrod při snímání biopotenciálů se vzniklé napětí neuplatní. Při rozdílných materiálech obou elektrod nebo změnou odporu kontaktu elektrody s kůží může však dojít ke stejnosměrnému offsetu měřeného napětí, průchodu proudu elektrodami přes tkáň, a tak k driftu nulové linie zaznamenávaného biosignálu. Napětí galvanických půlčlánků jsou pro různé materiály elektrod různá. Pro hliník to je -1,706 V, pro zinek -0,763 V, pro nikl -0,230 V, pro stříbro 0,799 V, pro zlato 1,420 V a pro chlorid stříbra 0,233 V. Nejčastěji užívanými plovoucími elektrodami jsou sintrované elektrody s vrstvou chloridu stříbra.

Neméně významný vliv na přenos biopotenciálů má samotný elektrolyt, kdy v důsledku jeho rychlého odpařování způsobeného nesprávným skladováním dochází k nestabilnímu snímání. Na vině je vysoká impedance elektrody, která může

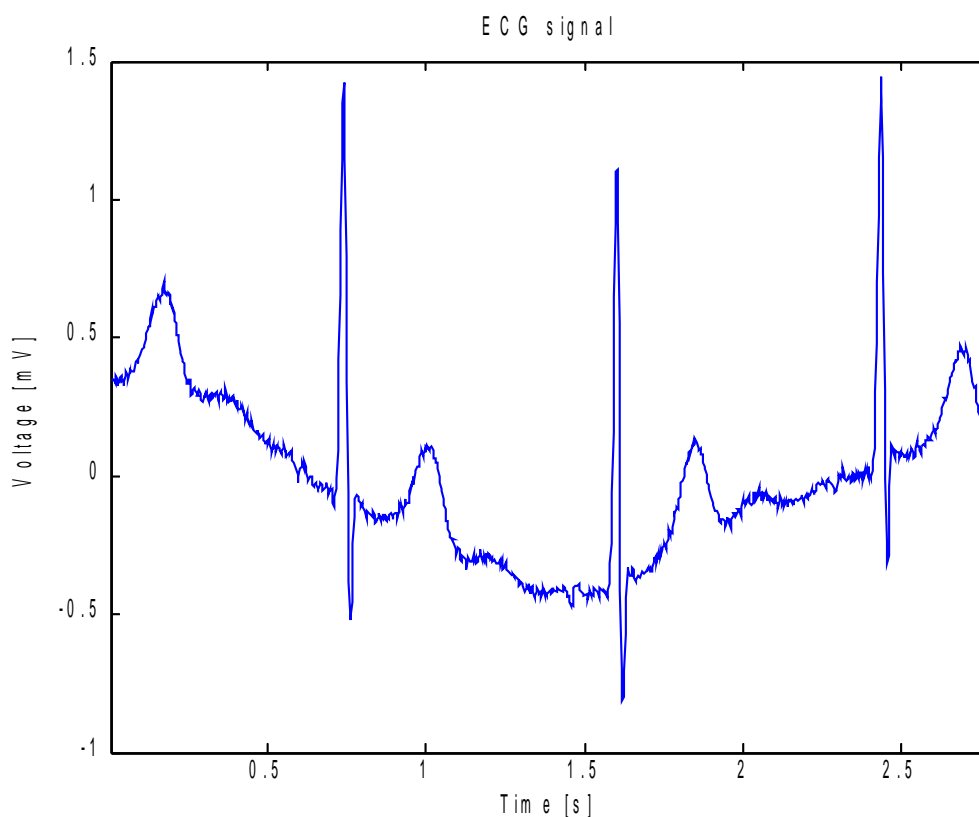
nabývat hodnoty 100 až 200 ohmů. Při správné přípravě pokožky před nanesením kvalitního vodivého gelu je impedance menší než 10 ohmů, v 90% případů dosahuje ideální hodnoty menší než 5 ohmů.

Při nevhodném pohybu pacienta, důsledkem vibrací, nebo špatným uchycením elektrody může dojít dokonce ke ztrátě kontaktu mezi tkání a elektrodou, což vede k nenapravitelnému znehodnocení zaznamenaného signálu EKG. Ztráta kontaktu může být trvalá, nebo dočasná. Častěji v takovém případě však dochází ke skokové změně izoelektrické linie a je vhodné zkontrolovat jak elektrodové kabely tak samotné elektrody před dalším použitím.

2.4 Vliv dýchání

Dýchání (obr. 2.3) je úzkopásmový druh rušení fyziologického původu o kmitočtu do 0,5 Hz. Dýchací aktivita pacienta ovlivňuje při elektrokardiografickém měření nejen tepovou frekvenci srdce, ale i tvar impulzu bijícího srdce. Tyto změny tvaru impulzů jsou způsobeny plicní vodivostí. Během dýchacího cyklu se vektor popisující dominantní směr šíření elektrické vlny mění, tak jak se proměňuje tvar impulzu bijícího srdce. Ačkoli změny amplitudy QRS komplexu jsou nežádoucí a způsobují nevhodný signál s charakteristickými rysy, mohou být využité k odhadu frekvence dýchání.

Mezi další vlivy ovlivňující izoelektrickou linii EKG patří pomalé pohyby pacienta, jejichž frekvenční rozsah je do 1,5 Hz.

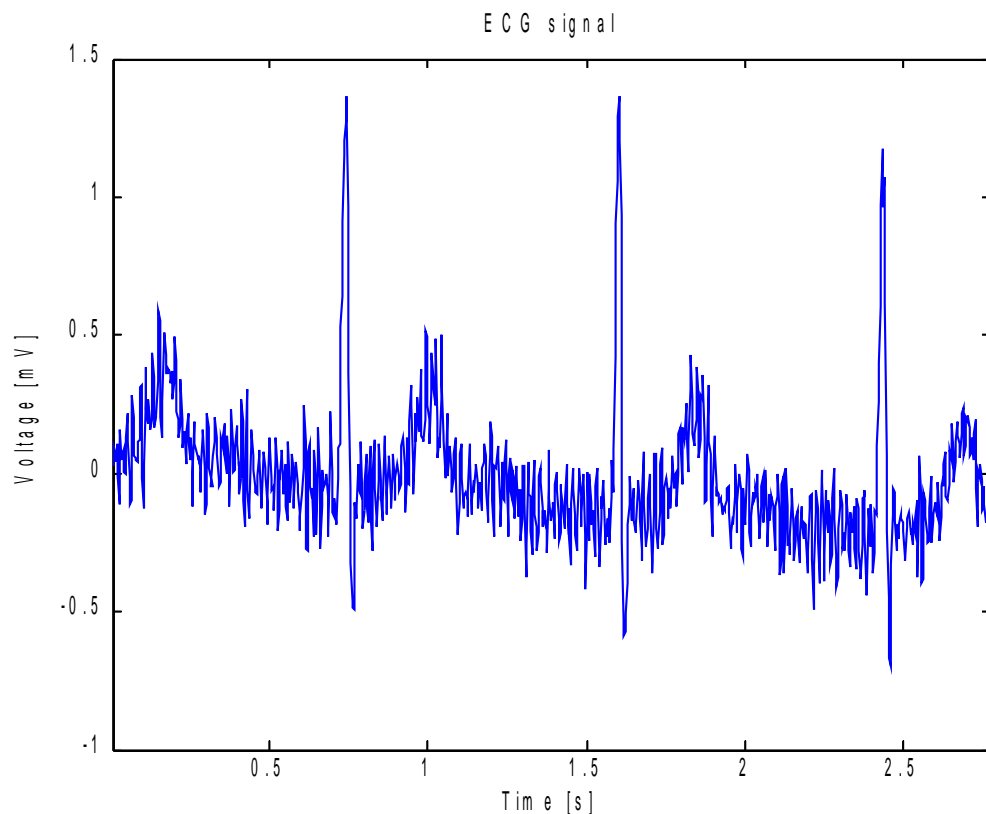


Obr. 2.3: Vliv dýchání na signál EKG

2.5 Myopotenciály

Pojmem myopotenciály (obr. 2.4) jsou nazývány svalové artefakty, od slova *myo* znamenající sval nebo svalový. Elektrická aktivita kosterního svalstva během periody stahů způsobuje elektromyografické rušení (EMG rušení), obvykle viditelné v EKG pořizovaném při zátěžových testech.

Frekvence EMG složek značně překrývá QRS komplex, frekvenční pásmo se pohybuje asi od 20 Hz až do řádově kHz (10 kHz). To má za následek velké potíže s odstraňováním EMG rušení z EKG signálu bez jeho deformace. Vliv EMG rušení může být redukován souborem průměrování, buď klouzajícím oknem nebo zprůměrováním n repetitivního signálu.



Obr. 2.4: Elektromyografické rušení

3 REALIZACE GENERÁTORU RUŠENÍ SIGNÁLU EKG

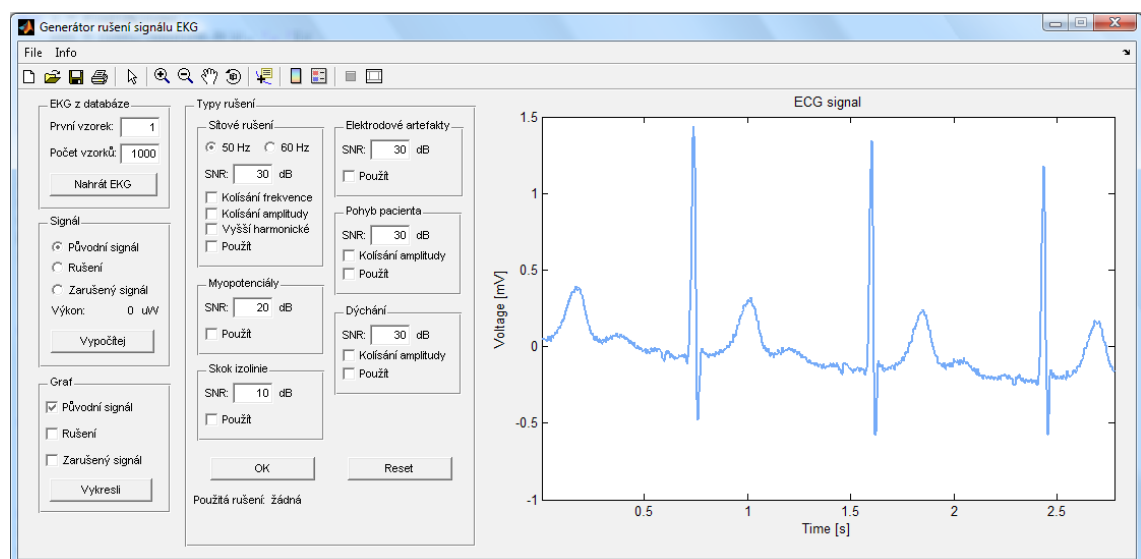
Generátor rušení signálu EKG je realizován v programu MATLAB. MATLAB je programové prostředí a skriptovací programovací jazyk pro vědeckotechnické numerické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, počítačové simulace, analýzu a prezentaci dat, měření a zpracování signálů.

Vytvořený generátor rušení signálu EKG umožňuje:

- Načtení signálu EKG z MIT-BIH Arrhythmia Database o volitelném počtu dále zpracovávaných vzorků.
- Simulaci typických rušení signálu EKG vznikajících při reálném snímání, konkrétně síťové rušení, elektroodvé artefakty, myopotenciály, skokovou změnu izoelektrické linie, rušení způsobené dýcháním a pohybem pacienta.
- Zobrazení samotného rušení, původního i zarušeného signálu EKG.
- Vypočítat výkon samotného rušení, původního i zarušeného signálu EKG.
- Uložení vygenerovaných hodnot do výstupního souboru používaného programem MATLAB a jeho znovu opětovné načtení.

3.1 Uživatelský panel

Uživatelský panel slouží k jednoduchému ovládání generátoru rušení signálu EKG. Obsahuje ovládací prvky nastavující načtení signálu EKG nebo parametry rušících signálů. Vzhled kompletního uživatelského panelu je na obr 3.1.

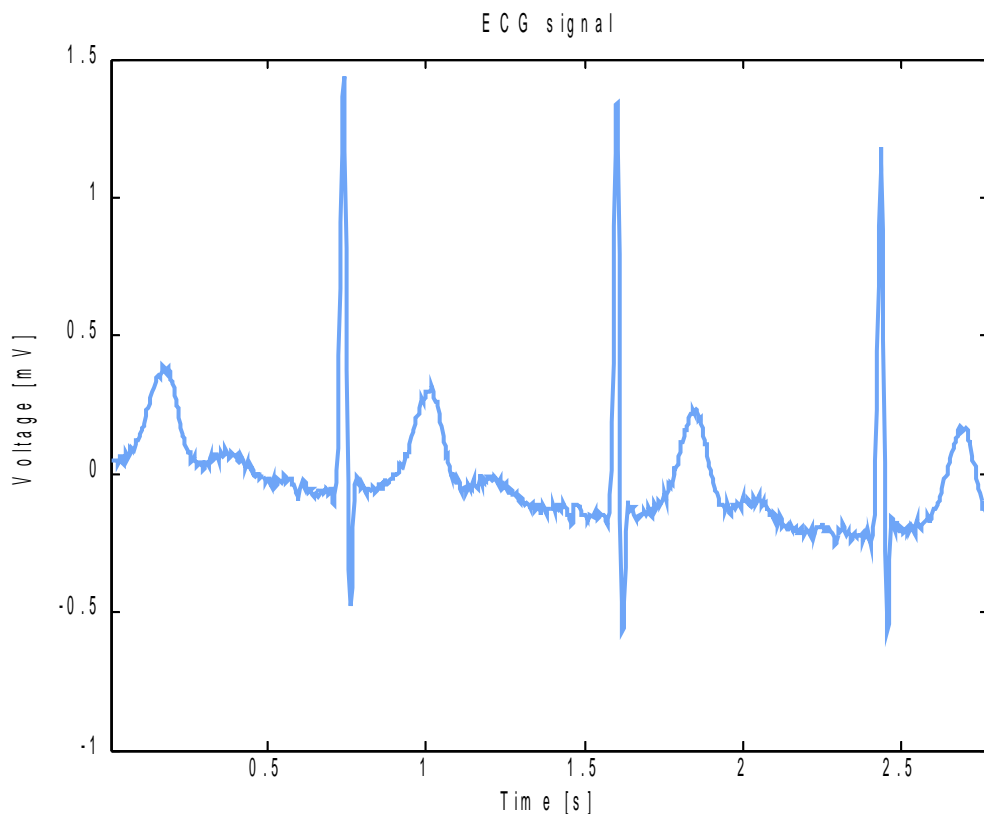


Obr. 3.1: Vzhled uživatelského rozhraní

3.2 Načtení signálu EKG z databáze

Pro potřeby testování a simulace různých typů rušení jsou na internetu k dispozici databáze signálů EKG. Pro realizaci bakalářské práce byla vybrána databáze MIT-BIH Arrhythmia Database [6], jejíž signály jsou navzorkovány frekvencí 360 Hz.

Signály z databáze MIT-BIH Arrhythmia obsahují dva signály EKG nasnímané ze dvou různě umístěných elektrod, přičemž při vlastním použití generátoru rušení se vždy využívá a zobrazuje pouze jeden signál (obr. 3.2). Oba dva signály jsou načteny ze souboru *.dat, anotace k těmto signálům ze souboru *.atr a informace o signálech jsou načtené ze souboru *.hea.



Obr. 3.2: EKG signál určený k testování generátoru rušení

Délka signálu se zadává dvojicí parametrů, od kolikátého vzorku bude signál načten a kolik následujících vzorků bude zobrazeno a využito k další činnosti. Načtená délka signálu je důležitým parametrem pro simulaci rušení, slouží k vygenerování stejného počtu vzorků rušícího signálu a výpočtu výkonu signálu. V grafu jsou hodnoty vzorků převedeny na časovou míru v sekundách, které tvoří osu x. Osa y je tvořena napěťovým rozsahem signálu EKG v mV.

3.3 Volba rušení

Vytvořený generátor rušení signálu EKG umožňuje simulovat šest základních druhů rušení, které mohou vzniknout při reálném snímání signálu EKG. Jedná se o rušení

síťovým kmitočtem, elektrodové artefakty, skokovou změnu izoelektrické linie, myopotenciály, rušení dýcháním a pohybem pacienta.

Každý typ rušení je umístěn v samostatném panelu, ve kterém jsou k dispozici volitelné parametry k danému typu rušení. Oddělenost jednotlivých rušení dovoluje zapínat a vypínat různé typy rušení nezávisle na sobě, tedy i všechny současně. Stisknutím potvrzovacího tlačítka je zapnuto vygenerování „zatrhnutých“ typů rušení, která jsou sečtena do výstupní proměnné zastupující generované rušení. Pokud je „zatrhnut“ alespoň jeden typ rušení, pak dochází k sečtení této proměnné s původním signálem EKG a tudíž k zarušení signálu EKG.

Velikost každého typu rušení se nastavuje pomocí poměru signálu k šumu (dále SNR) vyjadřovaným v decibelech. Pokud se tedy kombinuje více typů rušení, pak se zvětšuje i přidávaný šum.

Čím je SNR větší, tím je přičítaný šum menší a signál je méně zašuměný. Výpočet SNR v decibelech je definován následujícím vztahem [7]

$$SNR = 10 \log \frac{P_s}{P_n} , \quad (3.1)$$

kde SNR představuje poměr signálu k šumu, P_s je výkon vstupního signálu a P_n je výkon přičítaného šumu. Výkonem vstupního signálu se rozumí výkon načteného signálu EKG z databáze a výkonem šumu pak výkon způsobený vygenerovaným rušením.

3.4 Realizace síťového rušení

Rušení síťovým kmitočtem je realizováno sinusovým průběhem s kmitočtem nastavitelným na uživatelském panelu 50 nebo 60 Hz. Amplituda síťového rušení se obvykle pohybuje kolem 10% maximální amplitudy signálu EKG, to ve většině případů odpovídá napětí 0,2 mV. Hodnota SNR by v takovém případě měla nabývat hodnot od 1 dB více. Při zadání výrazně nižší hodnoty SNR, může být signál EKG natolik zašuměn, že jediným rozpoznatelným prvkem z původního signálu EKG je komplex QRS.

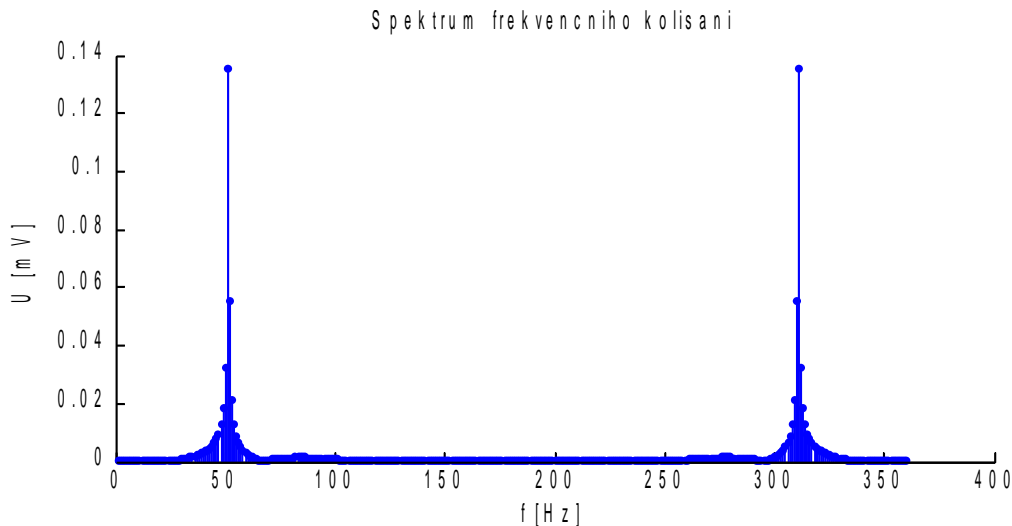
Hlavička realizující funkci síťového rušení má tento tvar:

```
[noise_sit] = sit(sig, f, SNR, l, k, a),
```

kde sig je nezarušený signál EKG, f je síťový kmitočet 50 nebo 60 Hz, SNR je poměr signálu k šumu, l jsou vyšší harmonické, k je frekvenční kolísání sítě, a je amplitudové kolísání. Pokud nabývá proměnná pro vyšší harmonické, frekvenční kolísání sítě nebo amplitudové kolísání hodnoty jedna, budou tyto parametry zahrnuty do výsledného síťového rušení $noise_sit$.

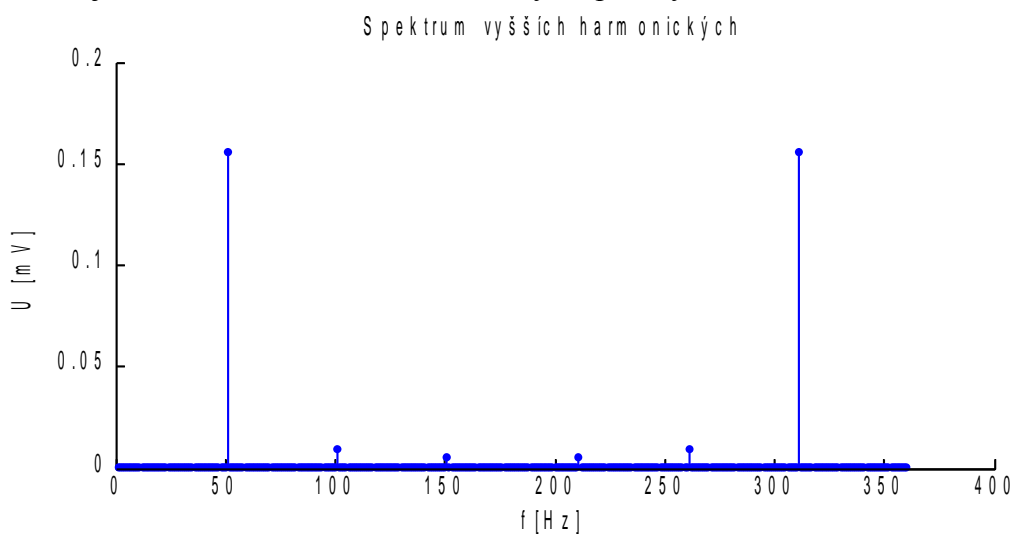
Z důvodu kmitočtového kolísání sítě bylo nutno do simulace síťového rušení zakomponovat kmitočtového rozmítání, které bylo stanoveno podle vyjádření společnosti E-ON na 49,5 - 50,5 Hz. Kmitočtové kolísání je generováno v uvedeném rozsahu pomocí funkce *chirp*, přičemž konkrétní hodnoty jsou vždy určeny náhodně. Aby bylo možné navázat více period kmitočtového kolísání za sebe, musel být vygenerovaný signál upraven do tvaru, kdy začíná i končí nulovou hodnotou. Přičemž

na začátku se jedná o zápornou půlvlnu a na konci a o kladnou půlvlnu sinusovky. Zarušení delšího signálu EKG je tedy poskládáno z několika na sebe navazujících period kmitočtového kolísání. V případě rušení síťovým kmitočtem na území USA se jedná o kolísání v rozmezí 59,5 - 60,5 Hz. Následkem výše uvedeného je rozšíření amplitudového spektra o další spektrální složky (obr. 3.3).



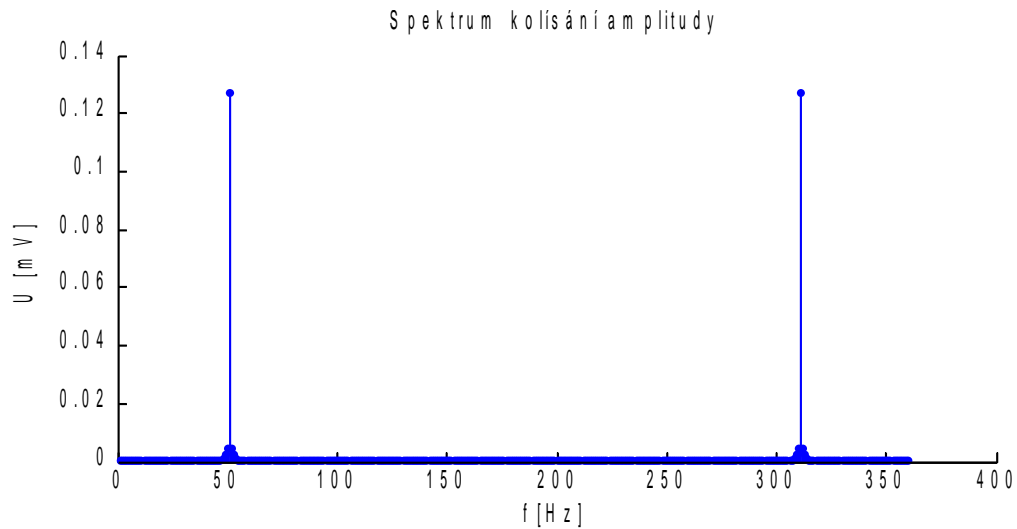
Obr. 3.3: Spektrum síťového rušení 50 Hz při frekvenčním kolísání

Rušení síťového kmitočtu může obsahovat i vyšší harmonické složky základního kmitočtu, čímž dochází k dalšímu rozšíření amplitudového spektra (obr. 3.4). Při dodržení vzorkovacího teorému jsou to složky druhé a třetí harmonické základního kmitočtu, protože vzorkovací kmitočet signálů EKG z databáze MIT-BIH je již dříve zmiňovaných 360 Hz. Pro základní kmitočet 50 Hz jsou to kmitočty 100 a 150 Hz, pro základní kmitočet 60 Hz jsou to kmitočty 120 a 180 Hz. Amplituda druhé harmonické složky je generována jako náhodná hodnota ze čtvrtiny amplitudy základního kmitočtu. Obdobně je vypočítaná amplituda třetí harmonické složky, která je vygenerována jako náhodná hodnota z šestnáctiny amplitudy základního kmitočtu.



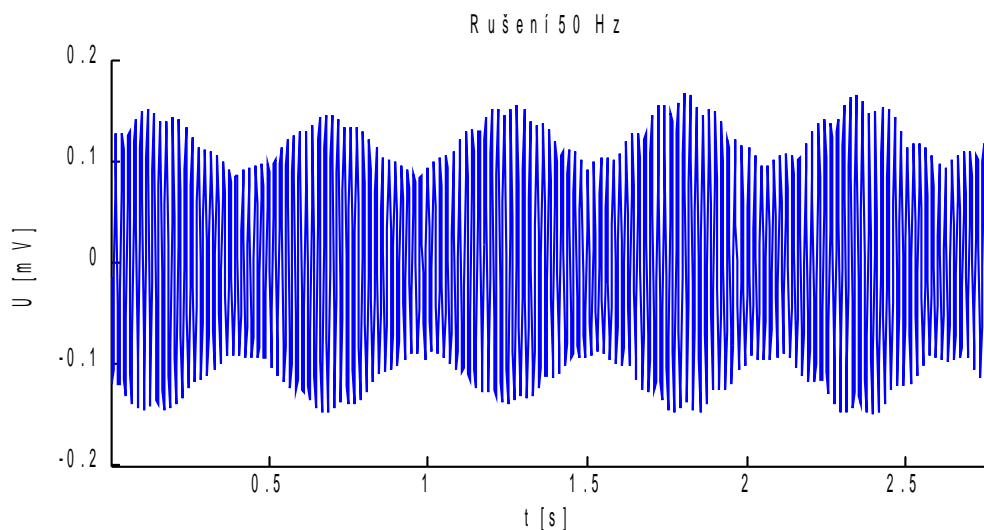
Obr. 3.4: Spektrum síťového rušení 50 Hz obsahující vyšší harmonické

Pokud se v síťovém rušení objevuje i kolísání amplitudy (obr. 3.5), dochází k obdobnému rozšíření amplitudového spektra jako v případě frekvenčního kolísání sítě, toto rozšíření spektra je však značně menší. Kolísání amplitudy je vytvořeno pomocí amplitudové modulace s maximální hloubkou 20%, která je náhodně nastavena při každé generaci.

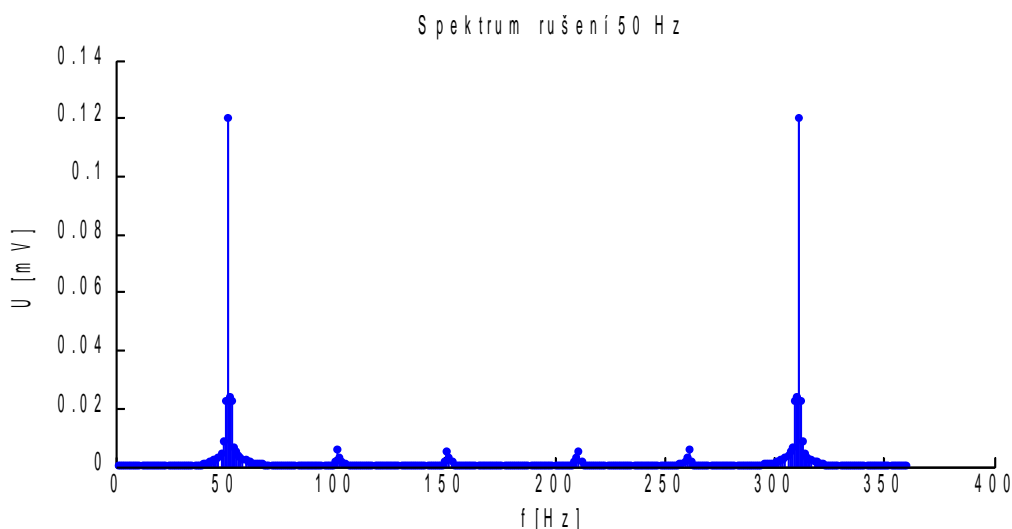


Obr. 3.5: Spektrum síťového rušení 50 Hz při kolísání amplitudy

Při použití všech volitelných parametrů (vyšší harmonické, kolísání frekvence a amplitudy) a nastaveném SNR na hodnotu 3 dB může vygenerovaný signál síťového rušení vypadat jako na obrázku 3.6. Této hodnotě SNR přibližně odpovídá vygenerovaná amplituda síťového rušení o velikosti 0,156 mV. Na první pohled je v signálu rušení patrné pouze kolísání amplitudy, ostatní parametry rušení jsou viditelné až v amplitudovém spektru (obr. 3.7), ve kterém lze bez problémů pozorovat i vyšší harmonické složky a frekvenční kolísání sítě.



Obr. 3.6: Síťové rušení 50 Hz



Obr. 3.7: Spektrum síťového rušení 50 Hz

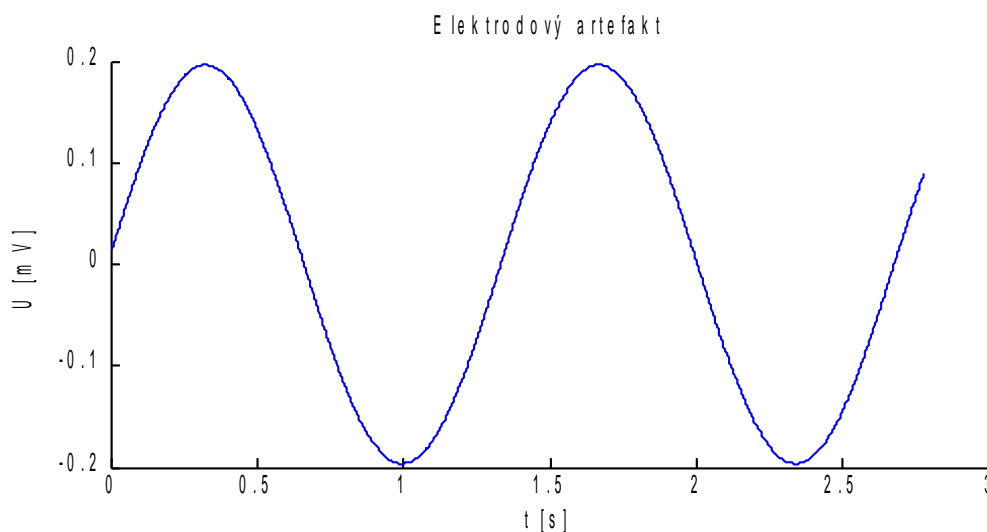
3.5 Realizace elektrodových artefaktů

Elektrodové artefakty (obr. 3.8) jsou vytvořeny sinusovým průběhem o náhodném kmitočtu v rozmezí od 0,2 do 0,8 Hz a amplitudě do 0,2 mV. Velikost amplitudy se zadává prostřednictvím SNR, které by pro takovou hraniční amplitudu mělo nabývat hodnoty větší 1 dB. Generující funkce má tvar:

```
[noise_elekt] = elektroda(sig, SNR),
```

kde *sig* je nezarušený signál EKG, *SNR* je poměr signálu k šumu a *noise_elekt* je elektrodový artefakt.

Náhodnost vygenerovaného průběhu spočívá v neurčitosti kmitočtu, který ovlivňuje kolísání izoelektrické linie signálu EKG. Pro velmi malé amplitudy je kolísání izoelektrické linie okem téměř nepostřehnutelné. Pro hodnoty menší než nula decibelů se jedná o velice špatné spojení na rozhraní elektroda-elektrolyt, které způsobuje veliké kolísání izoelektrické linie.



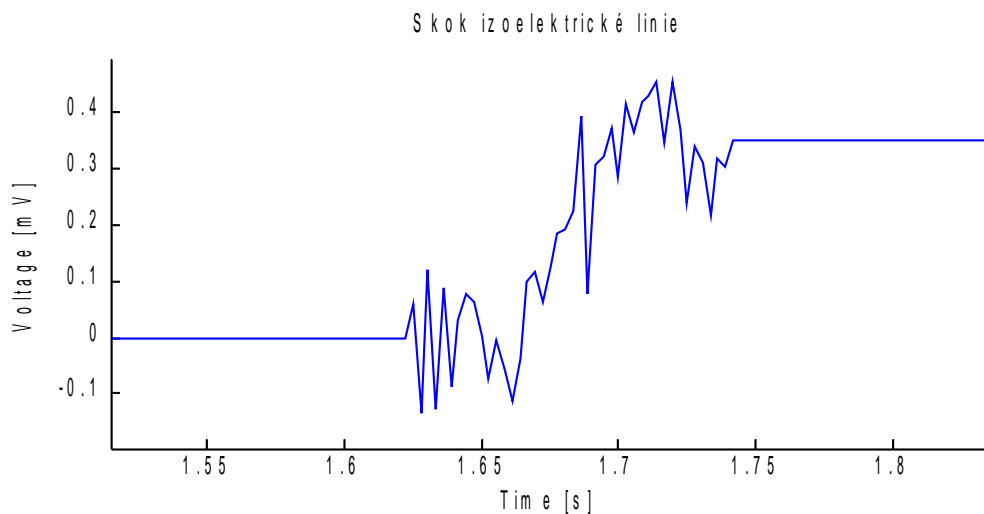
Obr. 3.8: Elektrodový artefakt při špatném kontaktu elektroda-elektrolyt

3.6 Realizace skokové změny izoelektrické linie

Skoková změna izoelektrické linie je vytvořena pozvolným přechodem, který je realizován z nejstrmější části sinusového průběhu (obr. 3.9). K přechodová částí je přičten šum zadávaný parametrem SNR, protože během skokové změny izoelektrické linie dochází k částečné ztrátě kontaktu elektroda-elektrolyt. Proto je vstupní parametr volen přibližně 10 dB. Velikost skoku je náhodná hodnota od 0,1 do 0,4 mV.

```
[noise_skok] = skok(sig, SNR),
```

kde *sig* je nezarušený signál EKG, *SNR* je poměr signálu k šumu a *noise_skok* je skoková změna izoelektrické linie.



Obr. 3.9: Detail skokové změny izoelektrické linie

3.7 Realizace rušení dýcháním a pohybem pacienta

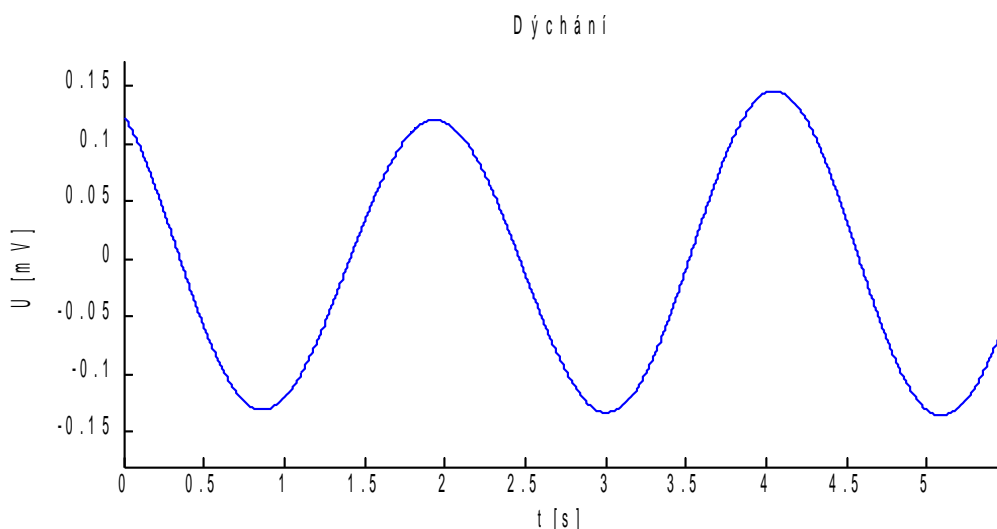
Rušení dýcháním pacienta je realizováno jako sinusový průběh o náhodném kmitočtu od 0,2 do 0,5 Hz a amplitudě o velikosti 15% z celkové amplitudy EKG.

Kmitočtet 0,2 Hz realizuje normální dýchání, kdy je pacient v naprostém klidu a nadechuje se zhluboka. Vyšší kmitočty blíží se k 0,5 Hz představují rychlé povrchové dýchání, bezprostředně po tělesné aktivitě pacienta nebo při stresové situaci. Maximální amplituda je tedy přibližně 0,3 mV, čemuž odpovídá nastavení SNR na hodnotu -2,5 dB.

Při nastaveném kolísání amplitudy a SNR rovno -1 dB je rušení dýcháním vyobrazeno na obrázku 3.10. Kolísání amplitudy je modelováno jako amplitudová modulace o kmitočtu menším než je vlastní kmitočtet dýchání a hloubce modulace 30%. Požadavky na rušení jsou zadávány do funkce:

```
[noise_dech] = dychani(sig, SNR, a),
```

kde *sig* je nezarušený signál EKG, *SNR* je poměr signálu k šumu, *a* znamená amplitudové kolísání a *noise_dech* je rušení dýcháním pacienta.



Obr. 3.10: Ukázka rušení dýcháním

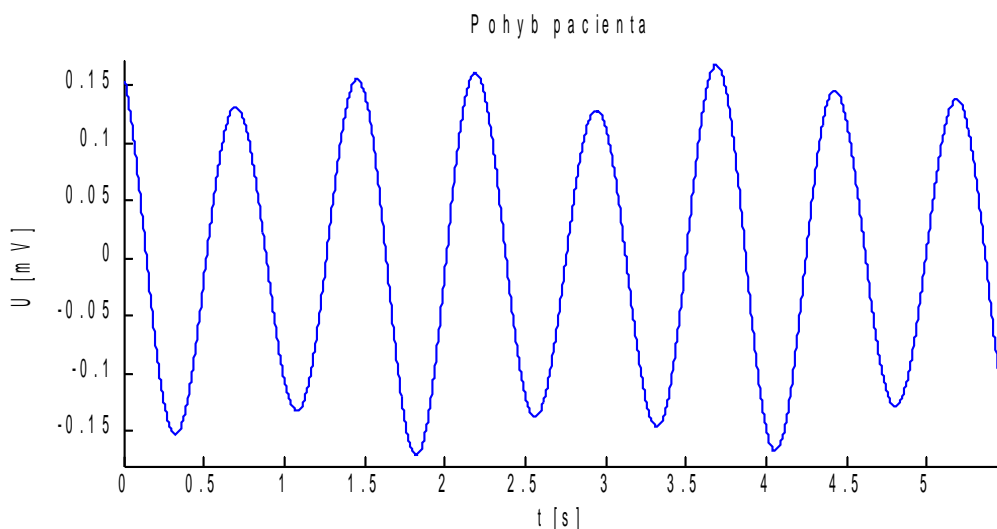
Obdobně jako rušení dýcháním je generováno *rušení pohybem pacienta*, použitý kmitočet sinusového průběhu je do 1,5 Hz a amplituda přibližně do 0,3 mV. Této hodnotě amplitudy odpovídá SNR o velikosti -2,5 dB. Velikost amplitudy i hodnota generované frekvence závisí na mohutnosti, rychlosti a oblasti výskytu pohybu pacienta.

Ve funkci generující rušení pohybem pacienta lze nastavit kolísání amplitudy, při které je využito amplitudové modulace signálu s hloubkou 30% a kmitočtu do 0,5 Hz. Kolísání amplitudy může být způsobeno nerovnoměrností pohybu. Hlavička funkce a vstupní parametry jsou

```
[noise_pohyb] = pohyb(sig, SNR, a),
```

kde *sig* je nezarušený signál EKG, *SNR* je poměr signálu k šumu, *a* je amplitudové kolísání a *noise_pohyb* je rušení pohybem pacienta.

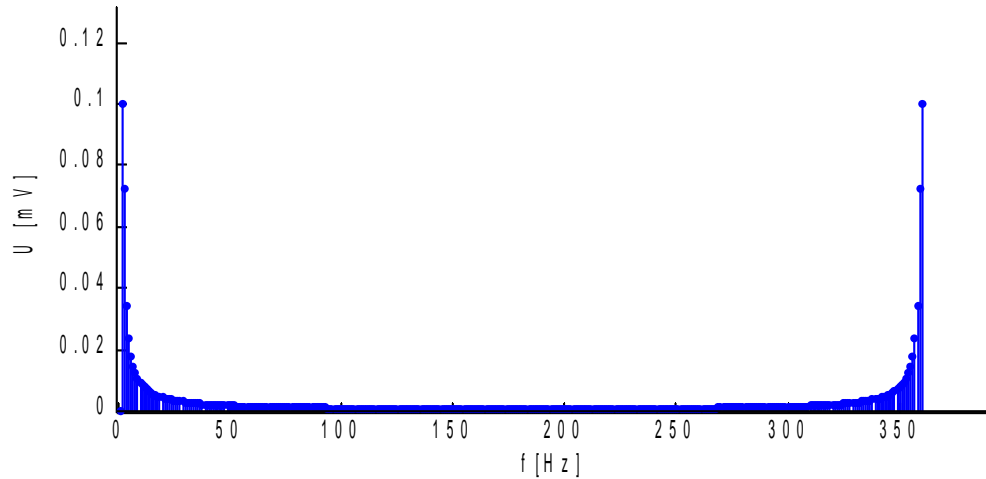
Rušení pohybem pacienta může při zapnutém kolísání amplitudy a nastavené amplitudě shodné s SNR -2 dB vypadat jako na obrázku 3.11.



Obr. 3.11: Ukázka rušení pohybem pacienta

Pohyb i dýchání pacienta je rušení o nízkém kmitočtu, přesto dochází k poměrně velkému obohacení amplitudového spektra, na obrázku 3.12 je amplitudové spektrum rušení pohybem pacienta.

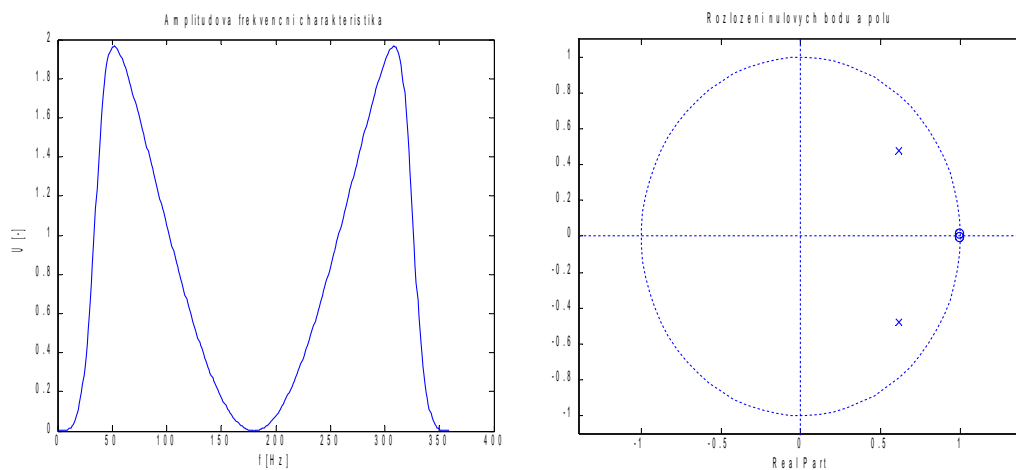
Spektrum rušení pohybem pacienta



Obr. 3.12: Spektrum rušení pohybem pacienta

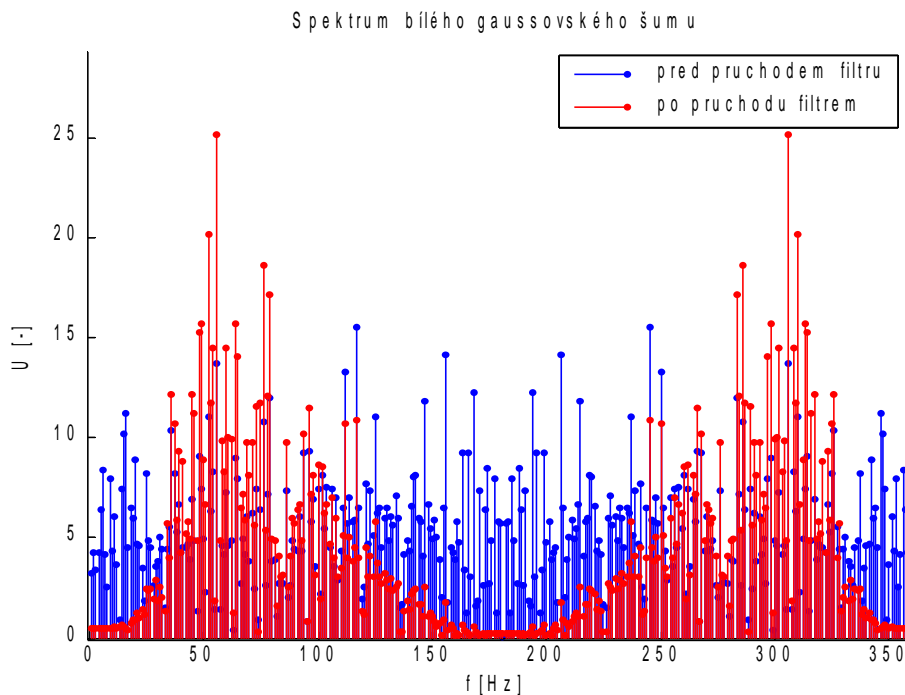
3.8 Realizace myopotenciálů

Realizace rušení myopotenciály vychází z bílého gaussovského šumu, který je v programu MATLAB generován příkazem *wgn*. Tento bílý gaussovský šum o patřičné délce je obarven horní propustí Butterworthova typu 4. řádu s mezní frekvencí 40 Hz v sérii s dolní propustí s impulsní charakteristikou $\{0.25, 0.5, 0.25\}$. Výsledným filtrem je filtr s nekonečnou impulsní odezvou IIR (infinite impulse response), jehož amplitudová frekvenční charakteristika a rozložení nulových bodů a pólů je vyobrazeno na obr. 3.13.



Obr. 3.13: Amplitudová frekvenční charakteristika a rozložení nulových bodů a pólů

Dolní část spektra myopotenciálů zasahuje shora asi ke 20 Hz. Na obr. 3.14 je uvedeno kmitočtové spektrum bílého gaussovského šumu před a po průchodu popsáním filtrem, při vzorkovací frekvenci 360 Hz.



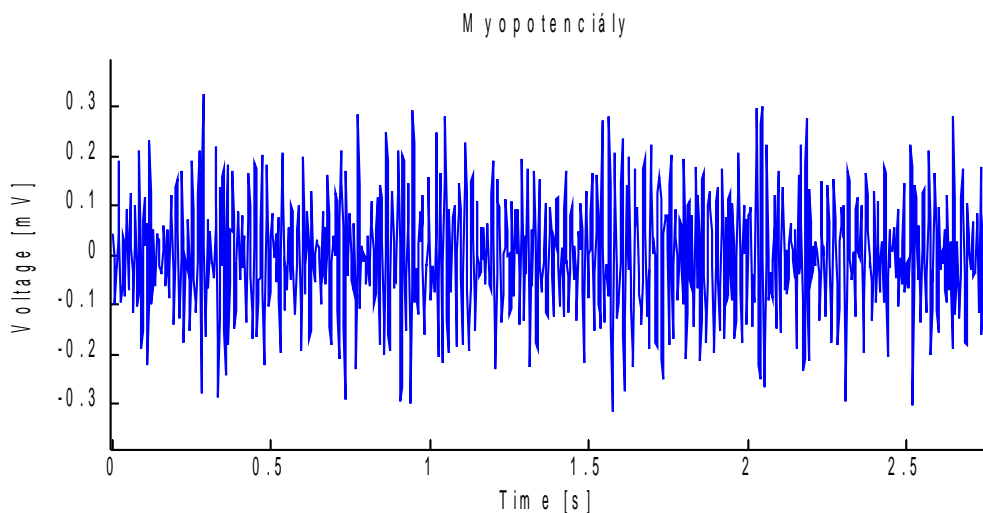
Obr. 3.14: Spektrum bílého gaussovského šumu

Vlastní funkce generující myopotenciály se spouští příkazem

```
[noise_myo] = pohyb(sig, SNR),
```

kde *sig* je nezarušený signál EKG, *SNR* je poměr signálu k šumu a *noise_myo* je rušení myopotenciály.

Velikost SNR určuje výsledné zarušení myopotenciály, kdy pro menší hodnoty SNR je rušení výrazné a zastíní všechny informace z užitečného signálu EKG. Většinou se však SNR pohybuje v rozmezí od 20 do 30 dB, což odpovídá rušení maximálně do 0,4 mV. Obarvený gaussovský šum pro SNR = 20 dB je na obrázku 3.15.

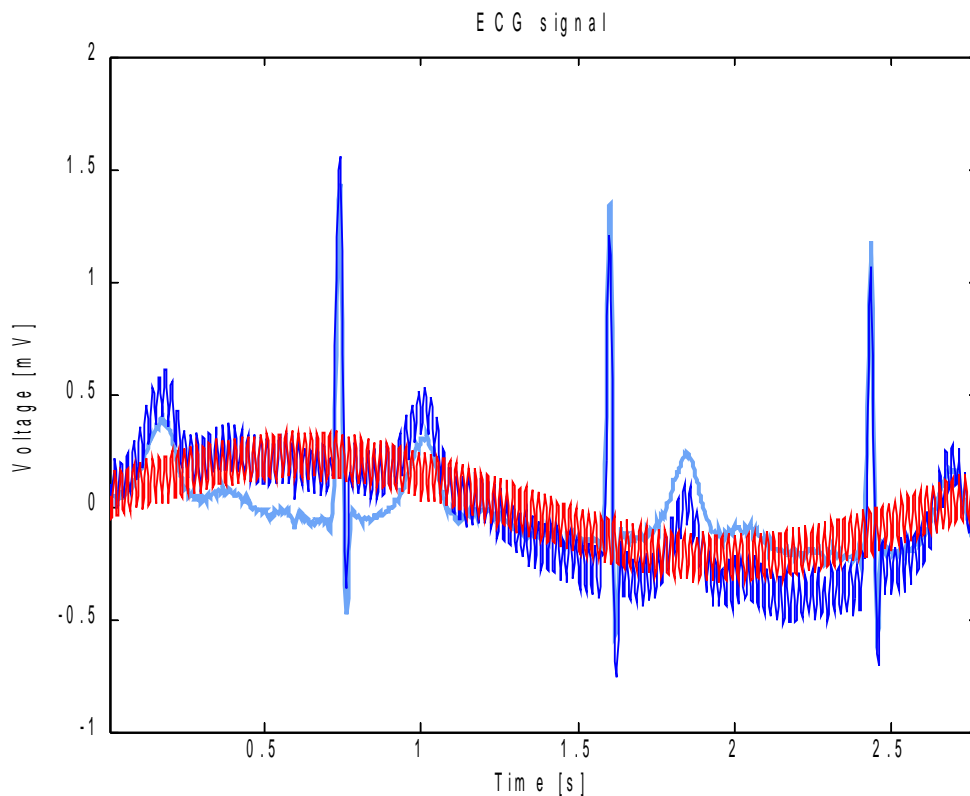


Obr. 3.15: Příklad rušení myopotenciály

3.9 Zobrazení výstupních dat

Vygenerované signály se po „zatrnutí“ příslušných polí v panelu *Graf*, pokud je alespoň jedno pole vybráno, vykreslí do příslušného okna orientovaného na pravé straně uživatelského panelu. Zobrazení jednotlivých signálů lze provádět nezávisle na sobě, takže i všech současně.

Při současném zobrazení všech signálů je světle modře vykreslen signál EKG z databáze MIT-BIH Arrhythmia, tmavě modře zarušené EKG a červeně použité rušení. Signál EKG z databáze MIT-BIH Arrhythmia je vykreslen o něco tlustší čarou než zarušené EKG, aby bylo možné oba dva signály vzájemně porovnat a zjistit jak se signál po zarušení změnil (obr. 3.16).



Obr. 3.16: Signál EKG z databáze MIT-BIH Arrhythmia, zarušené EKG a použité rušení

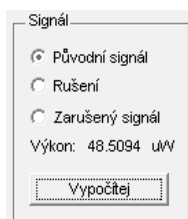
3.10 Výpočet výkonu signálu

Program obsahuje možnost vypočítat výkon zvoleného signálu (rušení, původní signál EKG z databáze a zarušený signál EKG) v uživatelském prostředí. Výpočet výkonu signálu je definován následujícím vztahem [7]

$$P(n) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} s^2(n), \quad (3.2)$$

kde P představuje výkon signálu, $s(n)$ je vstupní signál, index n nabývá hodnot od 0 do $N-1$ a konstanta N určuje počet vzorků vstupního signálu.

Vstupním signálem je zvolený signál podle obrázku 3.17 v jednotkách mV, aby byl výsledek lehce uchopitelný je převeden a vyjádřen v uW.



Obr. 3.17: Panel pro výpočet výkonu

3.11 Uložení a nahrání signálů

V souborové liště programu je rozbalovací položka *File*, která obsahuje tři příkazy. První příkaz je *Save*, který otevře dialogové okno pro zvolení místa uložení včetně přístupové cesty.

Signály se ukládají do souboru matlabovského formátu *.mat a obsahují následující data a informace:

- Nezarušovaný signál EKG z databáze MIT-BIH Arrhythmia je uložen v proměnné *M* společně s druhým nepoužívaným signálem.
- Anotace je uložena v proměnné *annotsig* a informace o signálu jsou uloženy v proměnné *heasig*.
- Rušení vygenerované programem generátor rušení signálu EKG je uloženo v proměnné *noise* a výsledný zarušený signál je uložen v proměnné *M_noise*.
- V proměnné *seznam* jsou uloženy názvy použitého rušení bez bližší specifikace.

Druhý je příkaz *Load* sloužící k nahrání dat ve formátu *.mat, které byly již dříve uloženy v programu generátor rušení signálu EKG.

Posledním příkazem v položce *File* je ukončovací příkaz *Exit*, který zavře aktivní okno s programem Generátor rušení signálu EKG.

4 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce je generátor rušení signálu EKG v prostředí MATLAB, který slouží k simulaci zarušených signálů s variabilními vlastnostmi. Před samotným návrhem generátoru byla nastudována elektrická činnost srdce, způsoby snímání signálu EKG a základní typy rušivých signálů.

Vytvořený generátor je schopen načíst zvolený průběh EKG z databáze MIT-BIH zadané délky a následně tuto část podle požadavků uživatele zarušit. Umožňuje simulovat šest základních druhů rušení, které mohou vzniknout při reálném snímání signálu EKG. Jedná se o rušení síťovým kmitočtem, elektrodové artefakty, myopotenciály, skokovou změnu izoelektrické linie, rušení dýcháním a pohybem pacienta. Impulsní rušení nebylo do výsledného programu implementováno, protože se objevuje velmi zřídka a to jen při snímání v některých specifických podmínkách.

Každý typ rušení má vlastní vstupní parametry vytvářející rozhodující podobu zarušeného signálu EKG. Jednotlivé typy rušení se dají vzájemně kombinovat a výsledkem může být signál obsahující všechny typy rušení současně.

Vygenerovaný zarušený signál lze porovnávat s původním signálem EKG z databáze MIT-BIH. Následně je možné všechny data uložit do souboru a při dalším použití programu je opět načíst a dále s nimi pracovat.

Dalším možným postupem práce by mohlo být rozšíření o další databáze signálu EKG a přidání funkcí, které by realizovali odfiltrování vygenerovaných rušení.

LITERATURA

- [1] CHALOUPKA, V. *Diagnostické metody: Elektrokardiografie* [online]. 2005, Poslední aktualizace: 5.9.2005 [cit. 2009-12-09]. Dostupný z WWW: <<https://www.zdravcentra.cz>>.
- [2] ROZMAN, J. a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1.vydání Praha: Praha Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
- [3] KHAN, M. G. *EKG a jeho hodnocení*. 1.vydání Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- [4] SVAČINA, J. *Elektromagnetická kompatibilita: principy a poznámky*. 1. vydání Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2001. ISBN: 80-214-1873-7.
- [5] Zdravotnická technika Mediset [online]. 2005 , 2001-2009 [cit. 2009-12-09]. Dostupný z WWW: <<http://www.mediset.cz>>.
- [6] GOLDBERGER AL, AMARAL LAN, GLASS L, HAUSDORFF JM, IVANOV PCh, MARK RG, MIETUS JE, MODY GB, PENG CK, STANLEY HE. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13). [cit. 2009-12-09].
- [7] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. *MATLAB začínáme se signály*. 1. vydání Praha: BEN – technická literatura, 2006. ISBN: 80-7300-200-0.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

AV	atrioventrikulární uzel
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
IIR	filtr s nekonečnou impulsní odezvou
MIT	Massachusetts Institute of Technology
SA	sinoatriální uzel
SNR	odstup signálu od šumu