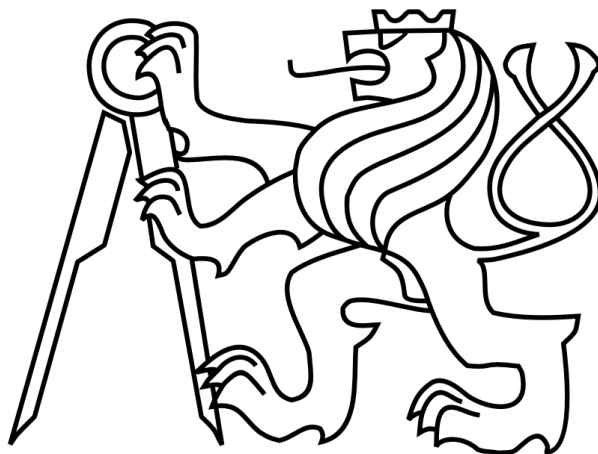


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ



DIPLOMOVÁ PRÁCE

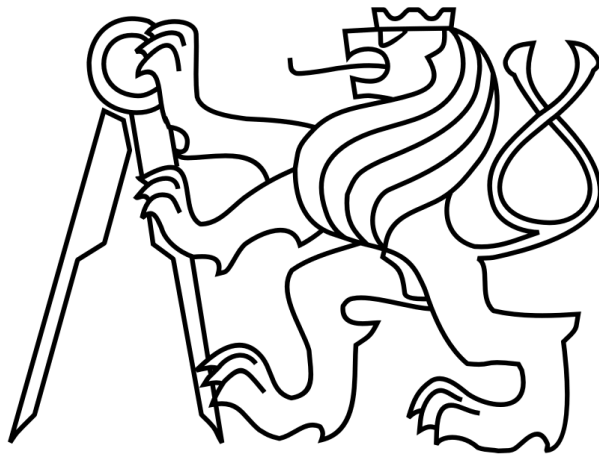
2014

Bc. Jan Landsinger

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



Diplomová práce

Návrh a realizace elektrokardiografu s čipem ADS1298

Autor: Bc. Jan Landsinger

Vedoucí práce: Ing. Jan Dvořák

2014

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra mikroelektroniky

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. LANDSINGER Jan**

Studijní program: Komunikace, multimédia a elektronika
Obor: Elektronika

Název tématu: **Návrh a realizace elektrokardiografu s čipem ADS1298**

Pokyny pro vypracování:

- 1) Seznamte se s problematikou snímání elektrokardiogramu (EKG).
- 2) Seznamte se s možnostmi využití čipu ADS1298 při konstrukci elektrokardiografu.
- 3) Navrhněte a realizujte elektrokardiograf s tímto čipem. Jako výchozí platformu pro řízení kardiografu a čtení dat použijte STM32F.
- 4) Proveďte kontrolní měření EKG.
- 5) Zhodnoťte dosažené výsledky.

Seznam odborné literatury:

- 1) Penhaker, M.: Lékařská diagnostické přístroje - učební texty. VŠB - TU Ostrava, Ostrava, 2004.
- 2) Rozman, J. a kol.: Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha, 2006.
- 3) <http://www.ti.com/product/ads1298> [online]

Vedoucí: **Ing. Jan Dvořák**

Platnost zadání: 31. 8. 2015

L.S.

Prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.
vedoucí katedry

Prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 12. 2. 2014

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci „**Návrh a realizace elektrokardiografu s čipem ADS1298**“ zpracoval sám s přispěním vedoucího práce a používal jsem pouze literaturu uvedenou na konci práce. Souhlasím se zapůjčováním práce a jejím zveřejňováním.

V Praze dne 2. 12. 2014.

.....
podpis

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D. a Ing. Janu Dvořákovi za jejich cenné rady, vstřícné jednání a čas, který mi v průběhu této práce věnovali. Dále děkuji i všem ostatním, kteří se podílí na výuce volitelného předmětu zvaného „Základy lékařské elektroniky“.

Anotace

Následující práce předkládá komplexní pohled na problematiku spojenou s návrhem elektrokardiografu – zařízení určeného k diagnostice srdečních vad. Z fyziologického hlediska jsou objasněny mechanismy vzniku biologického signálu, který je zaznamenáván v podobě elektrokardiografické křivky – elektrokardiogramu. Vysvětleny jsou možné příčiny rušení a jsou rozebrány i způsoby filtrace uvedeného signálu. Na základě požadavků odpovídajících mezinárodních doporučení je dále proveden návrh základních typů číslicových filtrů. Klíčovým bodem práce je návrh a realizace zařízení využívající integrovaný obvod ADS1298. Jedná se o jeden z hlavních představitelů řady integrovaných obvodů vyvinutých cíleně pro aplikaci v lékařské technice.

Abstract

This thesis provides a comprehensive insight into the issue concerning the proposal of an electrocardiograph, a device for diagnosing heart defects. From the physiological point of view, there are clarified mechanisms of the origin of biological signal which is recorded in a form of electrocardiogram, an electrocardiograph curve. This work explains not only possible causes of the cardiograph interference but also analyses the way to filter the biological signal. Also, this work offers a basic type division of digital filter on the basis of the international recommendations. However, the crucial point of the thesis is the design and implementation of the device using the integrated circuit ADS1298.

Obsah

Seznam obrázků.....	7
Seznam tabulek.....	10
Úvod	11
1 Stavba srdce	13
1.1 Popis funkce srdce	13
1.2 Akční potenciál srdeční buňky.....	14
1.3 Převodní srdeční systém.....	15
2 Snímání bioelektrického signálu.....	16
2.1 Princip povrchových elektrod	16
2.2 Argentschloridové elektrody	17
2.3 Přehled standardně užívaných EKG svodů	18
2.3.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody.....	18
2.3.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody	19
2.3.3 Hrudní svody.....	20
2.4 Význam kompenzační elektrody.....	20
3 Elektrokardiogram	21
3.1 Vztah mezi elektrokardiogramem a srdeční činností	22
3.2 Artefakty v EKG záznamu	23
3.2.1 Technické artefakty.....	23
3.2.2 Biologické artefakty.....	24
3.3 Spektrální vlastnosti EKG signálu	24
3.4 Spektrální vlastnosti rušení	24
3.5 Způsoby potlačení rušení	25
3.5.1 Uplatnění číslicových filtrů.....	25
4 Realizované způsoby filtrace	27
4.1 Aplikace Lynnových filtrů.....	27
4.2 Aplikace FIR filtrů.....	34
4.3 Aplikace IIR filtrů.....	38
4.4 Aplikace způsobu filtrace signálu prostřednictvím potlačení spektrálních čar	40
5 Realizace hardwarové části zařízení	44
5.1 Integrovaný obvod ADS1298	44
5.1.1 Základní charakteristika obvodu.....	44
5.1.2 Vybrané technické parametry obvodu	45
5.1.3 Funkční bloky obvodu	46
5.1.4 Systémové a konfigurační příkazy	51
5.1.5 Nastavení vybraných registrů.....	51

5.1.6	Vstupní napět'ový rozsah a výstupní datový formát	52
5.3	Popis realizovaného vzorku zařízení.....	53
5.3.1	Dílčí část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298	53
5.3.2	Řídící část zařízení postavená na platformě STM32F	56
5.3.3	Propojení zařízení s přívodním kabelem pro EKG	57
5.3.5	Izolační bariéra pro komunikační rozhraní a napájecí napětí	58
6	Softwarová část zařízení	60
6.1	Popis programu pro zvolený obvod typu STM32F.....	60
6.2	Souhrnný popis zpracovávání dat na straně PC	62
7	Kontrolní měření	64
8	Hodnocení	67
9	Závěr	68
	Literatura	69
	Seznam použitých jednotek a zkratk	72
	Seznam příloh.....	74

Seznam obrázků

Obr. č. 1: Nákres srdce (čelní pohled – odstraněná čelní část stěn síní a komor).....	13
Obr. č. 2: Nákres akčního potenciálu buňky myokardu	14
Obr. č. 3: Snímek a nákres řezu argentchloridovou elektrodou pro jednorázové použití.....	17
Obr. č. 4: Hrudní balónkové elektrody	17
Obr. č. 5: Končetinové klipsové elektrody	17
Obr. č. 6: Umístění končetinových elektrod.....	18
Obr. č. 7: Nákres umístění hrudních elektrod.....	18
Obr. č. 8: Vektorkardiogram (vektor šíření elektrického vzruchu ve frontální rovině).....	18
Obr. č. 9: Grafické znázornění určení Goldbergerových zesílených končetinových svodů	19
Obr. č. 10: Grafické znázornění úhlů snímání srdeční činnosti ve frontální rovině	20
Obr. č. 11: Elektrokardiogram (příklad papírového záznamu).....	21
Obr. č. 12: Nákres elektrokardiogramu (vyznačení základních časových intervalů a segmentů)	22
Obr. č. 13: Znázornění kapacitních vazeb EKG systému na elektrickou rozvodnou síť [12]	23
Obr. č. 14: Rozložení pólů a nul v rovině Z pro Lynnův filtr (základní)	28
Obr. č. 15: Frekvenční a fázová charakteristika Lynnova filtru (základní).....	28
Obr. č. 16: Detail průběhu EKG signálu s aditivním rušením 50 Hz a detail průběhu signálu po filtraci pro Lynnův filtr (základní).....	29
Obr. č. 17: Detail průběhu referenčního EKG signálu a signálu po průchodu filtrem pro Lynnův filtru (základní).....	29
Obr. č. 18: Frekvenční a fázová charakteristika zářezového Lynnova filtru	30
Obr. č. 19: Záznam průběhu EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a s aditivním rušením 50 Hz a dále detailu průběhu signálu po průchodu filtrem pro zářezový Lynnův filtr	31
Obr. č. 20: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po průchodu filtrem typu zářezový Lynnův filtr	31
Obr. č. 21: Frekvenční a fázová charakteristika Lynnova filtru typu horní propust.....	32
Obr. č. 22: Průběh EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a průběh signálu po průchodu Lynnovým filtrem typu horní propust	33
Obr. č. 23: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po průchodu Lynnovým filtrem typu horní propust.....	33
Obr. č. 24: Frekvenční a fázová charakteristika FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet filtru 150 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB)	35
Obr. č. 25: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po průchodu filtrem pro FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 150 Hz).....	35
Obr. č. 26: Frekvenční a fázová charakteristika FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB).....	36
Obr. č. 27: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po filtraci pro FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz).....	36

Obr. č. 28: Frekvenční a fázová charakteristika FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB).....	37
Obr. č. 29: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po průchodu filtrem pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz).....	37
Obr. č. 30: Frekvenční a fázová charakteristika IIR filtru typu horní propust (zlomový kmitočet filtru 0,05 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB).....	38
Obr. č. 31: Průběh EKG signálu s aditivní stejnosměrnou složkou a detail průběhu signálu po průchodu IIR filtrem typu horní propust	39
Obr. č. 32: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po průchodu IIR filtrem typu horní propust (zlomový kmitočet 0,05 Hz) ...	39
Obr. č. 33: Spektrum EKG signálu s aditivním rušením 50 Hz	40
Obr. č. 34: Spektrum EKG signálu po vynulování spektrálních čar odpovídajících kmitočtu rušení 50 Hz.....	40
Obr. č. 35: Průběh EKG signálu s aditivní složkou rušení 50 Hz a detail průběhu signálu po odstranění rušení potlačením spektrálních čar pro kmitočet rušení 50 Hz.....	41
Obr. č. 36: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po filtraci rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočet rušení 50 Hz.....	41
Obr. č. 37: Průběh EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a detail průběhu signálu po odstranění rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočty rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz	42
Obr. č. 38: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po filtraci rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočty rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz.....	42
Obr. č. 39: Detail průběhu EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a detail průběhu signálu po odstranění rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar nízkofrekvenčních složek signálu až do kmitočtu odpovídajícího okamžité frekvenci srdeční činnosti (Heart Rate).....	43
Obr. č. 40: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po filtraci rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar nízkofrekvenčních složek signálu až do kmitočtu odpovídajícího okamžité frekvenci srdeční činnosti.....	43
Obr. č. 41: Blokové schéma obvodu ADS1298 [20].....	44
Obr. č. 42: Přenosová funkce implementovaného decimačního filtru [20].....	47
Obr. č. 43: Obvodové řešení bloku WCT [20]	48
Obr. č. 44: Časový sled přenášení dat po komunikační sběrnici SPI [20].....	50
Obr. č. 45: Realizované zapojení (vzorek zařízení).....	53
Obr. č. 46: Schéma zapojení dílčí části zařízení s integrovaným obvodem ADS1298	53
Obr. č. 47: Schéma zapojení určené pro napájení analogové části integrovaného obvodu ADS1298.....	54
Obr. č. 48: Schéma zapojení řídicí části zařízení.....	56
Obr. č. 49: Schéma propojení s diagnostickým přívodním kabelem pro přenos biosignálů	57
Obr. č. 50: Schéma zapojení izolační bariéry pro komunikační rozhraní a napájecí napětí.....	58
Obr. č. 51: Vývojový diagram realizovaného programového vybavení pro řídicí obvod STM32F	60

Obr. č. 52: Grafická struktura návaznosti souborů programového vybavení na straně PC	62
Obr. č. 53: Zobrazení vyčítaných dat v programovém prostředí Matlab.....	63
Obr. č. 54: Graf zachycující frekvenční odezvu realizovaného vzorku zařízení (ozn. testu: A, B)	65
Obr. č. 55: Graf zachycující frekvenční odezvu realizovaného vzorku zařízení (ozn. testu: C, D)	66
Obr. č. 56: Výstupní odezva na buzení trojúhelníkovým průběhem	67

Seznam tabulek

Tab. č. 1: Umístění hrudních elektrod a význam odpovídajících hrudních svodů [2].....	20
Tab. č. 2: Typické vlastnosti EKG signálu snímaného povrchovými elektrodami	21
Tab. č. 3: Typické délky trvání vybraných intervalů EKG.....	22
Tab. č. 4: Výsledek analýzy pro Lynnův filtru (základní).....	29
Tab. č. 5: Výsledek analýzy pro zářezový Lynnův filtr	31
Tab. č. 6: Výsledek analýzy pro Lynnův filtr typu horní propust	33
Tab. č. 7: Výsledek analýzy FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 150 Hz).....	35
Tab. č. 8: Výsledek analýzy pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz).....	36
Tab. č. 9: Výsledek analýzy pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz).....	37
Tab. č. 10: Výsledek analýzy pro IIR filtr typu horní propust	39
Tab. č. 11: Výsledek analýzy pro způsob filtrace rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočet rušení 50 Hz.....	41
Tab. č. 12: Výsledek analýzy pro způsob filtrace rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočty rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz	42
Tab. č. 13: Výsledek analýzy pro způsob filtrace rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar nízkofrek. složek rušení až do kmitočtu odpovídajícího frek. okamžité srdeční činnosti	43
Tab. č. 14: Vybrané elektrické parametry obvodu ADS1298 [20].....	45
Tab. č. 15: Nastavení funkce multiplexoru (spodní tři bity registrů CHnSET) [20]	46
Tab. č. 16: Nastavení zesílení bloku PGA (bity [6:4] registru CHnSET) [20].....	46
Tab. č. 17: Změna rozlišení [20].....	47
Tab. č. 18: Změna datového toku [20].....	47
Tab. č. 19: Přesnost a drift interní napěťové reference [20]	48
Tab. č. 20: Volba hodinového signálu [20]	48
Tab. č. 21: Soubor příkazů integrovaného obvodu ADS1298 [20]	51
Tab. č. 22: Provedené nastavení vybraných registrů [20]	51
Tab. č. 22: Provedené nastavení vybraných registrů [20] – dokončení tabulky	52
Tab. č. 23: Binární reprezentace naměřené hodnoty [20].....	52
Tab. č. 24: Realizovaný způsob snímání EKG svodů	54
Tab. č. 25: Vyhovující frekvenční odezva elektrokardiografu dle normy IEC 60601-2-51 [34].....	64

Úvod

Elektrokardiografem nazýváme zařízení, které umožňuje zaznamenávat elektrické projevy srdeční aktivity. Vývoj tohoto zařízení probíhal v průběhu více než sta let. V historii najdeme i další technické objevy, které do jisté míry předpovídaly moment vzniku elektrokardiografu samotného. Za přímého předchůdce elektrokardiografu můžeme označit přístroj zvaný galvanometr (přístroj pro měření malých proudů a napětí), který používal italský anatom Luigi Galvani při zkoumání příčiny samovolných pohybů žabích končetin. Dalším objevem byl kapilární elektrometr, který vynalezl roku 1872 francouzský fyzik Gabriel Lippmann. Avšak z pohledu dneška nastává zajímavý okamžik o několik let později, kdy britský fyziolog Augustus Desiré Waller prezentoval první praktický způsob snímání EKG pomocí povrchových elektrod [1]. Na tyto znalosti posléze navazuje holandský fyziolog Williem Einthoven. Ten v roce 1903 představuje odborné veřejnosti zdokonalený systém snímání EKG, který odstraňuje nedostatky předešlých zařízení. Dále Einthoven zavádí označení jednotlivých úseků EKG průběhu písmenným označením PQRST. Tento způsob označení se spolu s Einthovenovým zapojením končetinových elektrod zachoval až do současné doby [1, 2].

Při prvním seznámení s principem elektrokardiografu se lze domnívat, že z technického hlediska je vývoj tohoto zařízení již uzavřenou kapitolou. Opak je pravdou a přísná kritéria norem a technických doporučení kladou na výrobce nemalé požadavky. Probíhá neustálá debata nad stanovením jasných kritérií. V důsledku se jedná o kombinaci technických možností současné doby a z pohledu diagnosticky stavu pacienta se jedná o zachování vyhovující věrnosti reprodukovatelného průběhu EKG záznamu.

Důvodem vzniku této práce je zajímavá nabídka trhu s integrovanými obvody, kdy v posledních letech bylo možné zaznamenat nárůst nabídky specializovaných integrovaných obvodů, které jsou primárně určeny pro aplikace v lékařských elektronických zařízeních. Tyto obvody charakterizuje především jejich vnitřní struktura, která obsahuje veškeré důležité části zapojení, které jsou nutné k realizaci funkčního celku. Výsledkem použití takto specializovaných obvodů je výrazné zjednodušení návrhu, následné realizace a další neopomenutelnou vlastností je nízká spotřeba energie (výrobce uvádí úsporu energie a úsporu ostatních součástek v zapojení sníženou až o 95% oproti běžné obvodové realizaci [3]). Díky tomu najdou tyto obvody uplatnění v mobilních diagnostických zařízeních a v oblasti telemedicíny.

Text práce je rozdělen na několik volně na sebe navazujících částí, kdy čtenář je nejprve seznámen se základními znalostmi a principem fungování srdce. Popsán je vztah mezi průběhem elektrokardiogramu a elektrickými projevy srdeční aktivity. Z medicínského hlediska je velmi stručně vysvětlen význam jednotlivých částí EKG průběhu (jedná se v daném ohledu o znalosti významně převyšující odbornost a rozsah této práce). Čtenář je v neposlední řadě seznámen s principem snímání bioelektrického signálu pomocí povrchových elektrod a nejčastěji užívaným standardním dvanácti-svodovým systémem EKG.

V souvislosti se zpracováním dat jsou vysvětleny příčiny vzniku artefaktů vyskytujících se v záznamu EKG. Dále následuje shrnutí typických způsobů filtrace a na základě obsahu odpovídajících norem a doporučení je poté realizováno několik způsobů filtrace signálu, kdy vlastnosti jednotlivých filtrů jsou následně ověřeny a vybrané filtry dále využity.

Část textu zabývající se obvodovou realizací diagnostického zařízení nejprve seznamuje se samotným integrovaným obvodem ADS1298 (jednotlivými funkčními bloky, doporučeným zapojením a způsobem vyčítání dat), popsána je softwarová část zařízení a zvolený způsob zpracovávání dat. Primárně se jedná o koncepci zařízení, která je cíleně určena k ověření vlastností zvoleného integrovaného obvodu a nepředpokládá se případné další (komerční) užití.

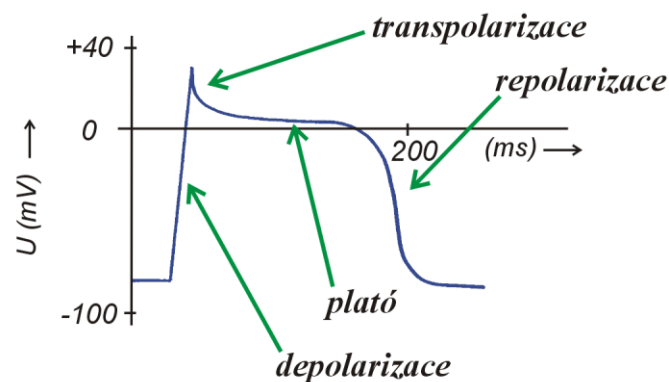
V závěru práce je provedeno kontrolní měření frekvenční odezvy realizovaného vzorku zařízení, dále následuje zhodnocení pořízených výsledků a provedeno je i shrnutí načerpaných poznatků během práce.

Smrštění srdečního svalu (*stah srdce*) má za následek vytlačování krve ven ze srdeční dutiny. Tento jev je označován jako *systola*. Opačnému jevu tj. uvolnění srdeční svaloviny říkáme *diastola*. V momentě diastoly dochází naplňování srdečních dutin krví [4].

1.2 Akční potenciál srdeční buňky

Podrážděním buňky myokardu dochází k vyvolání tzv. *akčního potenciálu* (reakce na vnější podnět). Ten lze na povrchu buňky detekovat jako změnu potenciálového napětí. V případě buněk srdečního svalu se jedná o podráždění lokálními proudy, kdy podmínkou k vyvolání akčního potenciálu je dosažení tzv. *prahové hodnoty změny membránového napětí*. Z toho vyplývá, že vzruch se mezi buňkami šíří jako reakce buňky na akční potenciál buňky sousední [5].

Akční potenciál souvisí se zpřístupněním tzv. *iontových kanálů* v membráně buňky. K otevření těchto kanálů dochází právě v okamžiku dosažení prahové hodnoty membránového napětí. Poté nastává děj samotné změny potenciálu na základě prostupu iontů membránou buňky (K^+ , Na^+ , Ca^{++}) z vnějšího buněčného prostředí (*extracelulární tekutiny*) směrem do buňky, popř. i směrem opačným (původně záporně nabitě vnitřní prostředí buňky se stává kladně nabitým) [5].



Obr. č. 2: Nákres akčního potenciálu buňky myokardu

Důležitým znakem buněk srdečního svalu je délka trvání akčního potenciálu, která je dána dobou průchodnosti iontových kanálů v buněčné membráně (projevuje se v průběhu akčního potenciálu tzv. fází *plató*). Pokud již došlo k podráždění, nachází se buňka v tzv. *refrakterní fázi*. V tento okamžik nelze buňku jakkoli opětovně podráždit. Toho lze opětovně dosáhnout až po skončení doby akčního potenciálu a ustálení potenciálu na povrchu buňky (v určitých případech lze podráždění vyvolat dříve, avšak za pomoci tzv. *nadprahového podnětu*).

Dále je nutné uvést, že průběh akčního potenciálu buněk sinoatriálního uzlu (vysvětleno dále v textu) se liší od průběhu akčního potenciálu buněk myokardu. Buňky sinoatriálního uzlu spontánně generují vzruchy, které jsou předávány tzv. *převodním srdečním systémem*.

1.3 Převodní srdeční systém

Buňky srdečního svalu jsou zvláštním typem *dráždivých buněk* (*dráždivé tkáně* [5]). Vyznačují se schopností reagovat na elektrický podnět (vzruch) a další důležitou vlastností je, že u této tkáně jako reakcí na podnět dochází ke stahu (systole). Tento stav systoly nastává v době fáze akčního potenciálu zvané *transpolarizace*. Při *depolarizaci* buněk myokardu dochází k uvolnění tkáně (diastola).

Dráždivý podnět vzniká spontánně v oblasti ústí horní duté žíly (stěna pravé síně srdce). Nachází se zde zvláštní typ srdeční svaloviny generující periodicky opakující se elektrické vzruchy. Tato část srdce je nazývána *sinoatriální uzel* (označováno také jako: *SA uzel*, *pacemaker*, *centrum automacie*).

Při dosažení akčního potenciálu (spouštěcí úrovně pro depolarizaci) v oblasti SA uzlu, začínají buňky tento vzruch šířit směrem k pracovní oblasti myokardu. Oblast SA uzlu vede vzruch velmi pomalu, tak aby *kontrakce* (stah) síní proběhla s časovým předstihem před kontrakcí komor. Vzruch se dále šíří přes *atrioventrikulární uzel* (*AV uzel*), který se nachází v přepážce oddělující síně a komory a dále přes *Hissův svazek*. Hissův svazek se nachází v mezikomorové přepážce a přechází v levé a pravé *Tawarovo raménko*. Na Tawarova raménka navazují *Purkyňova vlákna* a těmito vlákny je vzruch předáván již do myokardu obou srdečních komor.

Sinoatriální uzel (SA uzel) generuje v klidovém stavu přibližně 60 až 90 vzruchů za minutu a chová se jako autonomní řídicí systém srdce, jehož činnost může být regulována jen částečně (z centra prodloužené míchy nebo hormonálně). V případě jakéhokoli výpadku funkce SA uzlu přebírá tuto funkci AV uzel, který je často nazýván sekundárním pacemakerem. Jeho běžná frekvence spontánních vzruchů je o něco nižší než u SA uzlu a za běžných podmínek se tak neuplatňuje.

Důvodem, proč se neuplatňují i jiné části srdce, které jsou schopny generovat elektrické vzruchy, je stav refraktivní fáze buňky (při již vyvolaném akčním potenciálu). Frekvenci srdečních stahů poté určuje oblast, která generuje nevyšší frekvenci elektrických vzruchů.

Dále kombinace refraktivní fáze spolu s délkou trvání akčního potenciálu zabraňuje, aby nedocházelo k případnému výpadku srdečního rytmu při přítomnosti příliš vysoké frekvence vzruchů vyvolávajících stahy srdečního svalu.

2 Snímání bioelektrického signálu

Přenos bioelektrického signálu lidským tělem je zprostředkován volnými ionty. V tomto případě se jedná o typ *vodivosti vodičů II. třídy*. Za *vodiče I. třídy* jsou označovány vodiče s vodivostí zprostředkovanou volnými elektrony (typ vodivosti v kovech). Z hlediska přenosových vlastností lze lidské tělo považovat za dobré přenosové médium a problém, kterému je obecně věnována největší pozornost se nachází v místě styku kůže (*epidermis*) s povrchovou elektrodou.

2.1 Princip povrchových elektrod

Obecně lze elektrody kategorizovat podle mnoha kritérií. Z pohledu způsobu snímání EKG je důležité rozdělení elektrod na *povrchovou* a *hloubkovou* (podpovrchovou) aplikaci. Mezi elektrody pro hloubkovou aplikaci řadíme ty, které se aplikují přímo na srdeční sval (například v době operativního zákroku). Druhým a zároveň nejrozšířenějším způsobem snímání EKG je pomocí povrchových elektrod.

Využívány jsou tzv. *plošné kovové elektrody* (vyrobeny z ušlechtilých kovů), které jsou pomocí fyziologického roztoku spojeny s kůží pacienta. V tomto případě se jedná o tzv. *polarizovatelné elektrody*, kdy nedochází k přímému přesunu náboje. Jedná se o kapacitní vazbu s přítomností posuvných proudů na rozhraní elektrody a fyziologického roztoku. Dochází zde ke vzniku stejnosměrného polarizačního potenciálu, který v krátkém časovém rozmezí značně kolísá [6]. Druhou variantou povrchových elektrod jsou tzv. *nepolarizovatelné elektrody*, u kterých nastává přímý přesun náboje. V tomto případě dochází na rozhraní elektrody a roztoku ke změně typu vodivosti. Tato změna se děje prostřednictvím chemických reakcí oxidace a redukce. Pozornost je dále zaměřena na povrchové elektrody tzv. *II. druhu* [7].

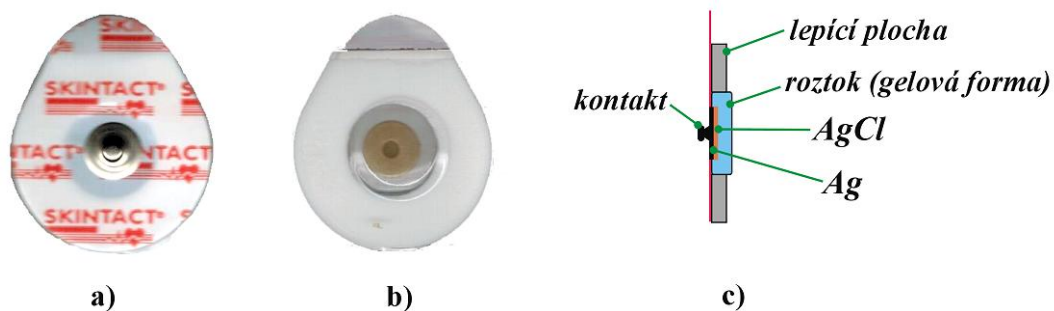
Elektrody I. druhu jsou takové elektrody, které se nachází v roztoku s obsahem stejných iontů prvku, jako je elektroda samotná. U této kombinace dochází k oxidaci (nebo redukci) samotné elektrody a vytvoření tzv. oxidačně-redukčního potenciálu (označován také jako redox potenciál nebo také elektrodový potenciál), který je úměrný oxidační (redukční) síle daného roztoku. V případě elektrod II. druhu k tomuto jevu již nedochází (dochází k omezení vzniku oxidačně-redukčního potenciálu). Důvodem je, že elektroda není již v přímém kontaktu s roztokem, ale požadované vodivé spojení zprostředkovává vrstva obtížně rozpustné soli, která omezuje zmíněné oxidační (redukční) reakce.

Oxidačně-redukční potenciál vzniklý při styku elektrody s roztokem je v tomto případě minimálně o řád nižší než u polarizovatelné elektrody (jednotky až desítky milivoltů) a jeho hodnota je v čase více stabilní [6].

Potenciál na rozhraní elektrody a roztoku nemusí vždy při měření biopotenciálového signálu zásadně vadit. Při snímání změn signálu se projevuje jako stejnosměrná složka a v momentě měření biopotenciálového rozdílu mezi dvěma elektrodami může dokonce dojít k vzájemnému vyrušení vzniklých stejnosměrných složek (tj. potlačení stejnosměrné složky). Problém nastává v případě rozdílných impedancí v místě kontaktu elektrod a kůže, poté dochází k transformaci souhlasné složky na rozdílovou. To samé platí i při změnách koncentrace roztoku a tím i změně oxidační (redukční) síle (změna oxidačně-redukčního potenciálu). Tyto změny jsou poté zaznamenány jako *artefakty* snímaného signálu.

2.2 Argentchloridové elektrody

V oblasti medicíny je nejpoužívanější argentchloridová elektroda ($\text{Ag}|\text{AgCl}$). Skládá z kovové části – stříbra (Ag), které je dále potaženo vrstvou špatně rozpustné soli chloridu stříbrného (AgCl). V místě kontaktu elektrody s kůží je používán tzv. *fyzilogický roztok* s obsahem chloridových aniontů (Cl^-) [7]. Ten zajišťuje lepší vlastnosti vodivého spojení. Užívané jsou roztoky chloridu draselného (KCl) nebo chloridu sodného (NaCl).



Obr. č. 3: Snímek a nákrés řezu argentchloridovou elektrodou pro jednorázové použití (a – snímek horní strany elektrody, b – snímek kontaktní strany, c – nákrés řezu elektrodou)

Typ elektrody uvedené na obrázku je určena pro jednorázové použití. Využívá se zejména pro dlouhodobé monitorování EKG (tzv. *Holterovo monitorování*) a na jednotkách intenzivní péče. V oblasti ambulantní medicíny se setkáme s typem elektrod určených pro opakované použití. Z hlediska jejich konstrukce a způsobu aplikace lze pomocí tohoto typu elektrod snímat pouze záznam klidového EKG. Jedná se opět o typ argentchloridových elektrod, které se používají spolu s fyziologickým roztokem. Elektrody pro opakované použití se vyrábějí ve dvou provedeních, jako hrudní balónkové (přichycení vzniklým podtlakem v balónku) a končetinové klipsové elektrody.



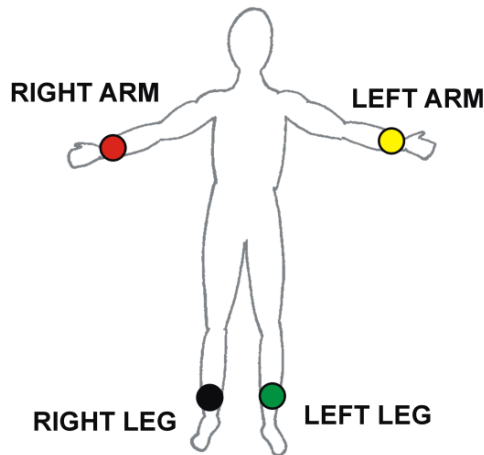
Obr. č. 4: Hrudní balónkové elektrody



Obr. č. 5: Končetinové klipsové elektrody

2.3 Přehled standardně užívaných EKG svodů

Pro diagnostické účely je běžně pořizován záznam dvanácti svodů EKG, které dělíme na šest končetinových a šest unipolárních hrudních svodů (V1 až V6). Končetinové svody dále dělíme na tři *Einthovenovy bipolární končetinové svody* (označované jako I, II, III) a tři *Goldbergerovy (zesílené) unipolární končetinové svody* (aVR, aVL, aVF) [2].



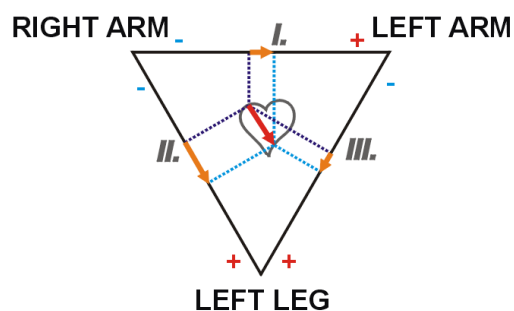
Obr. č. 6: Umístění končetinových elektrod
(čelní pohled na monitorovanou osobu)



Obr. č. 7: Nákres umístění hrudních elektrod
(pohled na levou stranu hrudního koše)

2.3.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

Standardní bipolární Einthovenovy končetinové svody tvoří tzv. *Einthovenův trojúhelník*, kde každý svod je rozdílem bioelektrických signálů detekovaných mezi dvěma končetinovými elektrodami. U svodu I se jedná o rozdíl mezi elektrodou na pravé a levé horní končetině, svod II je rozdílem mezi levou horní končetinou a pravou dolní končetinou a svod III je rozdílem mezi pravou horní a pravou dolní končetinou [2].



Obr. č. 8: Vektorkardiogram (vektor šíření elektrického vzruchu ve frontální rovině)

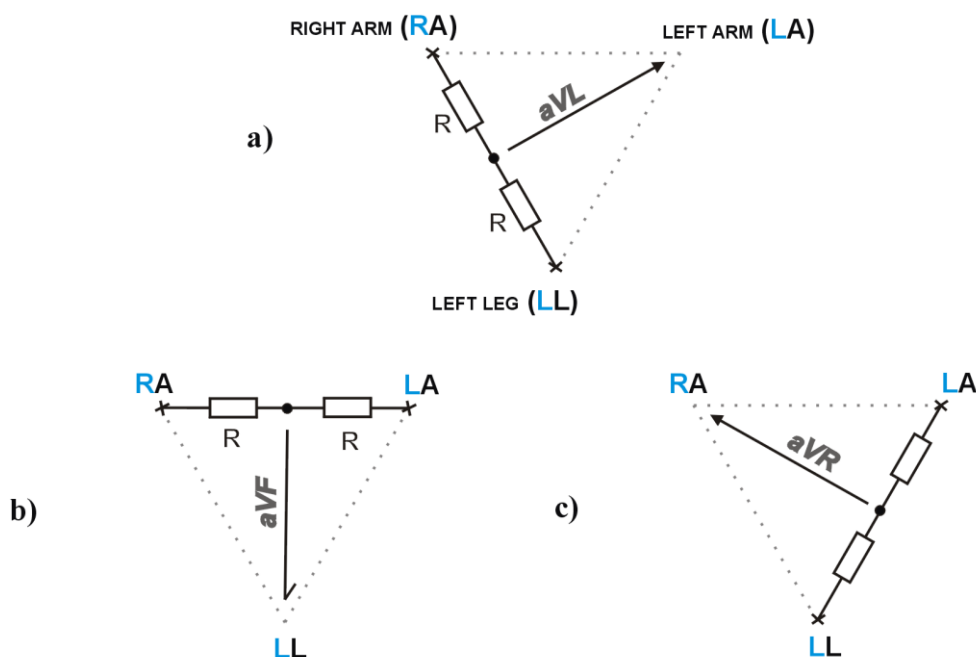
Pro svod I je zavedeno, že levá horní končetina je označena za kladnou elektrodu, pravá horní za zápornou elektrodu. Pro svody II, III je vždy kladnou elektrodou označována elektroda na levé dolní končetině [2]. Kladná výchylka elektrocardiografického průběhu se má poté zobrazit v momentě, kdy elektrický potenciál směřuje ke kladné elektrodě [2].

Z fyziologického hlediska je výsledný elektrický vektor srdce zhruba rovnoběžný se svodem II a teoreticky lze předpokládat nevyšší amplitudu snímaného bioelektrického signálu právě na tomto svodu [2].

Při snímání činnosti srdce lze získat z uvedených končetinových svodů okamžité vektory bioelektrické srdeční aktivity. Výslednice těchto okamžitých hodnot vektorů ve frontální rovině je označována jako tzv. *elektrická osa srdeční* a je elektrickým projevem především komor. U zdravého srdce lze předpokládat, že elektrická osa srdeční je zhruba stejně orientovaná jako směr fyzického uložení srdce.

2.3.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody

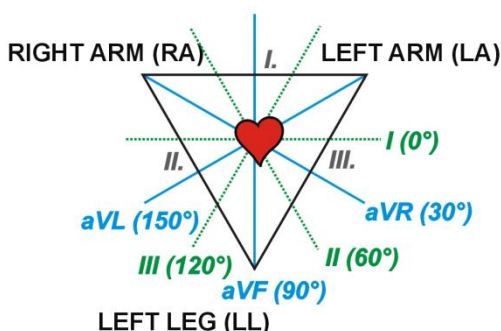
Unipolární končetinové svody využívají stejných končetinových elektrod jako bipolární končetinové svody I, II, III. Rozdíl v unipolárních svodech je takový, že končetinové elektrody jsou propojeny přes vhodně zvolené odpory (5 k Ω [2]) do jednoho bodu. Tento bod je považován za referenční (nulový) a vůči tomuto bodu lze poté určovat svody VR, VL, VF. Pro dosažení vyššího zisku snímaného signálu se v praxi odpojuje vyšetřovaná elektroda. Takto získané svody již označujeme jako *zesílené¹ končetinové svody* (aVR, aVL, aVF) [8].



Obr. č. 9: Grafické znázornění určení Goldbergerových zesílených končetinových svodů (a – svod aVL, b – svod aVF, c – svod aVR)

¹ zesílené = augmented

Díky uvedenému způsobu zapojení Goldbergových končetinových svodů získáváme v kombinaci s Einthovenovými končetinovými svody (při zachování počtu použitých elektrod) dvojnásobný počet svodů frontální (čelní) roviny:



Obr. č. 10: Grafické znázornění úhlů snímání srdeční činnosti ve frontální rovině (pozn.: v lékařské praxi jsou úhly zapisovány ve směru hodinových ručiček)

2.3.3 Hrudní svody

Wilsonovy unipolární (hrudní) svody snímají srdeční činnost v rovině kolmé na rovinu frontální. Jedná se o šest hrudních elektrod snímajících bioelektrický signál vůči Wilsonově centrální svorce (s předpokládaným nulovým potenciálem). Wilsonova centrální svorka je realizována jako bod spojení končetinových elektrod (levá a pravá horní končetina a levá dolní končetina) přes vhodně zvolené odpory (5 k Ω [2]).

Tab. č. 1: Umístění hrudních elektrod a význam odpovídajících hrudních svodů [2]

OZNAČENÍ SVODU	UMÍSTĚNÍ ELEKTRODY ODPOVÍDAJÍCÍHO SVODU	OBLAST SNÍMÁNÍ
V1	IV. mezižebří (pravý okraj sternu)	pravá síň a komora
V2	IV. mezižebří (levý okraj sternu)	pravá síň a komora
V3	mezi V1 a V4	septum (přepážka)
V4	V. mezižebří (levá medioklavikulární čára)	septum (přepážka)
V5	V. mezižebří (levá přední axilární čára)	levá komora
V6	V. mezižebří (levá střední axilární čára)	levá komora/oblast hrotu

2.4 Význam kompenzační elektrody

Kompenzační elektroda je umístěna na pravé dolní končetině (RL). Slouží ke zpětnovazebnímu potlačení souhlasných rušivých signálů. Tento typ rušení je přítomen i na Wilsonově centrální svorce, která je uvažována jako nulová. Signál je z tohoto bodu snímán, invertován a zpětnovazebním obvodem směřován zpět do těla pacienta skrze uvedenou kompenzační elektrodu (vlastnosti kompenzačního signálu musí splňovat normy pro bezpečnost). Uvedeným způsobem je dosaženo vyššího odstupů signálu od šumu.

3 Elektrokardiogram

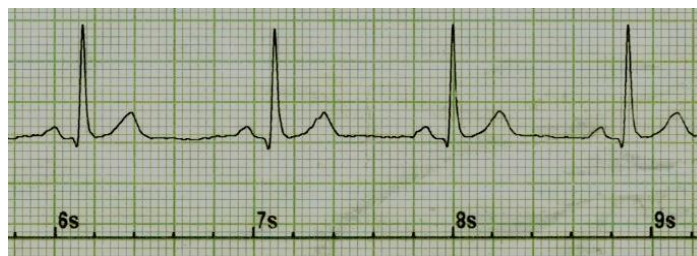
Elektrokardiogram je časový záznam srdeční činnosti, která je snímána v podobě bioelektrického signálu. Ten je v odpovídajících časových okamžicích výsledkem součtu příspěvků akčních potenciálů dráždivých buněk srdce. Obecně neplatí, že výsledek akčních potenciálů je vždy měřitelný. Důvodem měřitelnosti srdeční aktivity (dokonce i na povrchu těla) je, že pokaždé velká skupina buněk (oblast srdečního svalu) reaguje na dráždivý podnět synchronně.

Důležitými úseky elektrokardiografického záznamu jsou zaznamenané momenty šíření vzruchu vzniklého v SA uzlu. Nejsou-li přítomny žádné patologické stavy tkáně, vzruch je šířen převodním srdečním systémem přímo do oblasti myokardu. V ostatních případech nastávají změny v šíření, které se projeví i na výsledném elektrokardiografickém záznamu. Odpovídající patologické změny jsou velmi dobře popsány v odborné literatuře zabývající se touto problematikou [9, 10, 11]. Jedná se především o různé druhy poruch srdečního převodního systému. Příkladem mohou být zdvojené dráhy vedení vzruchu s rozdílnou rychlostí šíření a různé typy blokády přenosu vzruchu (blokáda SA uzlu, blokáda Tawarových ramének, atd.). Elektrokardiografickým vyšetřením lze dále odhalit infarkt myokardu, který je spojený s ucpáním věnčitých cév. Lze stanovit i oblast srdce, ve které došlo k tomuto poškození.

Tab. č. 2: Typické vlastnosti EKG signálu snímaného povrchovými elektrodami

VYBRANÝ DRUH BIOELEKTRICKÉHO SIGNÁLU	TYPICKÝ ROZSAH
napětí generované srdeční aktivitou detekovatelné na povrchu těla	0,5 až 5 mV _{PP} [5]
spektrální rozsah elektrické srdeční aktivity detekovatelný na povrchu těla	0,01 až 250 Hz [10] (typicky do 40 Hz [6])

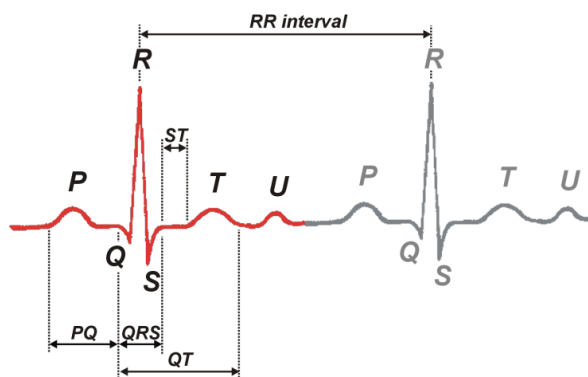
V případě nejvíce rozšířeného diagnostického EKG zařízení se setkáme s výstupním elektrokardiografickým záznamem v papírové podobě, spolu se standardně zavedeným časovým posuvem záznamu 25 mm (50 mm) za jednu sekundu a výchylkou 10 mm odpovídající amplitudě 1 mV vstupního napětí. Diagnostika zdravotního stavu pacienta je v tomto případě na vizuální kontrole doktorem. S nástupem elektronického ukládání dat lze data podrobit automatické diagnostice (popř. data dále sdílet v rámci zdravotnického systému). Pro oba dva případy jsou stanoveny různé požadavky na technické parametry daného diagnostického zařízení a obecně platí, že vyšší nároky jsou kladeny na zařízení s digitálním záznamem.



Obr. č. 11: Elektrokardiogram (příklad papírového záznamu)

3.1 Vztah mezi elektrokardiogramem a srdeční činností

Na elektrokardiogramu nacházíme sled vln P, T, U a kmitů Q, R, S. Vlna P souvisí s projevem depolarizací síní, kmity QRS souvisí s depolarizací komor. Začátku vlny P dominuje depolarizace pravé síně a konci průběhu vlny P náleží depolarizace levé síně. Časová prodleva mezi vlnou P a kmitem Q (označováno jako úsek PQ) odpovídá rychlosti šíření vzruchu od místa vzniku (v SA uzlu) až k oblasti myokardu síní. Kmity QRS představují depolarizaci komor (označováno také jako QRS komplex). Časový úsek (segment) ST je dobou mezi depolarizací a repolarizací komor (odpovídá momentu kontrakce komor), kde vlna T představuje samotnou depolarizaci (v tomto okamžiku dochází k opětovnému plnění komor).



Obr. č. 12: Nákres elektrokardiogramu (vyznačení základních časových intervalů¹ a segmentů²)

Vlna U není na elektrokardiogramu vždy patrná a dle uvedené literatury pravděpodobně souvisí s repolarizací papilárních svalů (popř. se vyskytuje jako projev některých patologických změn tkáně) [9]. Křivka elektrokardiografického záznamu intervalu mezi vlnou U a vlnou P je nazývána jako *izoelektrická linie* (takto jsou označovány i ostatní části křivky mezi jednotlivými zaznamenanými elektrickými projevy srdce).

Kladná výchylka elektrokardiogramu vzniká, šíří-li se depolarizace vlákna myokardu směrem k elektrodě. Záporná výchylka vzniká při šíření vzruchu směrem od elektrody. Pokud repolarizace proběhne v opačném směru, než proběhla depolarizace, poté je směr výchylky při repolarizaci stejný jako při depolarizaci [11].

Tab. č. 3: Typické délky trvání vybraných intervalů EKG

VYBRANÝ ÚSEK EKG PRŮBĚHU	DOBA TRVÁNÍ
interval PQ (PR)	0,12 až 0,2 sec [10, 9]
QRS komplex	0,06 až 0,12 sec [4, 9]
interval QT	0,34 až 0,42 sec [10]
úsek ST	0,1 až 0,16 sec

Interval RR (srdeční rytmus) se zpravidla pohybuje v délce od 0,8 do 1 sekundy. Tato frekvence srdeční činnosti má vliv na délku některých časových intervalů a úseků EKG záznamu, kdy dochází ke změnám v délce trvání intervalu QT a úseku ST (časový interval PQ a QRS komplex by měl být vždy neměnný).

1 Interval je časový úsek od začátku vlny (kmitu) po začátek nebo konec jiné vlny (kmitu) [2].

2 Segment je časový úsek od konce vlny (kmitu) po začátek jiné vlny (kmitu). Segmenty se promítají do izoelektrické čáry a označují se zpravidla jako izoelektrické úseky [2].

3.2 Artefakty v EKG záznamu

Artefaktem nazýváme tu část průběhu snímaného signálu, která nesouvisí s projevy diagnostikovaného orgánu (srdce). V případě monitorování srdeční aktivity se setkáváme zejména se stálým elektromagnetickým rušením rozvodné napájecí soustavy, náhodným impulzním rušením, pohybovými artefakty a dále také změny chemických potenciálů na rozhraní kontaktu elektrod s kůží pacienta. Uvedené jevy rozdělujeme na *technické* a *biologické* artefakty[5].

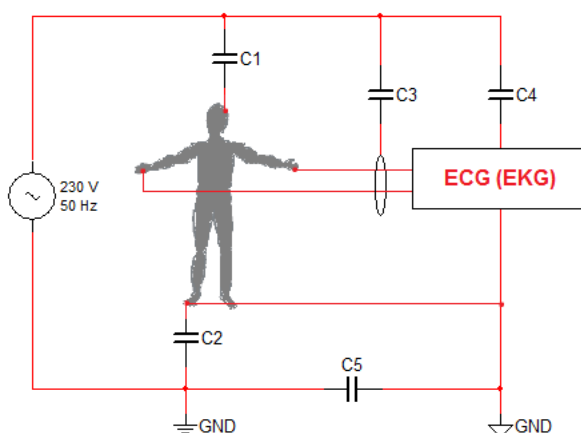
3.2.1 Technické artefakty

Kromě elektromagnetického rušení (50 Hz) elektrické rozvodné sítě, lze očekávat riziko rušení od blízko lokalizovaných pozemních komunikačních vysílačů, mobilních telefonů a špatně konstruovaných spínaných napájecích zdrojů. Ve všech uvedených případech se jedná o technické artefakty (především impulzního charakteru rušení). Dalším typem technických artefaktů, s kterými se lze setkat, jsou elektrostatické výboje, změny elektrodových potenciálů, nebo ztráta kontaktu elektrod[5].

Kapacitní vazby vůči elektrické napájecí soustavě

Hlavním zdrojem rušení jsou elektrické napájecí soustavy, které v Evropě využívají pracovní kmitočet 50 Hz (v Americe se setkáváme s kmitočtem 60 Hz). Dalším významným zdrojem rušení může být železniční střídavá napájecí soustava s pracovním kmitočtem 16,7 Hz (dříve 16 2/3 Hz). Tento typ železniční napájecí soustavy existuje po Evropě především v německy mluvících zemích [12].

Níže uvedený obrázek obsahuje znázornění kapacitních vazeb vůči elektrické napájecí soustavě diagnostického EKG systému. Vysvětlen je tak princip navázání rušení 50 Hz na pacienta a dané zařízení. Děje se tak prostřednictvím kapacit C_1 a C_2 . Rušení dále proniká do měřicího systému skrze kapacitu C_4 a kapacitní vazbu přírodních měřicích kabelů C_3 . Výsledná hodnota potlačení souhlasného signálu závisí především na kapacitě C_5 , která se nachází mezi elektrickými zeměmi měřicího systému a rozvodné napájecí sítě. Pokud by tato vazba neexistovala, měřicí systém by poté vykazoval velmi vysoký stupeň potlačení souhlasného signálu [12].



Obr. č. 13: Znázornění kapacitních vazeb EKG systému na elektrickou rozvodnou síť [12]

3.2.2 Biologické artefakty

Mezi biologické artefakty řadíme elektrické projevy ostatních orgánů (vč. vlivu jejich pohybu), jevy spojené se změnou prokrvení tkáně a pohybové artefakty. V případě EKG se jedná i o výslednou modulaci snímaného signálu na respirační frekvenci pacienta [3].

3.3 Spektrální vlastnosti EKG signálu

Výskyt hlavních kmitočtových složek nacházíme ve spektru přibližně do 40 Hz (vyskytují se i diagnosticky významné harmonické složky v řádu stovek Hz) [6].

Základní kmitočet QRS komplexu (detekovatelný na povrchu těla) odpovídá zhruba kmitočtu 10 Hz. Základní kmitočet T vlny náleží do kmitočtové oblasti 1 až 2 Hz.

V případě pouhého sledování srdeční činnosti (a dále také při monitorování zátěžového EKG) můžeme snímaný průběh frekvenčně omezit například na rozsah od 0,67 Hz až 40 Hz. Toto kmitočtové omezení vytváří stabilní průběh EKG (potlačena většina artefaktů), nicméně z diagnostického hlediska se jedná o nepřijatelné omezení (zkreslení) EKG signálu. Důvodem je diagnostický význam amplitud kmitů, popř. vzájemná poloha významných úseků EKG průběhu. Při průchodu signálu filtrem dochází ke zkreslení, které může v krajním případě zapříčinit chybné stanovení zdravotního stavu pacienta. Americká asociace AHA uvádí pro diagnostické přístroje jako minimální horní hranici kmitočtového rozsahu 100 Hz (dospělý jedinec). U dětí jsou důležité složky signálu v kmitočtové oblasti až do kmitočtu 250 Hz [13].

Horní mez 100 Hz se týká přímého zápisu EKG průběhu (doporučeno asociací AHA, potvrzeno normami ANSI/AAMI v roce 2001). Lze se také setkat s doporučením kmitočtového rozsahu zasahujícího alespoň do 150 Hz (pro diagnostické systémy 12-ti svodového EKG). Tendence je však taková, že minimální horní mez sledovaného kmitočtového pásma bude v budoucnu dále navyšována (tj. požadavky na výrobce).

3.4 Spektrální vlastnosti rušení

Uvedené typy artefaktů ve snímaném signálu lze dále dělit na typ *úzkopásmového* a *širokopásmového rušení*. Mezi úzkopásmové rušení se řadí rušení způsobené elektrickou napájecí soustavou (v podobě rušení se typicky vyskytují i odpovídající harmonické násobky základního kmitočtu – o jejich možném výskytu v rozvodné síti se zmiňují odpovídající technické evropské normy EN, popř. ČSN EN/IEC).

Mezi úskopásmové rušení se dále řadí respirační frekvence měřené osoby (do 0,5 Hz [6]) nebo pomalé změny potenciálů na rozhraní elektrody a kůže (do 0,8 Hz [6]). Tento druh rušení se projevuje jako kolísání izoelektrické linie.

Širokopásmové rušení vzniká zejména při rychlých pohybech pacienta (činnosti svalů) a zasahuje kmitočtovou oblast v rozsahu Hz až kHz [6].

3.5 Způsoby potlačení rušení

Nejvíce užívaným způsobem pro potlačení elektromagnetického rušení je použití tzv. napájení pravou nohou. Realizováno kompenzační elektrodou (umístěnou na pravé noze pacienta) a zpětnovazebním zapojením potlačující dané nežádoucí rušení. Dalším způsobem dosažení vyššího odstupu signálu od šumu (eliminace rušení) je zlepšení izolace mezi elektrickou zemí pacienta a elektrickou zemí zařízení. Jedná se například o použití bateriového napájení, možné je i využít tzv. Faradayovo stínění, které chrání zařízení a jeho komponenty před vstupem vnějšího rušení do diagnostického systému [12].

Pro případ biologických artefaktů (rušení způsobené typicky pohyby pacienta apod.) nezbývá jiné řešení, než zavedení filtrace signálu. Bohužel v případě použití filtrů zároveň vzniká i nežádoucí zkreslení. Mezinárodní doporučení (normy) stanovují maximální přijatelné zkreslení, kdy nemá rozdíl mezi neupravenou formou záznamu a záznamem po filtraci nabývat rozdílu většího než 10 μV v případě počítačové analýzy (2% rozdíl pro úroveň nad 0,5 mV) [6, 13]. Na diagnostické přístroje s přímým (papírovým) zápisem jsou kladeny menší nároky.

Doporučení pro digitální zpracování EKG (požadavky na šířku pásma apod.) byly formulovány již v roce 1990 – Americkou kardiologickou asociací (AHA – American Heart Association). Tyto doporučení jsou začleněny do standardů vztahujících se k EKG diagnostickým přístrojům. Standardy vydává sdružení zabývající definováním požadavků na lékařské přístroje (AAMI – Association for the Advancement of Medical Instrumentation).

3.5.1 Uplatnění číslicových filtrů

Využívá se lineárních filtrů, kdy pro tento druh filtrace platí tzv. princip superpozice (odezva signálu odpovídá součtu odezev na jednotlivé části signálu). Na základě této vlastnosti je odstraněno aditivních složek rušení ze snímaného EKG průběhu při současném dodržení podmínky minimálního zkreslení.

Filtr typu horní propust

Horní propust je používána pro odstranění stejnosměrné složky signálu a potlačení kolísání izoelektrické linie (tento typ filtrace byl dříve řešen v analogové části zapojení). Dnes je tato filtrace řešena zejména v číslicové oblasti signálu. V době analogové techniky byl zlomový kmitočet filtru běžně nastavován na hodnotu 0,5 Hz, což má za následek výrazné zkreslení diagnosticky významného intervalu ST. Americká kardiologická asociace již během roku 1975 předložila rozsáhlá doporučení, která stanovují zlomový kmitočet horní propusti na 0,05 Hz pro standardně používané filtry s pevným zlomovým kmitočtem. Tím je zaručena věrnost průběhu signálu, avšak za cenu možného kolísání EKG signálu (dochází pouze k potlačení stejnosměrné složky signálu). Později je toto omezení zmírněno a v případě filtrů s nulovým fázovým zkreslením je možné nastavit zlomový kmitočet až na hodnotu 0,67 Hz (v roce 2001 je toto zmírnění limitů uznáno a povoleno mezinárodními normami ANSI/AAMI) [13]. Není-li EKG snímáno za účelem diagnostiky stavu pacienta, lze pro efektivní potlačení rušení a zároveň dodržení minimálního zkreslení dosáhnout v případě použití filtru s proměnným zlomovým kmitočtem, kdy zlomový kmitočet filtru je nastaven v závislosti na minimální tepové frekvenci. Avšak při nastavení hodnoty zlomového kmitočtu horní propusti vyšší, než je minimální tepová frekvence, dochází již k výraznému zkreslení užitečného signálu [6, 14, 15] a dále v případě zobrazování EKG průběhu v reálném čase nastává problém, jak zjišťovat proměnnou tepovou frekvenci pacienta.

U přístrojů zobrazujících EKG v reálném čase se pravděpodobně setkáváme vždy s interpolačními algoritmy zvanými kubické splajny. Jedná se o způsob filtrace, který zbavuje EKG signál kolísání izoelektrické linie. V principu jde o prokládání průběhu PQRST tak, aby docházelo k vyrovnání průběhu EKG do roviny nulové izolinie. V režimu off-line zobrazení EKG se častěji setkáme s využitím nelineárních metod filtrace (filtr typu horní propust).

Filtr typu dolní propust

Dolní propust je užívána pro omezení spektra snímaného signálu na šířku odpovídající vlastnostem bioelektrického signálu. Dolní propustí je omezeno vysokofrekvenční rušení a zároveň je zabráněno případnému antialiasingu (zrcadlení signálu ve spektru z důvodu nedostatečné vzorkovací frekvence signálu). Lze se setkat s doporučeními, které uvádí, že v případě analogového RC filtru realizovaného z diskrétních součástek se vlivem výrobní nepřesnosti hodnot snižuje i výsledná hodnota odstupu signálu od šumu (CMR) [12]. Proto se lze setkat v případě zapojení RC dolní propusti s nastavením zlomového kmitočtu tak, aby horní hranice šířky přenášeného pásma nebyla určena zlomovým kmitočtem filtru, ale naopak vzorkovací frekvencí modulátoru (použití modulátorů odolných vůči antialiasingu) [11].

Pásmová zádrž

Pásmová zádrž je určena zejména pro potlačení rušení elektrické rozvodné sítě. Filtrace daného rušení by měla zahrnovat i možné kolísání kmitočtu elektrorozvodné sítě (povolenou změnu pracovního kmitočtu určují odpovídající technické normy, popř. uvádí dodavatel elektrické energie). V případě tzv. ostrovních napájecích systémů může změna pracovního kmitočtu sítě nabývat hodnot až v rozmezí $\pm 15\%$.

Adaptivní filtrace

Filtrace signálu prostřednictvím adaptivních filtrů je využívána zejména v momentě, není-li dopředu znám kmitočet úzkopásmového rušení (nebo je tento parametr v čase proměnný). Principem adaptivní filtrace je rozklad dvou vzájemně vázaných aditivních směsí signálů, kdy jedna ze směsí (doplňková) musí obsahovat informaci o rušivém signálu (nebo o užitečném signálu). Účelem filtrace je získat odhad o hledané složce signálu dekompozicí vstupní aditivní směsi [16].

4 Realizované způsoby filtrace

Pro následující část práce bylo zvoleno využití programového prostředí Matlab. Důvodem je snížení časové náročnosti realizace programové části zařízení, která je určena k filtraci signálu a dále lze v uvedeném prostředí efektivně ověřit výsledné vlastnosti filtrů a vhodně prezentovat dosažené výsledky.

Sledovaným parametrem filtrace je maximální zkreslení užitečného signálu vůči jeho původní nezkrácené formě. K tomuto účelu slouží vybraný záznam EKG, který je získán z volně přístupné databáze fyziologických signálů (s ohledem na následující využití navržených filtrů byl vybrán referenční signál s udanou vzorkovací frekvencí 500 Hz) [17]. Jedná o jeden vybraný průběh ze souboru záznamů, které dle uvedeného zdroje vykazují diagnosticky významné poruchy srdečního svalu a zároveň tyto záznamy neobsahují technické či biologické artefakty. Předpokladem tedy je, že v případě optimálně navrženého filtru nenastane žádné zkreslení referenčního EKG signálu po průchodu filtrem.

Zvolené kritérium hodnocení kvality filtrace vychází z požadavků norem a doporučení. Sledován je okamžitý rozdíl hodnoty signálu filtrovaného vůči hodnotě skutečné – lineární (analýza se nezabývá komparačním hodnocením filtrů z hlediska schopnosti potlačení rušivých složek signálu). Pro diagnostická zařízení s číslicovým zpracováním signálu je požadován rozdíl mezi lineární a zpracovanou formou signálu menší než 10 μV [6, 13]. *Toto kritérium tedy stanovuje, zda lze výstupní průběh EKG dále využít k diagnostickým účelům.*

Pokud není uvedeno jinak, analyzované způsoby filtrace pracují se záznamem EKG signálu o vzorkovací frekvenci 500 Hz a délce záznamu 16,004 sec. (tj. 8002 vzorků). Uvedené grafy mohou v některých případech zaznamenávat pouze vybranou část EKG průběhu (z celkové analyzované délky signálu). Zlomové kmitočty všech uvedených filtrů odpovídají frekvenci signálu při poklesu o -3 dB.

4.1 Aplikace Lymnových filtrů

Při požadavku zobrazení EKG v reálném čase se setkáme s nejčastějším využitím tzv. Lymnových filtrů (typ hřebenového filtru). Jedná se o filtry s minimálními nároky na výpočetní operace a zároveň dosahují lineární fázové charakteristiky¹, splňují tak požadavek minimálního zkreslení užitečného signálu [6].

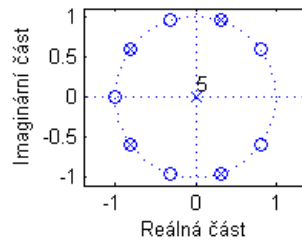
¹ Lineární fázová charakteristika nezpůsobuje fázové zkreslení signálu tj. časové zpoždění všech harmonických složek signálu je stejné. Nelineární fázová charakteristika filtru způsobuje rozdílné zpoždění harmonických složek signálu. Toto fázové zkreslení ovlivňuje především kmit S a vlnu T [14].

Potlačení rušení 50 Hz pomocí Llynova filtru (základní)

Prvním realizovaným typem Llynova filtru je pásmová zádrž. Tato zádrž je charakterizována rovnoměrně rozloženými nulovými body v rovině Z na jednotkové kružnici (póly jsou v místech požadovaného nepropustného pásma). Dána je obecným předpisem přenosové funkce:

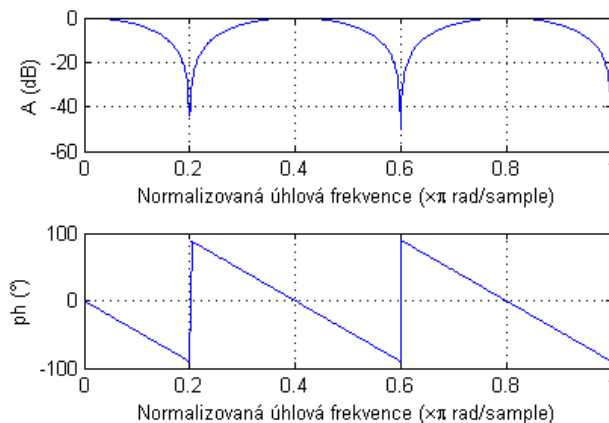
$$H_{PZ(zakladni)}(z) = \frac{1}{K} \cdot \frac{1 - z^{-Kp}}{1 - z^{-p}} \quad (1)$$

Počet stejnoměrně rozložených propustných pásem určuje konstanta p , šířka pásem závisí na konstantě K [15]. V souladu s rozsahem zpracovávaného signálu a požadavkem na potlačení rušení 50 Hz poté vychází hodnota konstanty $p = 5$ a hodnota konstanty $K = 2$. Výsledný rozložení nul a pólu na jednotkové kružnici v rovině Z znázorňuje následující obrázek:



Obr. č. 14: Rozložení pólů a nul v rovině Z pro Llynův filtr (základní)

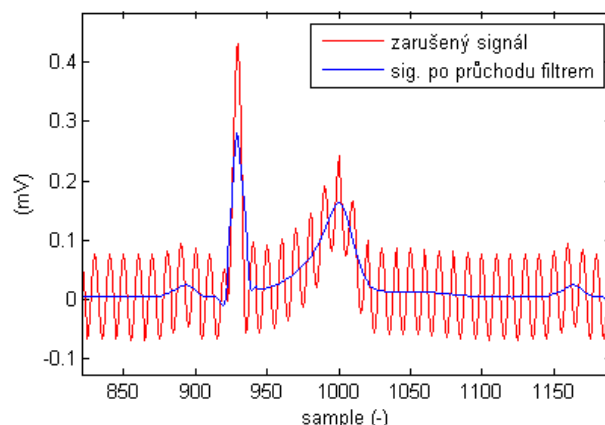
Dále je zaznamenána výsledná frekvenční a fázová charakteristika filtru, kde zobrazení frekvenční charakteristiky odpovídá rozsahu od 0 Hz do 250 Hz¹ (tj. od 0 do π). Z grafu je patrné potlačení rušivého signálu na požadované frekvenci 50 Hz a dále potlačení na frekvenci 150 Hz a 250Hz (požadavek na lineární fázovou charakteristiku byl splněn).



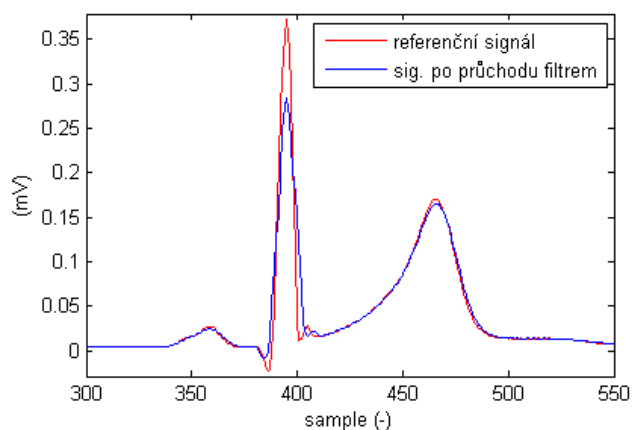
Obr. č. 15: Frekvenční a fázová charakteristika Llynova filtru (základní)

¹ Použitá normalizovaná úhlová frekvence ω' udává poměrnou hodnotu rychlosti změny počtem radiánů za daný vzorek. Jedná se o číslo, jehož hodnota náleží intervalu v rozsahu nula až 2π (včetně krajních hodnot) [33]. V daném případě je frekvenční a fázová charakteristika zobrazena v polovičním intervalu $\langle 0; \pi \rangle$, což odpovídá rozsahu použitelnosti daného filtru (vychází z Nyquistova vzorkovacího teorému platného i pro návrh číslicových filtrů).

V případě normalizované frekvence f' se jedná o poměrnou hodnotu ležící v intervalu $\langle 0; 1 \rangle$, která je dána jako počet cyklů za daný vzorek (běžně zavedená frekvence f je dána jako počet cyklů za jednotku času) [33].



Obr. č. 16: Detail průběhu EKG signálu s aditivním rušením 50 Hz a detail průběhu signálu po filtraci pro Lynnův filtr (základní)



Obr. č. 17: Detail průběhu referenčního EKG signálu a signálu po průchodu filtrem pro Lynnův filtru (základní)

Schopnost potlačení rušení 50 Hz znázorňuje obr. č. 16. Míru zkreslení užitečného signálu zaznamenává obr. č. 17. Při analýze filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 4: Výsledek analýzy pro Lynnův filtru (základní)

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Zjištěná maximální kladná odchylka:	+99,2 μV
Zjištěná maximální záporná odchylka:	-129,2 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ne

Potlačení artefaktů signálu pomocí zářezového Lynnova filtru

Zářezový typ Lynnova filtru potlačuje nejen rušení sítě 50 Hz, ale i kolísání izoelektrické linie. Tento typ filtru je charakterizován následujícím tvarem přenosové funkce:

$$H_{PZ(zarezovy)}(z) = z^{-\tau_{PP}} - H_{PP}(z) \quad (2)$$

Časové zpoždění signálu zavedené pásmovou propustí $H_{PP}(z)$ je označováno jako τ_{PP} a pásmová propust $H_{PP}(z)$ je dána následujícím vyjádřením přenosové funkce [6]:

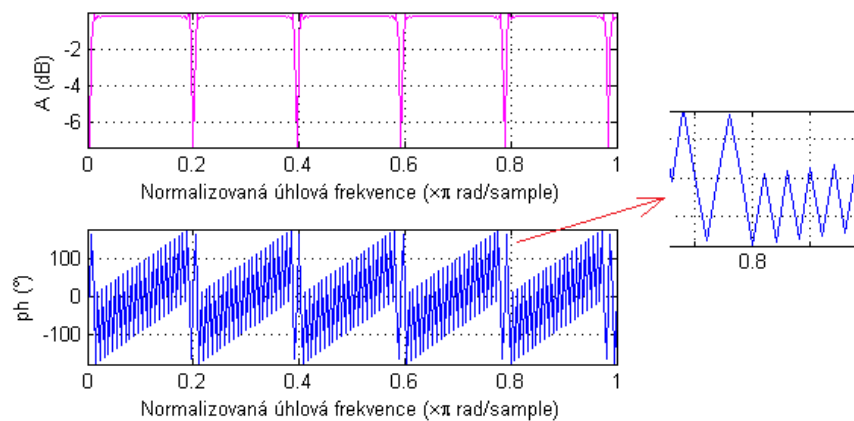
$$H_{PP}(z) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} z^{-ip} = \frac{1}{K} \cdot \frac{1 - z^{-Kp}}{1 - z^{-p}} \quad (3)$$

Kde konstanta p je dána poměrem f_{vz}/f_{fs} (f_{vz} je vzorkovací frekvence signálu a f_{fs} odpovídá frekvenci rušení elektrické rozvodné sítě). Pro konstantu K je podmínka taková, že K musí být celé číslo a zároveň součin Kp musí být neblíže vyšší číslo, které se blíží hodnotě počtu vzorků EKG signálu v jednom srdečním cyklu (tím je definováno potlačení nízkofrekvenčních složek rušivého signálu) [6].

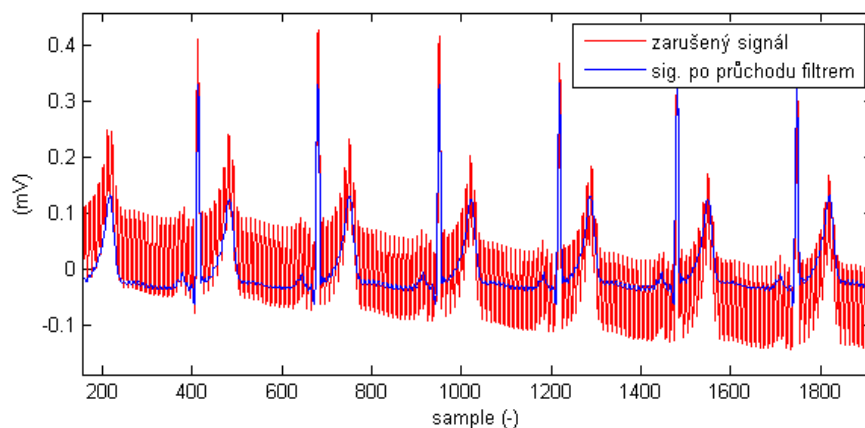
V konečném vztahu je pásmová propust realizována sériovým spojením dvou pásmových propustí stejného typu. Tím je dosaženo splnění požadavků na útlum v propustných pásmech filtru. Výsledná přenosová funkce zářezového Lynnova filtru je [6]:

$$H_{PZ(zarezovy)}(z) = z^{-(K-1)p} - \left(\frac{1}{K} \cdot \frac{1 - z^{-Kp}}{1 - z^{-p}} \right)^2 \quad (4)$$

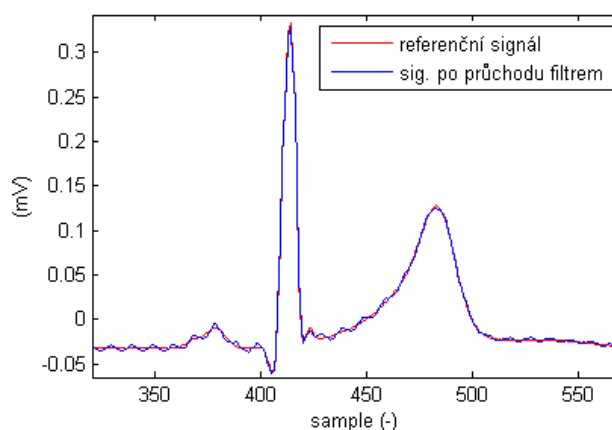
Níže se nachází frekvenční a fázová charakteristika realizovaného zářezového Lynnova filtru (pro zvolené hodnoty konstant: $K = 25$ a $p = 10$).



Obr. č. 18: Frekvenční a fázová charakteristika zářezového Lynnova filtru



Obr. č. 19: Záznam průběhu EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a s aditivním rušením 50 Hz a dále detailu průběhu signálu po průchodu filtrem pro zářezový Lynnův filtr



Obr. č. 20: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po průchodu filtrem typu zářezový Lynnův filtr

Obr. č. 19 zachycuje průběh EKG signálu před filtrací a po filtraci uvedeným filtrem. Míru zkreslení užitečného signálu zaznamenává obr. č. 20. Při analýze filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 5: Výsledek analýzy pro zářezový Lynnův filtr

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Zjištěná maximální kladná odchylka:	+5,9 μV
Zjištěná maximální záporná odchylka:	-6,1 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ano

Horní propust realizovaná pomocí Lynnova filtru

Horní propust určená pouze pro potlačení kolísání izoelektrické linie je dána níže uvedeným obecným předpisem přenosové funkce, kde dolní propust $H_{DP}(z)$ slouží k odhadu driftu izoelektrické linie (τ_{DP} je zpoždění filtrovaného signálu způsobené touto dolní propustí).

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau_{DP}} - H_{DP}(z) \quad (5)$$

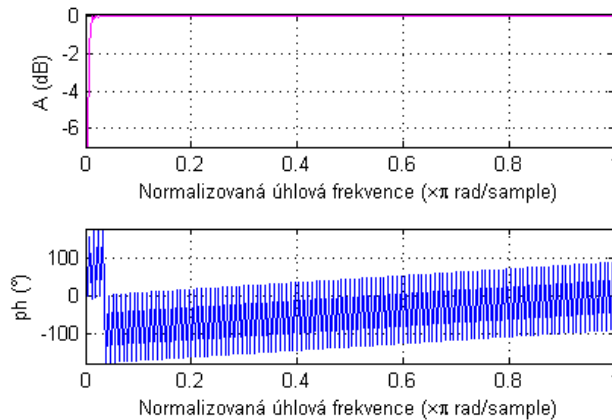
Přenosová funkce Lynnova filtru typu dolní propust je dána následujícím výrazem, kde N odpovídá (*volba návrhu*) počtu vzorků EKG signálu v jedné srdeční periodě [6].

$$H_{DP}(z) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} z^{-i} = \frac{1}{N} \cdot \frac{1 - z^{-N}}{1 - z^{-1}} \quad (6)$$

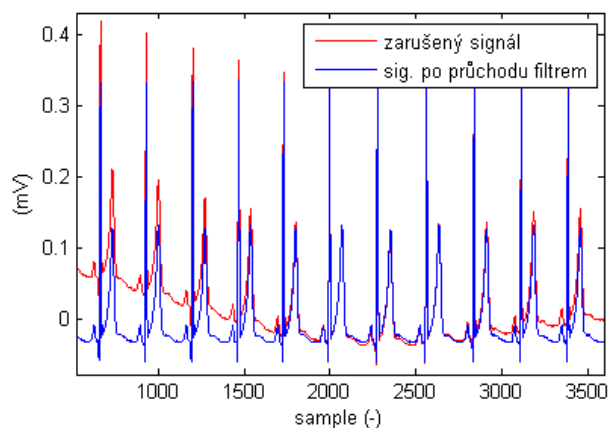
Ve vztahu pro výsledný filtr typu horní propust je opět použito sériové zapojení dvou filtrů $H_{DP}(z)$ pro dosažení požadovaných vlastností výsledného filtru:

$$H_{HP}(z) = z^{-(N-1)} - \left(\frac{1}{N} \cdot \frac{1 - z^{-N}}{1 - z^{-1}} \right)^2 \quad (7)$$

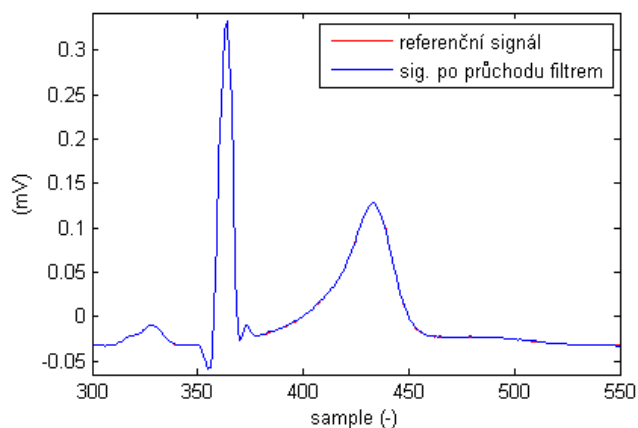
Pro realizovaný filtr $H_{HP}(z)$ bylo zvoleno $N = 250$. Výsledná frekvenční a fázová charakteristika je uvedena na obr. č. 21. Schopnost filtru potlačit kolísání izoelektrické linie zachycuje obr. č. 22.



Obr. č. 21: Frekvenční a fázová charakteristika Lynnova filtru typu horní propust



Obr. č. 22: Průběh EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a průběh signálu po průchodu Lymnovým filtrem typu horní propust



Obr. č. 23: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po průchodu Lymnovým filtrem typu horní propust

Míru zkreslení užitečného signálu zaznamenává obr. č. 23. Při analýze filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 6: Výsledek analýzy pro Lymnov filtr typu horní propust

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Maximální kladná odchylka:	+2,1 μV
Maximální záporná odchylka:	-0,9 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ano

4.2 Aplikace FIR filtrů

Další možností filtrace signálu EKG je využití FIR filtrů, u kterých lze dosáhnout lineární fázové charakteristiky. Tento typ filtru je vždy stabilní a má konečnou impulzní charakteristiku.

Aplikace FIR filtrů se jeví vhodná zejména pro filtry typu horní propust, kdy lze dosáhnout rozumného počtu koeficientů daného filtru. Filtrace lze poté vykonávat i při omezeném výpočetním výkonu použitého hardwaru (paměti) a zároveň lze dosáhnout přijatelného časového zpoždění signálu (při požadavku zachování zobrazení EKG v reálném čase).

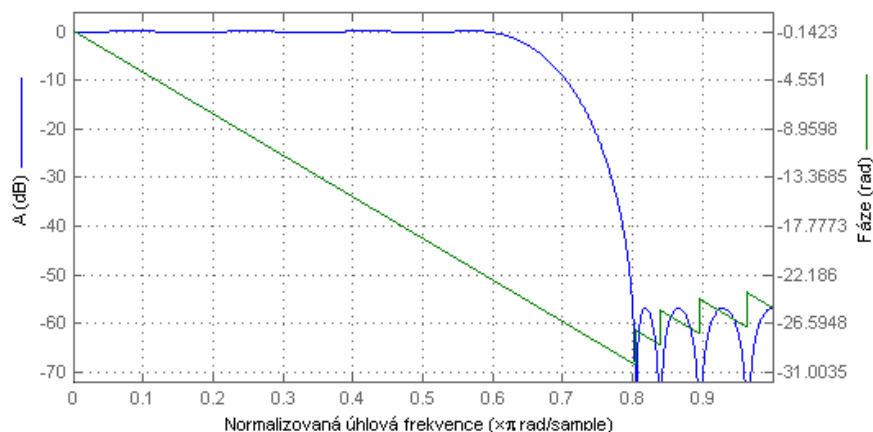
Návrh FIR filtrů byl proveden v grafickém tool boxu *fdatool* (Filter Design and Analysis Tool), který je zahrnut v prostředí Matlab (výsledná struktura filtrů, vč. koeficientů jednotlivých filtrů se nachází v elektronické příloze této práce).

Návrh se zabýval varianty filtrace omezující kmitočtové spektrum EKG signálu, kdy horní kmitočtová mez byla dána zlomovým kmitočtem 35 Hz, 45 Hz a 150 Hz. Z diagnostického hlediska dochází při filtraci signálu horní propustí se zlomovými kmitočty 35 Hz a 45 Hz k výraznému zkreslení EKG (v praxi je však tato filtrace využívána v případech, kdy osoba stanovující diagnózu pacienta má možnost porovnání EKG průběhu před a po filtraci). Zlomový kmitočet 150 Hz pro filtr typu horní propust již vyhovuje požadavkům na diagnostická zařízení. Tato hodnota byla zvolena na základě doporučení vydané asociací AHA z roku 1990. Toto doporučení je zaměřeno na vhodnou volbu vzorkovací frekvence EKG signálu ve vztahu s frekvenčním omezením (tj. spektrálním rozsahem snímaného signálu).

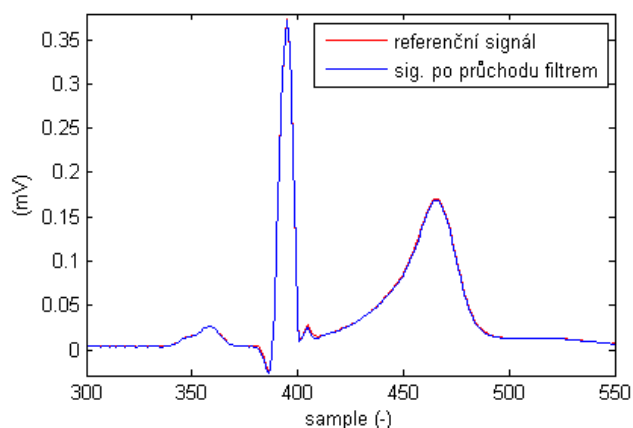
Obecně horní mez vzorkovaného signálu určuje vzorkovací frekvence, kdy dle Nyquistova teoremu je vzorkovací frekvence minimálně dvojnásobkem frekvence nevyšší kmitočtové složky vzorkovaného signálu. Tato věta však platí pouze za podmínky vzorkování signálu v nekonečně dlouhém časovém intervalu. Z tohoto důvodu asociace AHA stanovila doporučení provádět vzorkování EKG signálu vzorkovací frekvencí alespoň 2x až 3x vyšší, než je teoretické maximum vzorkovaného signálu. Z tohoto důvodu pro zvolenou rychlost vzorkování 500 SPS byl jako jeden zlomový kmitočet horní propusti vybrán kmitočet 150 Hz (zvolený zlomový kmitočet vyhovuje požadavkům na diagnostické 12-ti svodové EKG systémy – dle uvedených informačních zdrojů dále potvrzeno řadou studií [13]).

FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 150 Hz)

Obr. č. 24 zaznamenává frekvenční a fázovou charakteristiku FIR filtru typu dolní propust se zlomovým kmitočtem 150 Hz. Míru zkreslení užitečného signálu zaznamenává obr. č. 25.



Obr. č. 24: Frekvenční a fázová charakteristika FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet filtru 150 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB)



Obr. č. 25: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po průchodu filtrem pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 150 Hz)

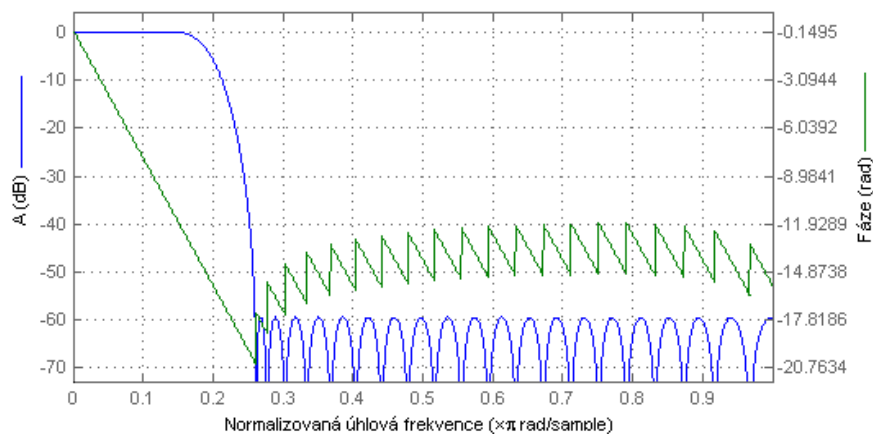
Při analýze filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 7: Výsledek analýzy FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 150 Hz)

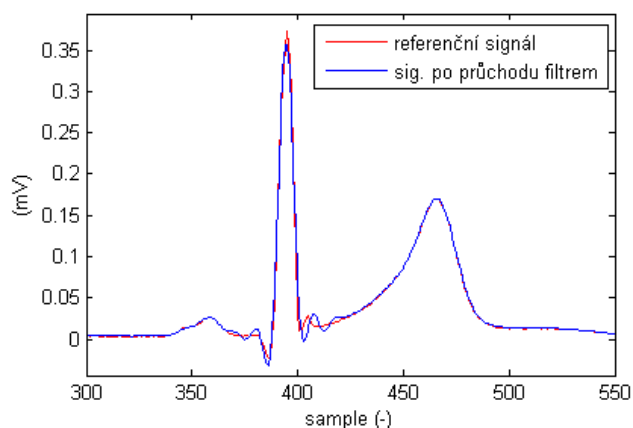
HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Maximální kladná odchylka:	+4,0 μV
Maximální záporná odchylka:	-3,9 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ano

FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz)

Obr. č. 26 zaznamenává frekvenční a fázovou charakteristiku FIR filtru typu dolní propust se zlomovým kmitočtem 45 Hz. Míru zkreslení užitečného signálu zaznamenává obr. č. 27.



Obr. č. 26: Frekvenční a fázová charakteristika FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB)



Obr. č. 27: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po filtraci pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz)

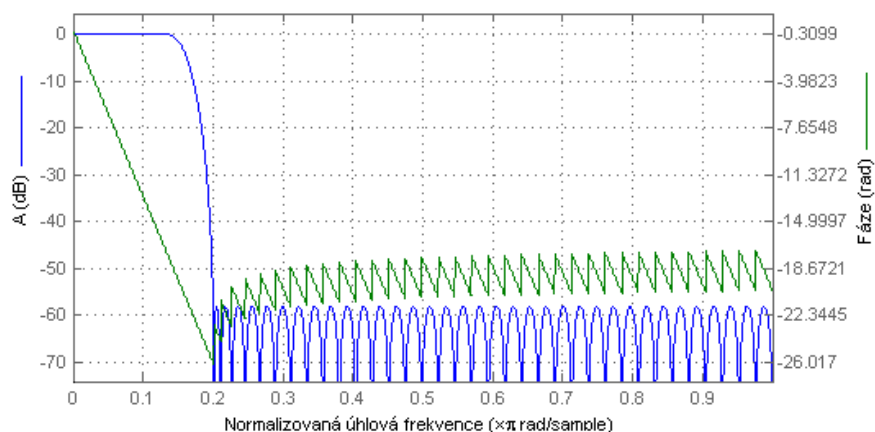
Při analýze filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 8: Výsledek analýzy pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 45 Hz)

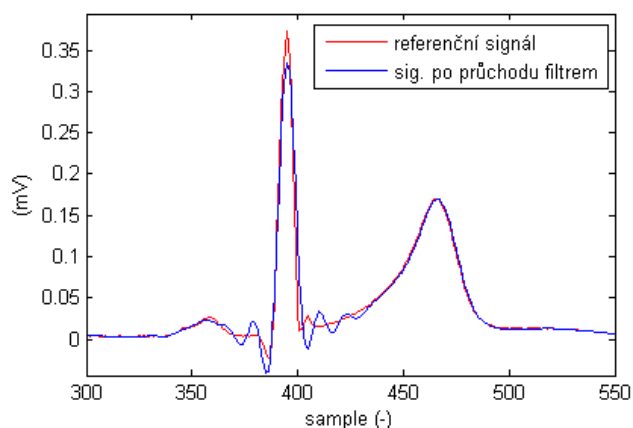
HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Maximální kladná odchylka:	+28,3 μV
Maximální záporná odchylka:	-46,7 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ne

FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz)

Obr. č. 28 zaznamenává frekvenční a fázovou charakteristiku FIR filtru typu dolní propust se zlomovým kmitočtem 35 Hz. Míru zkreslení užitečného signálu zaznamenává obr. č. 29.



Obr. č. 28: Frekvenční a fázová charakteristika FIR filtru typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB)



Obr. č. 29: Detail průběhu referenčního EKG signálu a průběhu signálu po průchodu filtrem pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz)

Při analýze filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 9: Výsledek analýzy pro FIR filtr typu dolní propust (zlomový kmitočet 35 Hz)

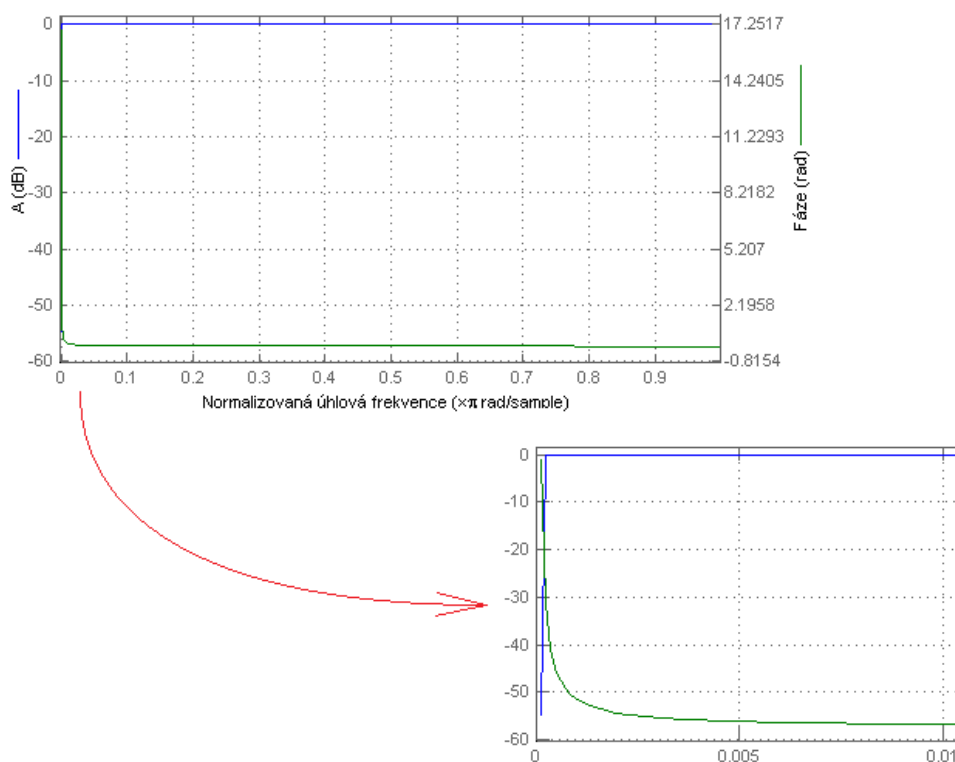
HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Maximální kladná odchylka:	+51,8 μV
Maximální záporná odchylka:	-102,4 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ne

4.3 Aplikace IIR filtrů

Návrh IIR filtru byl proveden v grafickém tool boxu *fdatool*, který se nahází v prostředí Matlab (v případě další implementace navrženého filtru tohoto typu je nutné zkontrolovat, zda IIR filtr je stabilní – jedná se o případ, kdy nelze pracovat se stejně vysokým rozlišením koeficientů filtru, s jakým byly vypočítány koeficienty filtru v daném prostředí).

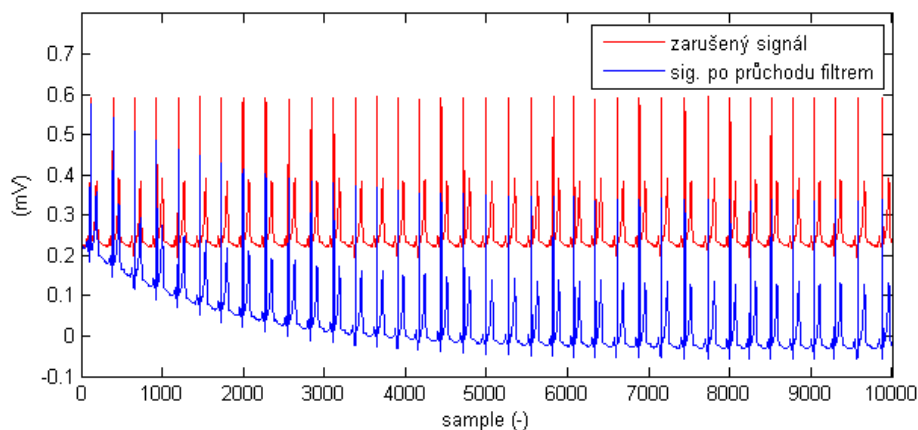
Využití IIR filtrů pro filtraci EKG signálu je do značné míry omezeno z důvodu nelineární fázové charakteristiky. Naskýtá se však možnost využití v oblasti filtrace nízkofrekvenčního rušení (kolísání izoelektrické linie), kdy doporučení stanovující zlomový kmitočet na 0,05 Hz pro pevně nastavené filtry typu horní propust dále blíže nespecifikuje vlastnosti těchto filtrů (zda musí jít striktně o filtr s lineární fázovou charakteristikou) [13].

Realizovaný IIR filtr je navržen tak, aby vyhovoval zmíněným doporučením. Zlomový kmitočet filtru je nastaven na 0,05 Hz (z následujícího obrázku je patrné, že fázová charakteristika je téměř lineární již od kmitočtu 0,5 Hz).

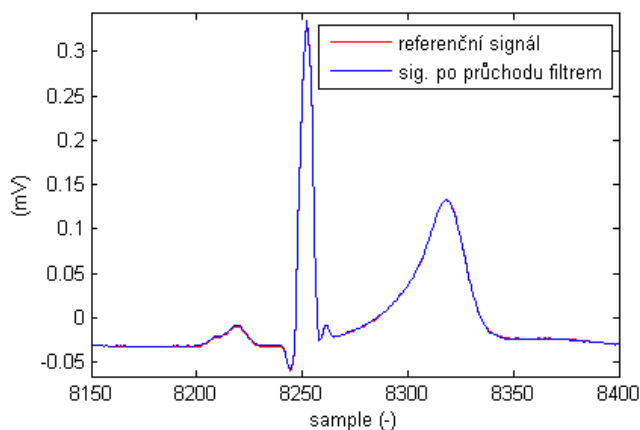


Obr. č. 30: Frekvenční a fázová charakteristika IIR filtru typu horní propust (zlomový kmitočet filtru 0,05 Hz pro pokles amplitudy signálu o -3 dB)

Při analýze IIR filtru byl použit záznam EKG signálu o časové délce signálu 20 sec. Při aplikaci realizovaného filtru poté dochází k postupnému potlačování stejnosměrné složky signálu (tento typ filtrace je vhodný především pro časové záznamy EKG delší, než je doba ustálení potřebná k potlačení stejnosměrné složky). Obr. č. 31 zaznamenává případ filtrace stejnosměrné složky. *U navrženého filtru nelze očekávat potlačení ostatních nízkofrekvenčních artefaktů v signálu (jako je například respirační frekvence pacienta).*



Obr. č. 31: Průběh EKG signálu s aditivní stejnosměrnou složkou a detail průběhu signálu po průchodu IIR filtrem typu horní propust



Obr. č. 32: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po průchodu IIR filtrem typu horní propust (zlomový kmitočet 0,05 Hz)

Při analýze uvedeného filtru byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

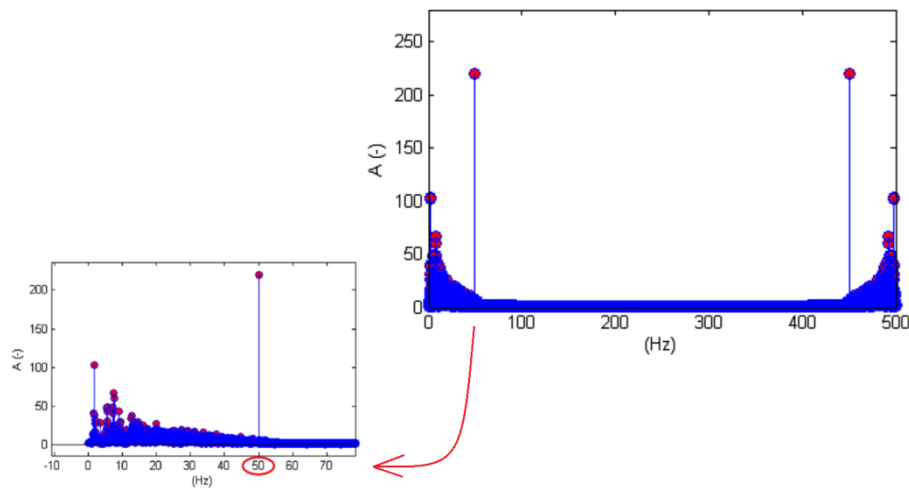
Tab. č. 10: Výsledek analýzy pro IIR filtr typu horní propust

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Zjištěná maximální kladná odchylka:	+1,6 μ V
Zjištěná maximální záporná odchylka:	-1,7 μ V
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μ V):	ano

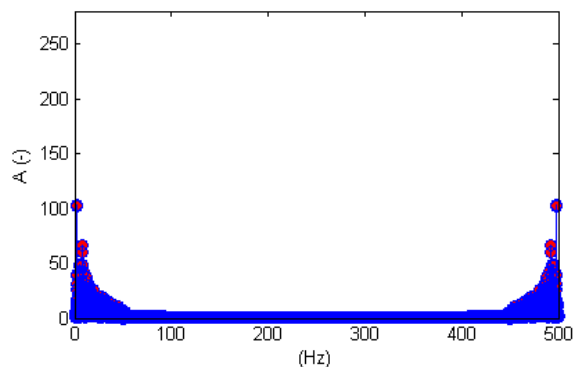
4.4 Aplikace způsobu filtrace signálu prostřednictvím potlačení spektrálních čar

Máme-li možnost využití dostatečně velkého výpočetního výkonu a zároveň není-li kladen požadavek na zobrazení EKG v reálném čase, je možné provést filtraci signálu ve spektrální oblasti (tj. potlačení spektrálních čar). Tento způsob vyžaduje dostatečně časově dlouhý záznam (dovolující zanedbat vliv konečné délky signálu). Signál je Fourierovou transformací převeden do spektrální oblasti, kde provedeme nulování spektrálních složek signálu odpovídajících rušení (nulování spektrálních čar vč. všech symetrických protějšků ve spektru). V konečné fázi převedeme takto upravené spektrum signálu zpět do časové oblasti. Z uvedených informačních zdrojů vyplývá, že se jedná o téměř optimální metodu filtrace EKG signálu [18, 19].

Funkce pro odstranění rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar využívají dostupných funkcí *fft* (*fast Fourier transform*) a *ifft* (*inverse fast Fourier transform*), které jsou součástí programového vybavení prostředí Matlab (funkce *fft* vrací diskretní Fourierovu transformaci a funkce *ifft* vrací inverzi diskretní Fourierovu transformaci z požadovaného vektoru). Následující dvojice spekter zaznamenává výsledek vztahující se na případ odstranění aditivního rušení 50 Hz ze záznamu EKG:

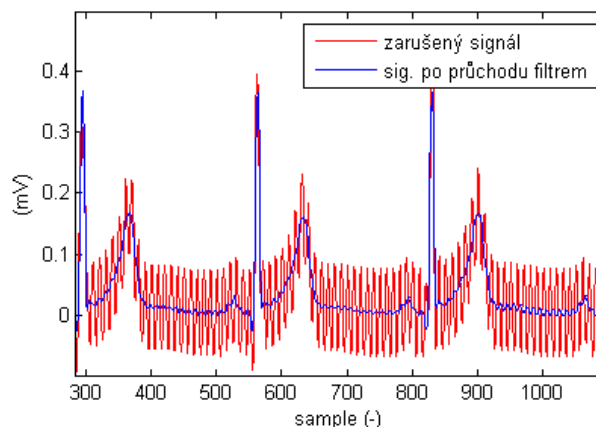


Obr. č. 33: Spektrum EKG signálu s aditivním rušením 50 Hz

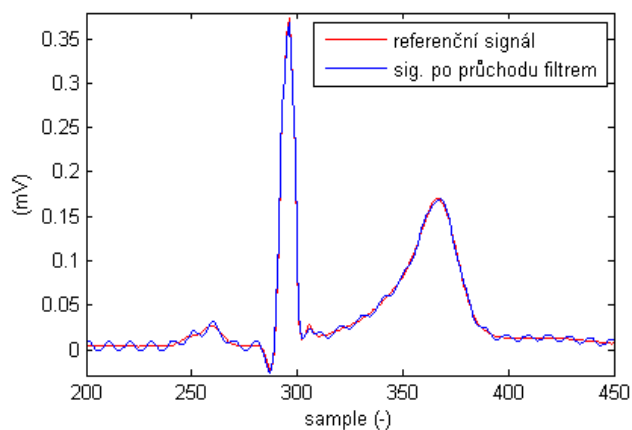


Obr. č. 34: Spektrum EKG signálu po vynulování spektrálních čar odpovídajících kmitočtu rušení 50 Hz

Nulování spektrálních čar odpovídajících kmitočtu rušení 50 Hz



Obr. č. 35: Průběh EKG signálu s aditivní složkou rušení 50 Hz a detail průběhu signálu po odstranění rušení potlačením spektrálních čar pro kmitočet rušení 50 Hz



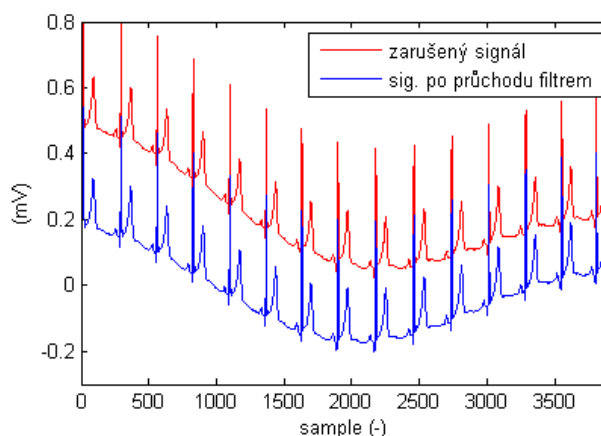
Obr. č. 36: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po filtraci rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočet rušení 50 Hz

Při analýze potlačení rušení prostřednictvím nulování spektrálních čar byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

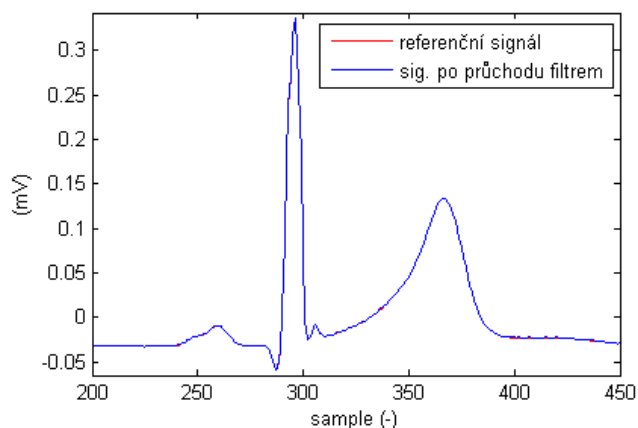
Tab. č. 11: Výsledek analýzy pro způsob filtrace rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočet rušení 50 Hz

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Zjištěná maximální kladná odchylka:	+4,0 μV
Zjištěná maximální záporná odchylka:	-3,9 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ano

Nulování spektrálních čar rušení v rozsahu kmitočtů od 0 Hz do 0,05 Hz



Obr. č. 37: Průběh EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a detail průběhu signálu po odstranění rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočty rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz



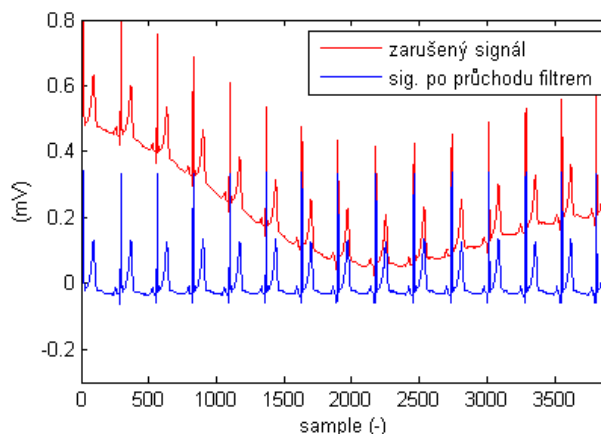
Obr. č. 38: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po filtraci rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočty rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz

Při analýze potlačení rušení prostřednictvím nulování spektrálních čar byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

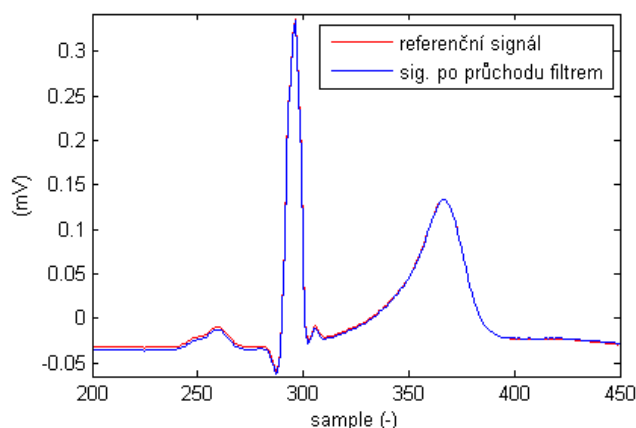
Tab. č. 12: Výsledek analýzy pro způsob filtrace rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar pro kmitočty rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Zjištěná maximální kladná odchylka:	+4,0 μV
Zjištěná maximální záporná odchylka:	-3,9 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ano

Nulování spektrálních čar kmitočtů rušení od 0 Hz do kmitočtu odpovídajícího okamžité frekvenci srdeční aktivity (Heart Rate)



Obr. č. 39: Detail průběhu EKG signálu s aditivní složkou rušení v rozsahu od 0 Hz do 0,05 Hz a detail průběhu signálu po odstranění rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar nízkofrekvenčních složek signálu až do kmitočtu odpovídajícího okamžité frekvenci srdeční činnosti (Heart Rate)



Obr. č. 40: Detail průběhu referenčního EKG signálu a detail průběhu signálu po filtraci rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar nízkofrekvenčních složek signálu až do kmitočtu odpovídajícího okamžité frekvenci srdeční činnosti

Při analýze potlačení rušení prostřednictvím nulování spektrálních čar byla zjištěna maximální odchylka filtrovaného signálu od signálu referenčního s následujícím výsledkem:

Tab. č. 13: Výsledek analýzy pro způsob filtrace rušení prostřednictvím potlačení spektrálních čar nízkofrek. složek rušení až do kmitočtu odpovídajícího frek. okamžité srdeční činnosti

HLEDANÝ PARAMETR	VÝSLEDEK ANALÝZY
Zjištěná maximální kladná odchylka:	+4,0 μV
Zjištěná maximální záporná odchylka:	-3,9 μV
Splněna podmínka přípustného zkreslení signálu (< 10 μV):	ano

5 Realizace hardwarové části zařízení

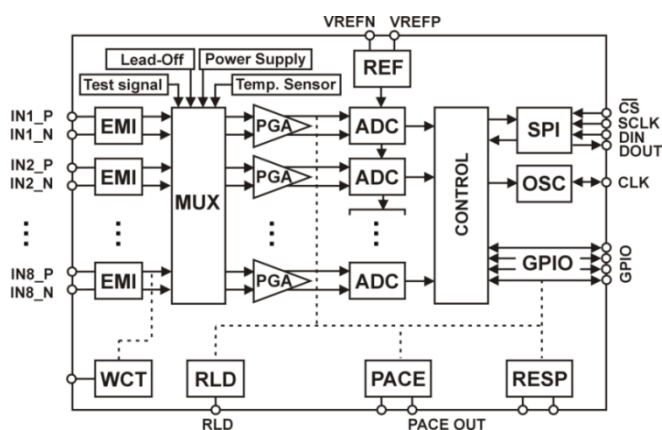
5.1 Integrovaný obvod ADS1298

Čip ADS1298 je jedním z hlavních představitelů řady integrovaných obvodů, které vyvinula společnost Texas Instruments cíleně pro aplikace v lékařské technice. Jedná se obvod obsahující AFE (Analog Front-End). Volně přeloženo obvod obsahuje plně integrovanou vstupní analogovou část. Díky tomu je radikálně snížen počet dalších součástek a je dosaženo i velmi nízkého příkonu. Využití tak najdeme především v mobilních diagnostických zařízeních a dále je předpoklad, že při návrhu diagnostického zařízení s obvodem ADS1298 jsme schopni splnit požadavky výčtu níže uvedených norem [20]:

AAMI EC11	Norma stanovující požadavky na bezpečnost diagnostických elektrokardiografických přístrojů a dále specifikující tyto zařízení [14].
AAMI EC13	Norma obsahující specifikaci a dále stanovující minimální požadavky na bezpečnost zařízení monitorujících srdeční činnost (především v kontinuálním režimu) [21].
IEC 60601-1	Standard obsahující obecné požadavky na elektrické zdravotnické přístroje.
IEC 60601-2-27	Standard stanovující základní požadavky na bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografického monitorovacího zařízení v souladu s požadavky na použití v nemocničním prostředí [22].
IEC 60601-2-51	Standard stanovující požadavky na bezpečnost a funkčnost jednonábových a vícekanálových elektrokardiografů. Dále specifikuje zvláštní požadavky na záznam a způsob zpracování signálu.

5.1.1 Základní charakteristika obvodu

Integrovaný obvod (převodník) ADS1298 obsahuje osm nízko-šumových diferenciálních analogových vstupů s programově řízeným zesílením (PGA), vstupní filtry (EMI), synchronizované 24-bitové analogově-digitální $\Delta\Sigma$ převodníky (ADC), vnitřní napěťové reference, interní oscilátor, implementovaný obvod Wilsonovy centrální svorky (WTC), Goldbergerovy centrální svorky (GCT), zpětnovazební obvod pro čtvrtou končetinovou elektrodu (RLD), vstupní multiplexor (MUX) a řídicí jednotku. Vstupní multiplexor zastává několik různých funkcí, z nichž hlavní je možnost diagnostiky jednotlivých přenosových cest, dále dovoluje měření napájecího napětí, měření teploty a měření spjatá se zpětnovazební funkcí bloku RLD. Ke komunikaci s obvodem slouží SPI sběrnice a dále sběrnice GPIO s programovatelnými piny pro všeobecné použití. Obvod disponuje možností detekce kardiostimulátoru (PACE), kontaktu elektrod (Lead-off) a možností sledování respirační impedance (zcela implementováno pouze u ADS1298R).



Obr. č. 41: Blokové schéma obvodu ADS1298 [20]

5.1.2 Vybrané technické parametry obvodu

Níže je uveden přehled vybraných vlastností obvodu ADS1298. Úplný přehled najdeme v datovém listu (vč. bližších informací a parametrů jednotlivých funkčních bloků obvodu).

Tab. č. 14: Vybrané elektrické parametry obvodu ADS1298 [20]

PARAMETR	SPECIFIKACE	MIN.	TYP.	MAX.	JEDNOTKA
Analogové napájení (AVDD – AVSS)	-	2,7	3,0	5,25	V
Digitální napájení (DVDD)	-	1,65	1,8	3,6	V
AVDD - DVDD	-	-2,1	-	3,6	V
Interní oscilátor (f_{CLK})	-	-	2,048	-	MHz
Datový tok ($f_{CLK} = 2.048$ MHz)	Režim s vysokým rozlišením (High-Resolution mode)	500	-	3200	SPS
	Režim s nízkou spotřebou (Low-Power mode)	250	-	1600	SPS
Rozlišení ADC	datový tok až do 8 kSPS	-	24	-	Bits
	datový tok 16 kSPS	-	19	-	Bits
	datový tok 32 kSPS	-	17	-	Bits
Programovatelný zisk PGA (GAIN)	-	1, 2, 3, 4, 6, 8, 12			-
Interní napěťová reference (V_{REF})	(AVDD \geq 2.7 V)	2,4			V
	(AVDD \geq 4.4 V)	4,0			
Rozsah vstupního diferenčního napětí	-	$\pm V_{ref} / GAIN$			V
Činitel potlačení souhlasného signálu pro kanál (CMRR)	pro: 50 ÷ 60 Hz	-115			dB
Odstup signálu od šumu (SNR)	$f_{IN} = 10$ Hz, GAIN = 6	112			dB
Klidový ztrátový výkon (RLD, WTC a PACE vypnuto)	Režim s vysokým rozlišením (High-Resolution mode)	(AVDD – AVSS = 5 V)		17,5 mW	
		(AVDD – AVSS = 3 V)		8,8 mW	
	Režim s nízkou spotřebou (Low-Power mode)	(AVDD – AVSS = 5 V)		12,5 mW	
		(AVDD – AVSS = 3 V)		6 mW	

Obvod ADS1298 je standardně dostupný v pouzdře se 64 vývody. Na těchto vývodech nacházíme všech osm diferenčních vstupů (IN1_P a IN1_N až IN8_P a IN8_N), analogové vstupní a výstupní svorky pro napájení pravou nohou (funkční blok RLD), analogový výstup Wilsonovy centrální svorky, vstupně/výstupní dvojici svorek (TESTP_PACE_OUT1 a TESTN_PACE_OUT2) pro připojení obvodu k hardwarové detekci kardiostimulátoru a dále k testu vnitřních přenosových cest, vstupní svorky pro možnost připojení vnějšího referenční napětí (VREFN a VREFP), vstupní svorky pro možnost připojení vnějšího zdroje hodinového signálu (výstupní v případě použití vnitřního oscilátoru – možnost vnitřní hodinový signál poskytovat dalším obvodům). Dále se na vývodech pouzdra nachází skupina svorek pro napájení analogové a digitální části obvodu, svorky SPI sběrnice, GPIO sběrnice a soubor řídicích pinů (START, \overline{PWDN} , \overline{RESET} a \overline{DRDY}). Dále obvod umožňuje pomocí pinu DAISY_IN zřetězení s více stejnými obvody pro možnost realizace zařízení s větším počtem signálových vstupů (vhodné např. pro EMG).

5.1.3 Funkční bloky obvodu

Filtry EMI

Funkční bloky EMI se skládají z vstupních RC filtrů, které jsou určeny k filtraci nežádoucího elektromagnetického rušení (více v datovém listu daného obvodu).

Vstupní multiplexor

Za vstupními bloky filtrů EMI najdeme multiplexor, který slouží k přepínání výčtu níže uvedených funkcí. K nastavení požadované funkce multiplexoru slouží spodní tři bity registru CHnSET (individuální nastavení pro každý kanál zvlášť).

Tab. č. 15: Nastavení funkce multiplexoru (spodní tři bity registrů CHnSET) [20]

Bity [2:0]: MUXn[2:0]	FUNKCE
000	Normální funkce – aktivní vstupy INn_P a INn_N (výchozí stav)
001	Vstup zkratován (pro měření offsetu a šumových vlastností)
010	Požíváno ke zpětnovazebnímu měření – pro nastavení bloku RLD (dále blíže vysvětleno)
011	Měření napájecích napětí (blíže specifikováno v datovém listu)
100	Měření teploty (na čipu implementováno teplotní čidlo – blíže specifikováno v datovém listu)
101	Kontrolní test signálového řetězce (toto nastavení využívá vnitřně generové testovací signály)
110	Pozitivní řídicí elektroda pro RLD (dále blíže vysvětleno)
111	Řídicí negativní elektroda pro RLD (dále blíže vysvětleno)

Funkční blok PGA

Blok PGA (Programmable Gain Amplifier) umožňuje nastavení úrovně zesílení signálu (pro každý kanál zvlášť). Jedná se o zesilovač s diferenciálním vstupem i výstupem. Nastavení se provádí skrze registr CHnSET. Šířka frekvenčního pásma bloku PGA závisí na úrovni zesílení (pro výchozí stav zesílení je udávána šířka frekvenčního pásma 64 kHz).

Tab. č. 16: Nastavení zesílení bloku PGA (bity [6:4] registru CHnSET) [20]

Bity [6:4]: GAINn[2:0]	ZESÍLENÍ [-]
000	6 (výchozí stav)
001	1
010	2
011	3
100	4
101	8
110	12

Funkční blok ADC

Každý kanál obsahuje 24-bitový analogově-digitální převodník druhého řádu, který je složen z modulátoru $\Delta\Sigma$ (sigma-delta) a číslicového filtru. Filtr pracuje na principu decimace v číslicové oblasti (nastavení decimálního poměru: registr CONFIG1 – Bity[2:0]: DR[2:0]).

Převodník je optimalizován z hlediska spotřeby a lze zvolit ze dvou pracovních režimů uvedených v následující tabulce (volba režimu v registru CONFIG1).

Tab. č. 17: Změna rozlišení [20]

VZORKOVACÍ KMITOČET f_{MOD}	ZESÍLENÍ [-]	NASTAVENÍ REŽIMU registr CONFIG1: Bit 7
$f_{MOD} = f_{CLK}/4$	Režim s vysokým rozlišením	0 (výchozí stav)
$f_{MOD} = f_{CLK}/8$	Režim s nízkou spotřebou	1

Tab. č. 18: Změna datového toku [20]

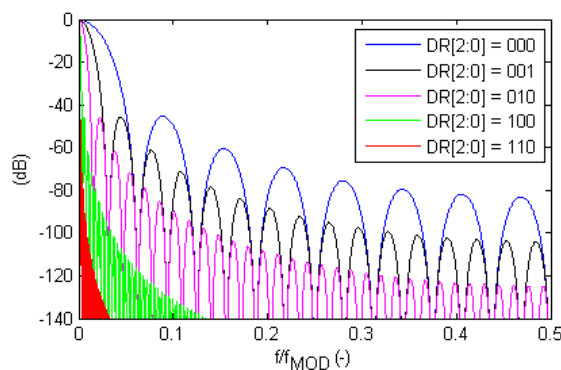
NASTAVENÍ DECIMAČNÍHO POMĚRU registr CONFIG1: Bity[2:0]: DR[2:0]	DATOVÝ TOK	Režim s vysokým rozlišením	Režim s nízkou spotřebou
000	$f_{MOD}/16$	32000 SPS	16000 SPS
001	$f_{MOD}/32$	16000 SPS	8000 SPS
010	$f_{MOD}/64$	8000 SPS	4000 SPS
011	$f_{MOD}/128$	4000 SPS	2000 SPS
100	$f_{MOD}/256$	2000 SPS	1000 SPS
101	$f_{MOD}/512$	1000 SPS	500 SPS
110 (výchozí stav)	$f_{MOD}/1024$	500 SPS	250 SPS

Decimační filtr

Rychlost datového toku je řízena decimačním filtrem, který je součástí funkčního bloku ADC. Vyšší datové rychlosti je využíváno zejména při realizaci softwarové detekce stimulačních pulzů kardiostimulátoru. Decimační filtr je realizován jako filtr *sinc* třetího řádu. Přenosová funkce je dána následujícím vztahem, kde N určuje decimační poměr filtru [20]:

$$H_{\text{sinc}/x}(f) = \left| \frac{\sin\left(\frac{N \cdot \pi \cdot f}{f_{MOD}}\right)}{N \cdot \sin\left(\frac{\pi \cdot f}{f_{MOD}}\right)} \right|^3 \quad (8)$$

Obr. č. 42 zachycuje průběh normované frekvenční charakteristiky pro vybrané decimační poměry filtru registru (viz tab. č. 18):



Obr. č. 42: Přenosová funkce implementovaného decimačního filtru [20]

Vnitřní napěťová reference

K získání teplotně nezávislého referenčního napětí slouží operační zesilovač spolu se zapojením typu „Band-gap“ (vyžaduje připojení externích kondenzátorů snižujících šum). Výsledné referenční napětí je odvozeno od napájecího napětí analogové části obvodu (viz tab. č. 14). Je umožněno připojení i vnější napěťové reference (bližší informace v datovém listu – nastavení vnitřní napěťové reference se provádí pomocí registru CONFIG3).

Tab. č. 19: Přesnost a drift interní napěťové reference [20]

PARAMTER		HODNOTA
Přesnost V_{REF}		$\pm 0,2 \%$
Drift interní reference	při $+25 \text{ }^\circ\text{C}$	35 ppm/ $^\circ\text{C}$
	Komerční užití ($0 \text{ }^\circ\text{C}$ až $+70 \text{ }^\circ\text{C}$)	35 ppm
	Průmyslové užití ($-40 \text{ }^\circ\text{C}$ až $+85 \text{ }^\circ\text{C}$)	45 ppm

Zdroj hodinového signálu

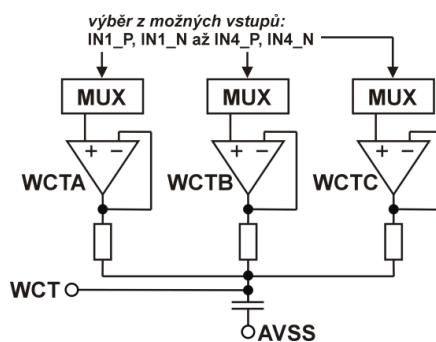
Lze použít externí, nebo interní (2,048 MHz) zdroj hodinového signálu. V případě použití interního zdroje lze hodinový signál poskytovat dalším obvodům. Nastavení se provádí pomocí pinu CLKSEL a konfiguračního bitu CLK_EN v registru CONFIG1.

Tab. č. 20: Volba hodinového signálu [20]

pin CLKSEL	CONFIG1: Bit 5	ZDROJ HODINOVÉHO SIGNÁLU	FUNKCE pinu CLK
0	x	Externí	Vstup vnějšího hodinového zdroje
1	0	Interní	Stav vysoké impedance
1	1	Interní	Výstup vnitřního hodinového zdroje

Blok WCT

Funkční blok WCT generuje analogový signál bodu Wilsonovy centrální svorky. Obvod tohoto bloku je složen ze tří operačních zesilovačů a součtové rezistorové sítě spolu s kondenzátorem. Při využití tohoto bloku lze nastavit, který z operačních zesilovačů bude aktivní a konfigurací multiplexoru lze vybrat vstupní signál pro každý operační zesilovač zvlášť (výběr možný ze vstupů prvních čtyřech kanálů, konfigurace registry WCT1, WCT2).



Obr. č. 43: Obvodové řešení bloku WCT [20]

Funkční blok RLD

Jedná se o zpětnovazební obvod, jehož funkcí je potlačení rušivých artefaktů v detekovaném signálu (rušení od spínaných zdrojů, zářivek, pohybové artefakty apod.). Standardně využíván u EKG ve spojení se čtvrtou končetinovou elektrodou (elektroda na pravé noze). Tato část obvodu generuje zpětnovazební záporný signál z požadované kombinace vstupních signálů (registry pro výběr jednotlivých kanálů jsou: RLD_SENSP a RLD_SENSN). Obvod umožňuje i standardní využití signálu z analogového výstupu bloku Wilsonovy centrální svorky (funkční blok WCT, nastavení: registr CONFIG4 – bit 2: WCT_TO_RLD, volba referenčního napětí pro funkční blok RLD: registr CONFIG3 – bit 3: RLDREF_INT). Zpětnovazební signál lze pomocí multiplexoru distribuovat na libovolnou elektrodu, která je připojena na jeden z osmi možných diferenciálních vstupů obvodu.

Detekce přítomnosti kardiostimulátoru (PACE)

Obvod je připraven k hardwarovému rozšíření o vnější zapojení, které je schopno detekovat přítomnost pulzu generovaného kardiostimulátorem. Tato detekce lze zrealizovat i v softwarové rovině, za podmínky použití co nejvyšší vzorkovací frekvence. Tím je možné detekovat rychlou změnu signálu, která je charakteristická pro stimulační pulz generovaný kardiostimulátorem.

Detekce kontaktu elektrod (Lead-off)

V průběhu měření může dojít ke změně impedance kontaktu elektrod připojených k pacientovi. Tento stav je vhodné průběžně kontrolovat. Základním principem je detekce odezvy na vhodně generovaný signál.

Obvod ADS1298 disponuje dvěma způsoby monitorování kontaktu elektrod. V prvním případě se jedná o využití stejnosměrného budicího signálu, který lze připojit přes pull-up a pull-down rezistory (10 M Ω) k jednotlivým analogovým diferenciálním vstupům (blok PGA). Poté dojde-li ke ztrátě kontaktu jedné z elektrod, přechází výstup diferenciálního zesilovače do tomu odpovídající krajní úrovně výstupního napětí. Tento stav lze detekovat, buď prostřednictvím komparátorů integrovaných na čipu, nebo skrze software zpracovávající výstupní data. Ke stejnému účelu lze využít proudové zdroje, které nahrazují pull-up a pull-down rezistory a jejichž ekvivalentní vnitřní odpor převyšuje zmíněné rezistory (blíže vysvětleno v datovém listu [20]).

Druhá možná varianta detekce kontaktu elektrod spočívá v použití střídavého budicího signálu, který nezasahuje do frekvenčního pásma užitečného EKG signálu (kmitočet budicího signálu se nachází nad kmitočtovým pásmem EKG). V tomto případě lze detekci kontaktu elektrod provést současně se zpracováním EKG. Tato funkce nelze současně využívat s použitím RLD.

Monitorování respirační impedance (RESP)

Integrovaný obvod ADS1298 nabízí možnost připojení vnějšího obvodu, který je schopen snímat respirační impedanci pacienta. Lze tak docílit potlačení tohoto druhu rušení již na obvodové úrovni realizovaného zařízení. K tomuto účelu slouží sdílené programovatelné piny sběrnice GPIO (více v datovém listu). U obvodu ADS1298R je obvodová část, která se stará o snímání respirační impedance pacienta již zcela implementována ve struktuře daného obvodu.

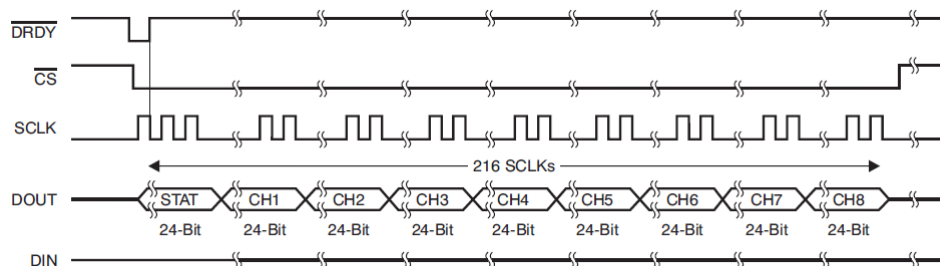
Komunikační sběrnice (GPIO, SPI)

Obvod disponuje čtyřmi programovatelnými vstupně-výstupními datovými piny (označováno jako sběrnice GPIO). Možnosti využití GPIO sběrnice v tzv. *normálním režimu* specifikuje datový list výrobce integrovaného obvodu (v kombinaci s vnějším obvodovým zapojením lze tuto sběrnici dále využít například k detekci kardiostimulátoru, nebo ke sledování respirační frekvence pacienta).

Hlavní komunikační rozhraní tvoří datová sběrnice SPI. Skládá se ze dvou datových cest DIN a DOUT, hodin SCLK a řídicího signálu \overline{CS} . Dle způsobu *vyčítání dat* se rozlišuje mezi kontinuálním a sekvenčním přenosem dat (*Continuous* a *Burst Method*). Metodu sekvenčního vyčítání je nutné použít v případě časové náročnosti zpracování daného příkazu. Tím je zajištěn potřebný časový rozestup mezi jednotlivými příkazy (popř. mezi příkazem a následným čtením dat). Rychlost toku dat je řízena zpožděním jednotlivých sekvencí řídicích hodinových pulzů (u kontinuálního režimu může být již dodržena přímá návaznost hodinových pulzů).

Po zahájení *konverze dat* (příkazem START) je aktivováno vzorkování. Obvod je poté připraven k přenosu dat (oznamuje výstupní pin \overline{DRDY}). Zde opět narážíme na označení tzv. *kontinuálního režimu přenosu dat*. V tomto případě se jedná o trochu odlišný význam, kdy na základě zaslání jediného příkazu je zahájeno souvislé zasílání toku dat o rychlosti odpovídající zvolené vzorkovací frekvenci (příkaz RDATA). Samozřejmě lze u daného obvodu využít i režim jednorázového čtení dat (příkaz RDATA).

Následující obrázek znázorňuje způsob přenášení dat po SPI sběrnici po dokončené konverzi signálů z osmi vstupních analogových kanálů (obr. č. 44 je převzat z datového listu výrobce [20]). Příloha H obsahuje porízený záznam tohoto toku dat.



Obr. č. 44: Časový sled přenášení dat po komunikační sběrnici SPI [20]

5.1.4 Systémové a konfigurační příkazy

Chod integrovaného obvodu se řídí prostřednictvím souboru deseti příkazů. Dle druhu požadavku jsou tyto příkazy dále děleny na *systémové příkazy*, *příkazy pro práci s registry* a *příkazy pro vyčítání dat*.

Tab. č. 21: Soubor příkazů integrovaného obvodu ADS1298 [20]

	PŘÍKAZ	POPIS
<i>Systémové příkazy:</i>	WAKEUP	Přechod zařízení do aktivního režimu
	STANDBY	Vstup do pohotovostního režimu
	RESET	Reset obvodu
	START	Zahájení konverze dat
	STOP	Zastavení konverze dat
<i>Příkazy pro vyčítání dat:</i>	RDATA	Kontinuální režim vyčítání dat
	SDATA	Přerušování kontinuálního vyčítání dat
	RDATA	Jednorázové čtení dat
<i>Příkazy pro práci s registry:</i>	RREG	Čtení registru
	WREG	Zápis do registru

5.1.5 Nastavení vybraných registrů

Komunikace lze zahájit až po uplynutí časového intervalu t_{POR} [20], jehož počátek náleží okamžiku ustálení napájecího napětí (po připojení napájecího napětí k analogové a digitální části obvodu). Následně provedeme reset obvodu (příkazem RESET, popř. to samé lze provést prostřednictvím pinu RESET). Dále již obvod dovoluje provádět nastavení registrů.

Následující tabulka obsahuje provedené nastavení vybraných registrů (popis shrnuje funkční vlastnosti – více informací uvedeno v datovém listu výrobce [20]). *Příloha G obsahuje záznam zápisu požadovaných hodnot do příslušných registrů daného obvodu (jedná se o záznam z komunikace po datové sběrnici SPI).*

Tab. č. 22: Provedené nastavení vybraných registrů [20]

REGISTR (ZAPSANÁ HODNOTA)	VÝZNAM REGISTRU (PROVEDENÉ NASTAVENÍ REGISTRU)
CONFIG1 (86h)	Nastavení zdroje řídicího kmitočtu, vzorkovací rychlosti, nastavení režimu z hlediska spotřeby obvodu (nastaven režim s vysokým rozlišením, interní oscilátor, rychlost vzorkování 500SPS)
CONFIG2 (10h)	Výběr zdroje testovacího signálu a jeho vlastností (zvolení interní zdroj testovacího signálu – možnost využití dle nastavení multiplexoru)
CONFIG3 (CCh)	Nastavení funkčního bloku RLD, nastavení napěťové reference (povolení interní reference a její nastavení)
LOFF (00h)	Detekce kontaktu elektrod (vypnuto)
CHnSET (00h)	Nastavení vlastností pro vstupní kanál – režim, zesílení, aktivace kanálu (zesílení 6, nastavení vstupního multiplexoru na normální režim kanálu, aktivní režim kanálu)
RLD-SENSP (03h)	Tímto registrem se řídí výběr pozitivních signálů pro generaci zpětnovazebního signálu funkčním blokem RLD (využívá se vybraných vstupů RLD2P a RLD1P)
RLD-SENSN (01h)	Tímto registrem se řídí výběr negativních signálů pro generaci zpětnovazebního signálu funkčním blokem RLD (využívá se vstupu RLD1N)
LOFF-SENSP (00h)	Tímto registrem se řídí výběr pozitivních signálů pro detekci kontaktu elektrod Lead-off (nevyužito)
LOFF-SENSN (00h)	Tímto registrem se řídí výběr negativních signálů pro detekci kontaktu elektrod Lead-off (nevyužito)

Tab. č. 22: Provedené nastavení vybraných registrů – dokončení tabulky

LOFF-FLIP	(00h)	Tento registr řídí směr proudu využívaného pro detekci kontaktu elektrod Lead-off (nevyužito)
LOFF-STATP	(00h)	Registr obsahující stav o kontaktu pozitivních elektrod - pro čtení
LOFF-STATN	(00h)	Registr obsahující stav o kontaktu negativních elektrod - pro čtení
GPIO	(00h)	Registr řídící činnost GPIO sběrnice (nevyužito)
PACE	(00h)	Konfigurace obvodu pro hardwarovou detekci kardiostimulátoru (nevyužito)
RESP	(00h)	Sledování respirační impedance pacienta (nevyužito)
CONFIG4	(00h)	Doplňující nastavení pro funkční bloky RLD, WCT, LOFF, RESP
WCT1	(09h)	Nastavení funkčního bloku pro generaci signálu svorky WCT (aktivováno WCTA, využit negativní vstup kanálu 1)
WCT2	(C2h)	Nastavení funkčního bloku pro generaci signálu svorky WCT (aktivováno WCTB a WCTC, využit pozitivní vstup kanálu 1 a 2)

5.1.6 Vstupní napěťový rozsah a výstupní datový formát

Diferenciální vstupy jednotlivých kanálových cest dovolují měřit napětí v rozsahu $-V_{REF}$ až $+V_{REF}$ (za předpokladu nastaveného jednotkového zesílení bloku PGA). Maximální vstupní napětí na diferenciálních vstupech by však nemělo přesáhnout úroveň danou rozsahem $(AVSS - 0,3)$ V až $(AVDD + 0,3)$ V. Z této podmínky vyplývá požadavek na ochranu vstupů vůči přepětí.

Obvod ADS1298 obsahuje integrovanou základní ochranu analogových vstupů (ESD ochrana proti nežádoucímu přepětí na vstupech). Nicméně z doporučení výrobce vyplývá, že v momentě realizace zařízení určeného ke standardnímu užití (tj. s tím spjaté i zvýšené riziko přepětí na vstupech) je nutné tuto ochranu dále rozšířit. Například použitím ochranných transilů TVS (Transient Voltage Suppressors), popř. realizací ochrany proti přepětí vhodným zapojením Zenerových diod. *Normy pro zdravotnická zařízení blíže stanovují způsoby ochrany zařízení před destruktivními účinky energie, která je přítomna na vstupech zařízení například v momentě uskutečnění defibrilačního výboje.*

Vstupní napětí lze vzorkovat v maximálním rozlišení 24 bitů (horní bit udává znaménko čísla). Toto číslo je přenášeno formou „MSB first“ v rámci 3 Byte. Tab. č. 23 uvádí způsob přepočtu binární reprezentace čísla na skutečnou hodnotu vstupního napětí:

Tab. č. 23: Binární reprezentace naměřené hodnoty [20]

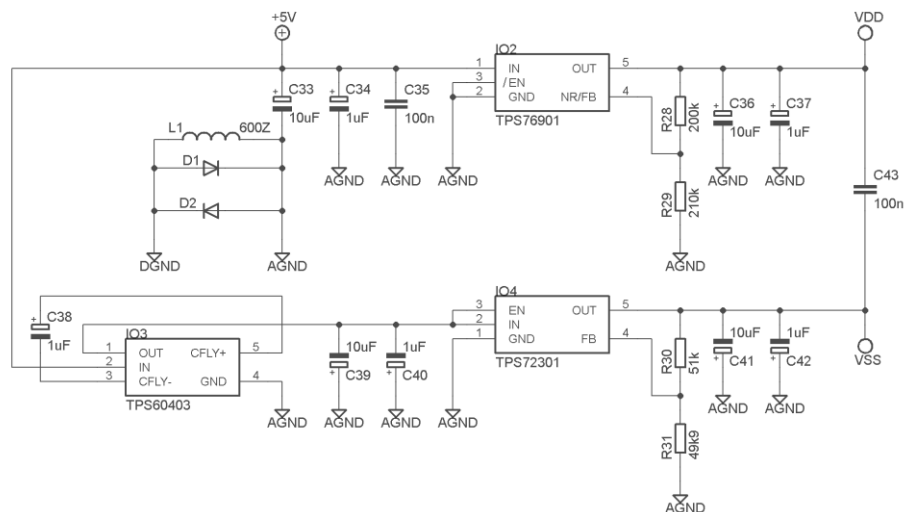
HODNOTA VSTUPNÍHO NAPĚTÍ	HEXADECIMÁLNÍ REPREZENTACE
$\geq V_{REF}$	7FFFFFFh
$+V_{REF}/(2^{23} - 1)$	000001h
0	000000h
$-V_{REF}/(2^{23} - 1)$	FFFFFFFh
$\leq -V_{REF} (2^{23}/2^{23} - 1)$	800000h

Tab. č. 24: Realizovaný způsob snímání EKG svodů

OZNAČENÍ SVODU	ROZDÍL POTENCIÁLŮ (ELEKTROD)	DOPOČÍTÁNÍ SVODU	ROZDÍL ODPOVÍDAJÍCÍCH PINŮ NA ČIPU ADS1298
I.	LA – RA	-	IN1P – IN1N
II.	LL – RA	-	IN2P – IN2N
III.	-	LL – RA – LA	-
aVR	-	$\frac{RA - (LA + LL)}{2}$	-
aVL	-	$\frac{RA - (LA + LL)}{2}$	-
aVF	-	$\frac{RA - (LA + LL)}{2}$	-
V1	V1 – WCT	-	IN3P – IN3N*
V2	V2 – WCT	-	IN4P – IN4N*
V3	V3 – WCT	-	IN5P – IN5N*
V4	V4 – WCT	-	IN6P – IN6N*
V5	V5 – WCT	-	IN7P – IN7N*
V6	V6 – WCT	-	IN8P – IN8N*

* Vstupy IN3N až IN8N jsou zapojeny na výstupní pin WCT.

Napájení analogové části integrovaného obvodu ADS1298 (IO1) obstarává níže uvedené zapojení (obr. č. 47). Tato část zapojení se nachází spolu s předešlou částí (obr. č. 46) na samostatné desce plošných spojů. Příloha A obsahuje návrh plošného spoje pro uvedenou část zapojení.



Obr. č. 47: Schéma zapojení určené pro napájení analogové části integrovaného obvodu ADS1298

Vstupní konektor SV2 (na obr. č. 46) slouží k připojení snímaných biosignálů z povrchu těla pacienta. V signálové cestě každého vstupního kanálu dále najdeme filtr typu dolní propust druhého řádu. Jedná se o základní způsob omezení šířky frekvenčního pásma vstupního snímaného signálu (tato část zapojení se shoduje se zapojením v informačním zdroji [23]).

Hodnoty součástek jsou takové, aby první stupeň filtru určoval zlomovým kmitočtem šířku frekvenčního pásma vstupního snímaného signálu. Jedná se o zlomový kmitočet okolo 150 Hz, což vyhovuje požadavkům na šířku přenášeného frekvenčního pásma EKG signálu (viz podkapitola 3.3: Spektrální vlastnosti EKG signálu). *Realizovaný vstupní filtr zároveň částečně zastává funkci ochrany analogových vstupů integrovaného obvodu (možné způsoby ochrany vstupů viz 5.1.6: Vstupní napěťový rozsah a výstupní datový formát).*

Konektor K3 slouží k napájení (+3,3 V a +5 V) a zároveň spojení s řídicí částí zařízení (viz podkapitola 5.3.2: Řídicí část zařízení postavená na platformě STM32F).

Napětí +3,3 V je určeno pro napájení digitální části obvodu ADS1298. Napětí +5 V je dále transformováno na symetrické napětí $+V_{DD}$ a $-V_{SS}$ (viz obr. č. 47). Takto upravené napětí slouží k napájení analogové části obvodu.

Integrovaný obvod IO3 pracuje ve funkci nábojové pumpy. Invertuje kladné vstupní napájecí napětí (+5 V) na výstupní hodnotu -5 V. Následuje napěťové omezení integrovaným obvodem IO4 na požadovanou úroveň ($-V_{SS}$). Ve stejné funkci pracuje IO2, který se nachází v kladné napájecí větvi ($+V_{DD}$).

Napájení analogové části obvodu bylo navrženo tak, že hodnota¹ $|+V_{DD}| = |-V_{SS}| = 2,40$ V. S touto volbou úrovně výstupního napětí souvisí výpočet kombinace hodnot přidružených rezistorů k obvodům IO2 a IO4.

Pro IO2 (obvod TPS76901) platí, že vnitřní reference obvodu $V_{RF(IO2)} = 1,224$ V a dále z předchozího odstavce vyplývá, že napětí $V_{OUT(IO2)} = |+V_{DD}| = 2,40$ V. Pro kladnou větev napájecího napětí byly vypočteny hodnoty přidružených rezistorů R_{28} a R_{29} k obvodu IO2 dle následujícího výrazu (převzato z datového listu výrobce [24]):

$$V_{OUT} = V_{RF} \cdot \left(1 + \frac{R_A}{R_B}\right) \quad (9)$$

Při výpočtu hledaných hodnot dle uvedeného výrazu platí, že $R_{28} = R_A$ a $R_{29} = R_B$. Zároveň je kladen požadavek na hodnotu proudu procházejícího skrze rezistory R_{28} a R_{29} (tj. R_A a R_B), jehož hodnota má odpovídat $\approx 7 \mu A$ [24].

Pro zápornou větev analogového napájecího napětí platí stejný vztah jako v předešlém případě [25]. Pro IO4² platí, že $V_{RF(IO4)} = -1,186$ V a $|V_{OUT(IO4)}| = |-V_{SS}|$. Pro přidružené rezistory platí, že $R_{30} = R_A$ a $R_{31} = R_B$. Zároveň je dle datového listu výrobce kladem požadavek $(R_{30} + R_{31}) \approx 100$ k Ω [25].

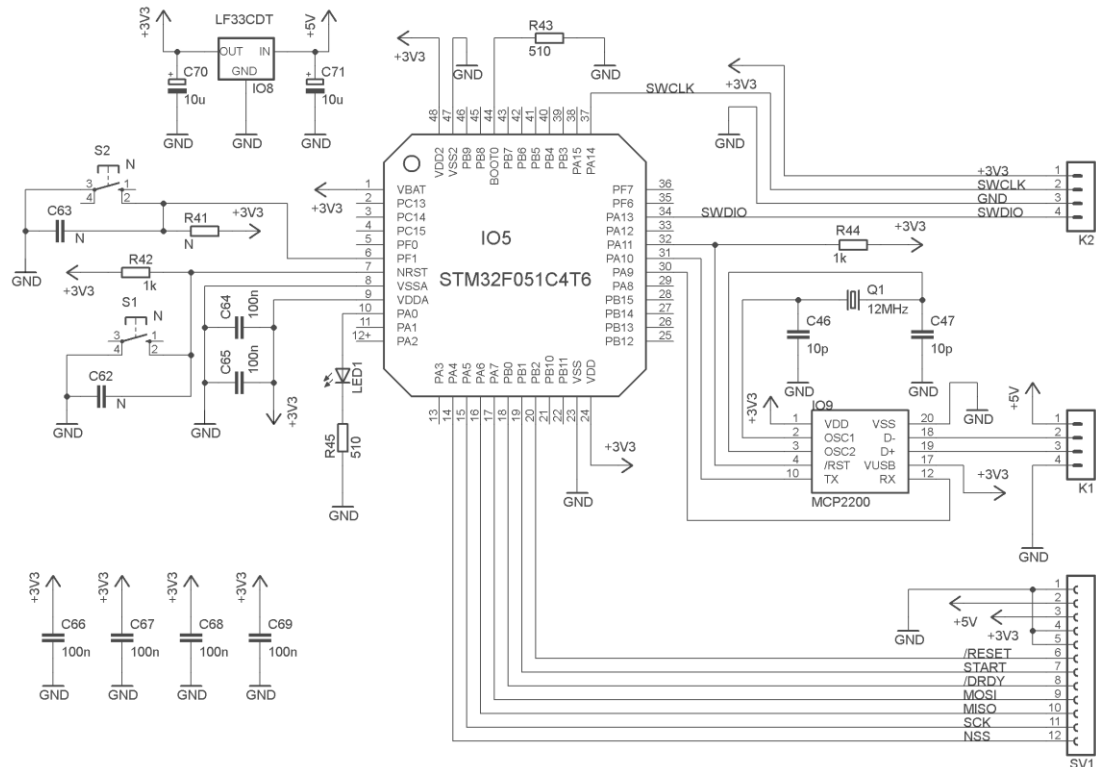
Funkce (popř. další specifické požadavky na vlastnosti) ostatních použitých součástek vyplývají z doporučení jednotlivých výrobců integrovaných obvodů (viz obr. č. 46 a obr. č. 47) [20, 23, 24, 25].

¹ Uvedená úroveň napětí byla zvolena s ohledem na maximální přípustnou úroveň napájecího napětí IO1 a zároveň s ohledem na dostupnost hodnot (vhodné kombinace) pevných rezistorů.

² Obvod TPS76901 byl použit jako náhrada. V době realizace vzorku zařízení se vyskytl u dodavatele součástek problém s dostupností obvodu TPS73201, který je z hlediska šumových vlastností vhodnější pro daný typ aplikace [34].

5.3.2 Řídicí část zařízení postavená na platformě STM32F

Řízení chodu zařízení obstarává obvod z řady 32bitových mikrokontrolérů (rodina integrovaných obvodů STM32F). Konkrétně byl zvolen obvod STM32F051 (IO5), který spadá do nejnižší série F0 (výhodou zvolené série může být nízká pořizovací cena obvodu). Z obvodového hlediska je v případě dalšího vývoje zařízení možné provést ekvivalentní náhradu zvoleného řídicího obvodu za obvod z vyšší série STM32F. Toto je umožněno díky zvolené rodině obvodů STM32F.



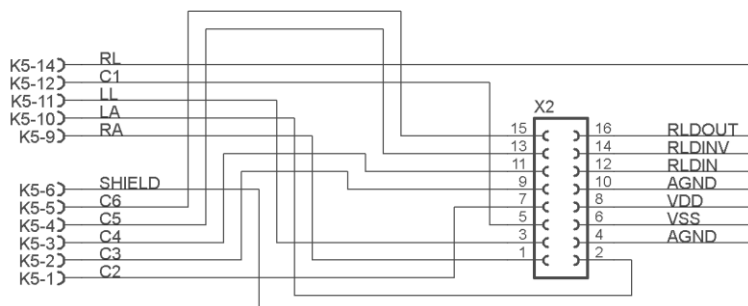
Obr. č. 48: Schéma zapojení řídicí části zařízení

Na obr. č. 48 je zachyceno schéma zapojení řídicí části zařízení, kde konektor SV1 slouží k propojení s realizovanou částí obsahující integrovaný obvod ADS1298 (konektor SV1 určen k propojení s konektorem K3 – viz obr. č. 46). Ke komunikaci s obvodem IO1 (ADS1298) využívá obvod IO5 (STM32F051) hardwarovou periférii typu komunikační sběrnice SPI. Programové vybavení obvodu IO5 obstarává počáteční inicializaci a následné řízení chodu obvodu ADS1298 (viz kapitola 6.1: Popis programu pro zvolený obvod typu STM32F).

Obvod IO5 po provedení počáteční sekvence inicializačních příkazů čeká na vnější požadavek, kterým je zahájeno kontinuální vyčítání dat z obvodu ADS1298 (vyčítání dat je možné přerušit opět vnějším požadavkem). Vnější stranou je v tomto případě označován počítač s programovým vybavením zpracovávající vyčítaná data z realizovaného zařízení. Komunikace mezi počítačem a daným zařízením je zprostředkována obvodem IO9 (MCP2200). Jedná se o převodník z komunikačního rozhraní USB na rozhraní UART (komunikačním rozhraním UART je realizováno spojení mezi integrovaným obvodem IO5 a IO9). Výhodou uvedeného řešení je snížení časové náročnosti na oživení přímé komunikace řídicího obvodu prostřednictvím rozhraní USB (za optimální řešení lze považovat využití řídicího obvodu s integrovanou periférií komunikačního rozhraní USB – součást vyšší řady obvodů rodiny SMT32F).

5.3.3 Propojení zařízení s přívodním kabelem pro EKG

Spojení zařízení s povrchovými elektrodami je realizováno přívodním kabelem. Zpravidla se jedná o sadu stíněných vodičů, které jsou jasně (barevně) označeny dle umístění elektrod na těle pacienta. Níže uvedené schéma zapojení zachycuje realizovanou část zařízení, která spojuje vyhodnocovací částí zařízení se standardním typem diagnostického kabelu pro EKG [26].



Obr. č. 49: Schéma propojení s diagnostickým přívodním kabelem pro přenos biosignálů

Příloha D obsahuje návrh plošného spoje pro tuto část zařízení. Jedná se o dílčí prvek, který je určen k propojení s předchozí částí zařízení (spojením konektoru K2 s konektorem SV2 – viz podkapitola 5.3.1: Dílčí část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298).

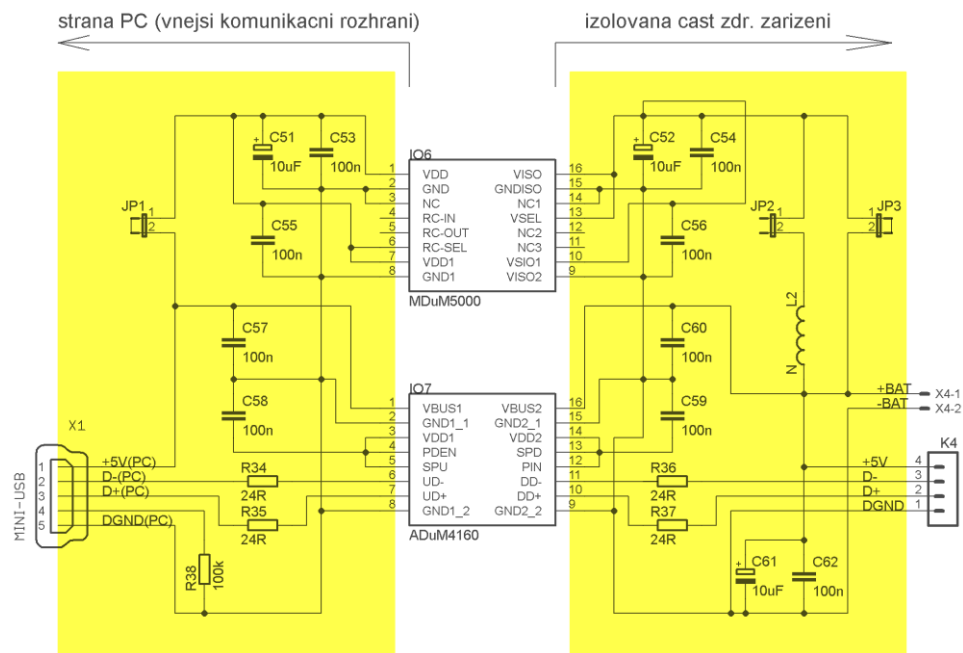
Výhodou této modulární koncepce může být snadné rozšíření zařízení o zpětnovazební obvod, který slouží k potlačení rušení navázaného na stínění přívodních vodičů. Zpravidla se jedná o posílený signál, který je totožný se zpětnovazebním signálem připojeným ke kompenzační elektrodě (viz podkapitola 2.4: Význam kompenzační elektrody). Tento signál je následně přiveden na stínění přívodních vodičů použitého přívodního kabelu. Dochází tak k nárůstu potlačení nežádoucího rušení.

5.3.5 Izolační bariéra pro komunikační rozhraní a napájecí napětí

Jak již bylo řečeno v předešlé kapitole, k práci se získanými daty je využito nabízejících se možností standardní počítačové techniky. Avšak z hlediska bezpečnosti zde vyvstává riziko úrazu elektrickým proudem. Touto problematikou se zabývají odpovídající části technické normy vztahující se na zdravotnické elektrické přístroje (IEC 60601).

V oblasti zdravotnických přístrojů narazíme na různé klasifikace ochrany. Krom klasifikace pomocí běžně známé třídy ochrany (třída ochrany I. a II.) a stupně izolace (základní, dvojitá, atd.) je dále zaveden stupeň ochrany pro příložené části zdravotnického zařízení (příložná část typu B, F, BF, atd.). Z tohoto hlediska lze uvést, že se v zásadě jedná o dodržení plovoucích částí zařízení spojených s tělem pacienta [5].

Za účelem ochrany pacienta před úrazem elektrickým proudem je zařízení opatřeno obvodovou částí, která slouží k izolačnímu oddělení diagnostického zařízení (obr. č. 50). Zapojení využívá integrovaných obvodů od firmy Analog Devices, která nabízí řešení využitelná právě pro aplikace ve zdravotnické technice. Realizované zapojení vychází z doporučeného zapojení samotným výrobcem [27, 28] (zapojení lze také nalézt v mnoha obdobných variantách na Internetu [29]).



Obr. č. 50: Schéma zapojení izolační bariéry pro komunikační rozhraní a napájecí napětí

Zapojení využívá integrované obvody s označením ADuM4160 a ADuM5000. Obvod ADuM4160 (IO7) slouží k izolačnímu oddělení datové části sběrnice USB. Druhý uvedený obvod (IO6) se stará o přenesení elektrické energie skrze realizovanou elektrickou izolační bariéru (účinnost přenesení elektrické energie se pohybuje okolo 30% [30]). V případě bateriového napájení (konektor X4) lze obvod ADuM5000 zcela vyřadit z činnosti.

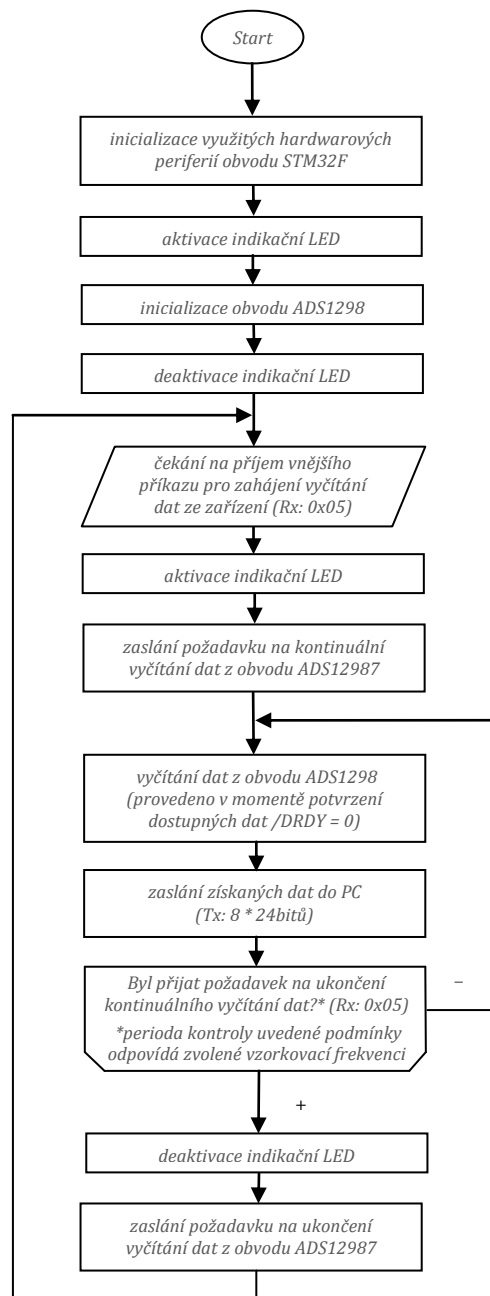
Dle datového listu oba uvedené obvody splňují požadavky normy IEC 60950-1 (všeobecné požadavky na bezpečnost zařízení pro informační technologie) [30, 31].

V případě obvodu ADuM4160 se jedná o základní izolaci pro pracovní napětí $600 V_{RMS}$ ($848 V_{PP}$) a zesílenou izolaci pro $400 V$ ($565 V_{PP}$). Uvedené jmenovité dielektrické izolační napětí činí $5000 V_{RMS}$ (zaručeno v délce trvání 1 minuty) [31]. Obvod ADuM5000 splňuje požadavky v rozsahu základní izolace pro pracovní napětí $400 V_{RMS}$ ($566 V_{PP}$) a dále vyhovuje kritériím zesílené izolace pro pracovní napětí $250 V_{RMS}$ ($353 V_{PP}$) pracovní napětí. Jmenovité dielektrické izolační napětí činí $2500 V_{RMS}$ (zaručeno v délce trvání 1 minuty) [30]. Dále je však nutné zahrnout předpoklad, že výsledná izolační schopnost bude výrazně ovlivněna návrhem plošného spoje. Příloha A obsahuje návrh plošného spoje.

6 Softwarová část zařízení

6.1 Popis programu pro zvolený obvod typu STM32F

Softwarové vybavení pro integrovaný obvod STM32F051 (IO5) bylo realizováno ve vývojovém prostředí Keil μ Vision V4.74 (projekt se zdrojovým kódem obsahuje elektronická příloha práce). Obr. č. 51 zachycuje vývojový diagram chodu realizovaného programu:



Obr. č. 51: Vývojový diagram realizovaného programového vybavení pro řídicí obvod STM32F

Komunikace se zařízením je realizována prostřednictvím USB rozhraní. K tomuto účelu slouží převodník MPC2200 (IO9), který data dále předává směrem k řídicímu obvodu skrze

periferii UART. Nastavení přenosové rychlosti pro řídicí obvod STM32F051 je dána níže uvedeným vtahem, kde f_{CK} odpovídá hodinovému taktu dané periferie. Hodnota USARTDIV poté určuje přenosovou rychlost a zapisujeme ji do registru USART_BRR [32]:

$$BaudRate = \frac{f_{CK}}{(16 \cdot USARTDIV)} \quad (10)$$

Níže je uveden příklad výpočtu hodnoty USARTDIV pro požadovanou hodnotu přenosové rychlosti USARTDIV = 460800 baud při taktu periferie $f_{CK} = 48$ MHz (bližší specifikace uvádí datový list výrobce) [32].

$$USARTDIV = \frac{f_{CK}}{BaudRate} \quad (11)$$

$$USARTDIV = \frac{48000000}{460800} \left[\frac{\text{Hz}}{- \cdot \text{Baud}} \right] \quad (12)$$

$$USARTDIV = 104d = 68h \quad (13)$$

Zvolená hodnota přenosové rychlosti zaručuje dostatečně rychlé přenesení dat mezi jednotlivými vzorky (vztahuje se na zvolenou vzorkovací frekvenci 500 SPS – kontinuální režim). Bohužel, tento způsob komunikace není vhodný při požadavku na použití vyšší vzorkovací frekvence v režimu kontinuálního přenosu dat (viz tab. č. 18: Změna datového toku).

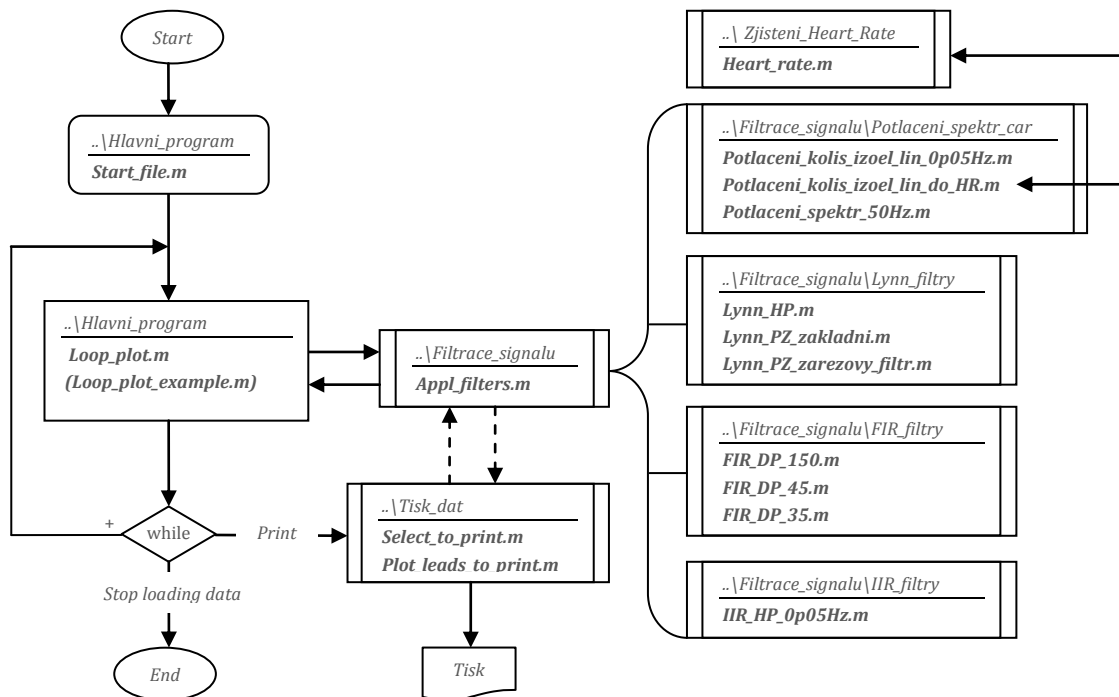
Výhodou zvoleného způsobu komunikace prostřednictvím převodníku MCP2200 je v rychlém vývoji zařízení, možnosti použití výrobcem poskytnutého USB ovladače typu VCP a možnosti využití i výrobcem přiděleného VID a PID (tyto přidělené identifikační údaje je možné použít při výrobě komerčně vyráběných produktů s výrobními náklady v řádu jednotek tisíc kusů) [33].

Příloha H obsahuje záznam z kontinuálního vyčítání dat. Záznam zachycuje předávání dat mezi řídicím obvodem IO5 a obvodem ADS1298 (IO1) – realizováno prostřednictvím SPI sběrnice. Dále je zaznamenáno předávání vyčítaných dat prostřednictvím sběrnice UART. Příloha G zachycuje záznam z inicializační sekvence příkazů konfigurojících obvod IO1. Konfigurace periferie SPI obvodu IO5 odpovídá požadavkům uvedených v datovém listu obvodu IO1 [20, 32].

6.2 Souhrnný popis zpracování dat na straně PC

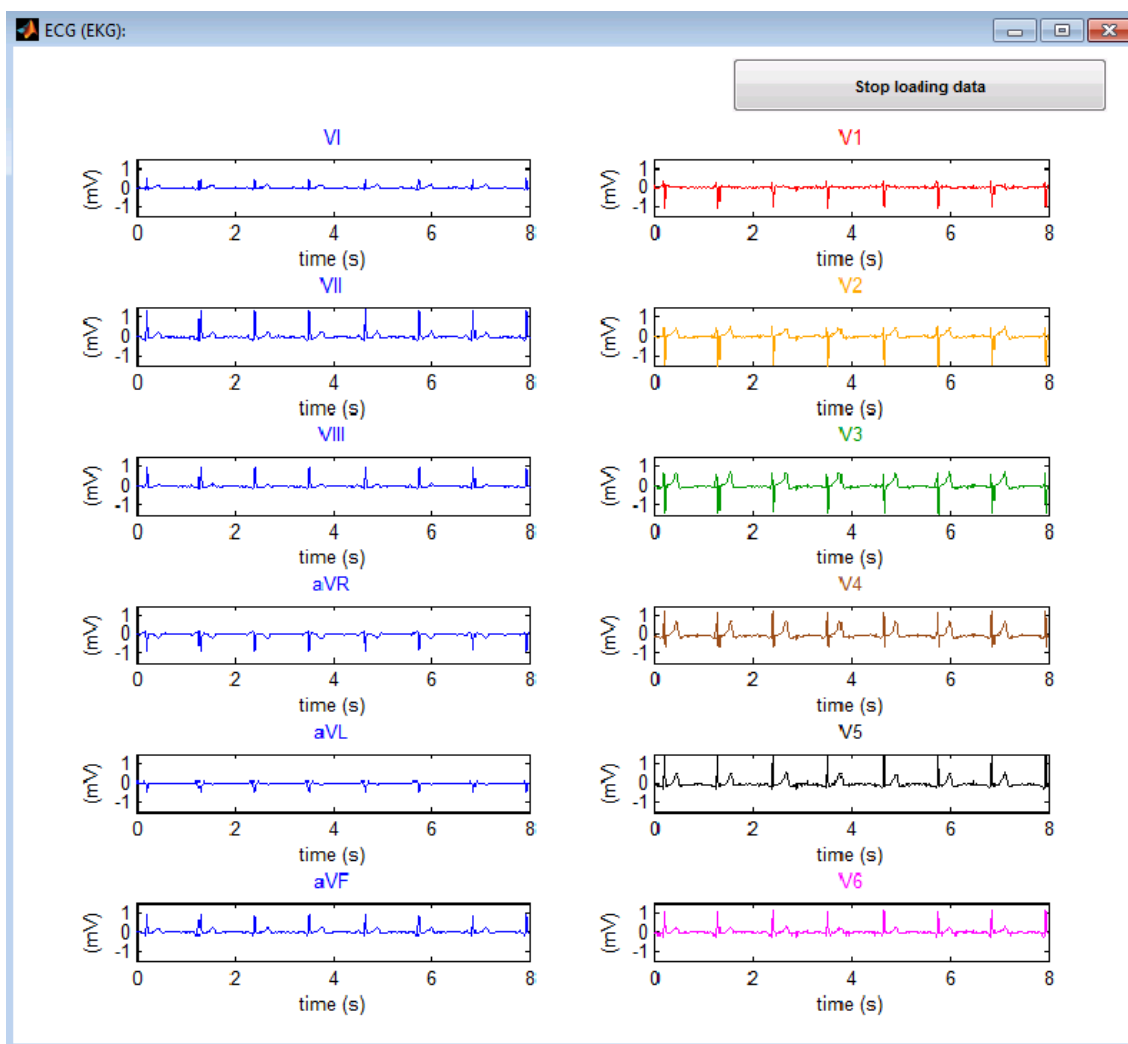
Vyčítání a následné zpracování dat je realizováno v programovém prostředí Matlab. Tímto způsobem je navázáno na část práce zabývající se návrhem číslicových filtrů (viz kapitola 4). Možné je tak využít již realizovaných funkcí pro jednotlivé druhy filtrace EKG signálu.

Na straně PC je hlavní část programu zapsána ve formě skriptu (soubor obsahující posloupnost příkazů s přímým přístupem do globálního paměťového místa proměnných tzv. *workspace*). Filtrace a další zpracování dat je prováděno prostřednictvím *funkcí* (funkcím jsou předávána data – funkce zpravidla nemají přímý přístup do workspace). Tato struktura byla realizována vzhledem k doporučením vztahujících se k vytváření skriptů a funkcí v programovém prostředí Matlab. Obr. č. 52 graficky znázorňuje vzájemnou spojitost mezi jednotlivými realizovanými částmi programu (soubory s příponou *.m).



Obr. č. 52: Grafická struktura návaznosti souborů programového vybavení na straně PC

Skript *Start_file.m* vytváří vstupní grafické rozhraní, které umožňuje uživateli provést změnu zobrazení a volbu způsobu filtrace. Po provedení požadovaného nastavení lze vybrat ze dvou možností chodu programu. První možnost umožňuje ověření vlastností návrhu samotné programové části (bez nutnosti připojení zařízení k PC). Uvedený režim je spuštěn prostřednictvím tlačítka *Run_(example)*. Poté skript *Loop_plot_example.m* cyklicky vyčítává záznam dat ze souboru (*ECG_data_example.mat*). Chování uvedeného skriptu je totožné s režimem přímého vyčítání dat ze zařízení. Režim přímého vyčítání dat (ze zařízení) se spouští prostřednictvím tlačítka *Run_(connected device)*. Touto volbou je spuštěn skript *Loop_plot.m*, který naváže spojení s realizovaným zařízením a následuje kontinuální vyčítání dat. Objem vyčítaných dat v rámci jednoho programového cyklu odpovídá délce zobrazovaného časového intervalu (viz obr. č. 53).



Obr. č. 53: Zobrazení vyčítaných dat v programovém prostředí Matlab

Po každém načtení dat (o délce odpovídající zobrazovanému intervalu) jsou data následně předána funkci *Appl_filters*, která se stará o úpravu dat požadovanými filtry. Zmíněná funkce si z předešlého časového intervalu uchovává záznamy EKG průběhů pro jednotlivé svody. Data v okamžik filtrace slučuje s posledním navazujícím (aktuálním) záznamem dat. Tímto způsobem je filtrace EKG provedena na dvojnásobné délce záznamu. Dochází tak ke zmenšení vlivu konečné délky signálu, která se může projevit u některých druhů filtrace (viz kapitola 4: Realizované způsoby filtrace). Pro případ IIR filtru (určeného pro potlačení rušení do 0,05 Hz) je v rámci funkce *Appl_filters* uchováváno delšího záznamu dat než v ostatních případech. Tento požadavek vychází z charakteru chování uvedeného filtru.

Po provedení filtrace jsou takto upravená data navracena zpět ke zpracování zbylou posloupností příkazů v hlavní programové smyčce (skriptu *Loop_plot.m*). Tato data jsou následně vykreslena. Zároveň v průběhu vykonávání jednotlivých příkazů jsou ze zařízení vyčítána nová data (řízení toku dat se provádí na hardwarové úrovni – umožňuje použitá funkce pro práci s rozhraním VCP).

V momentě požadavku o ukončení přenosu dat je tato změna provedena až po načtení dat v délce potřebné k vykreslení úplného průběhů EKG v rámci zvoleného časového intervalu.

Poté jsou tyto (poslední) data uchována v paměťovém místě proměnných pro případné další zpracování. Poslední záznam lze poté opakovaně upravit jednotlivými filtry a popř. vytisknout (opět využito možností zvoleného prostředí - využita funkce print). Lze provést vytištění záznamu tří vybraných svodů v měřítku se standardně zavedeným časovým posuvem záznamu 25 mm za jednu sekundu a výchylkou záznamu 10 mm, která odpovídá amplitudě 1 mV vstupního napětí. Jako jeden z možných způsobů porovnání kvality výstupu realizovaného zařízení se nabízí porovnání pořizovaného záznamu s papírovým záznamem jakéhokoli jiného zařízení stejného typu.

7 Kontrolní měření

Na realizovaném vzorku zařízení byla provedena kontrola přenosových vlastností EKG signálu. Níže prezentované výsledky byly naměřeny způsobem, který vychází z požadavků normy IEC 60601-2-51 [34].

Tab. č. 25: Vyhovující frekvenční odezva elektrokardiografu dle normy IEC 60601-2-51 [34]

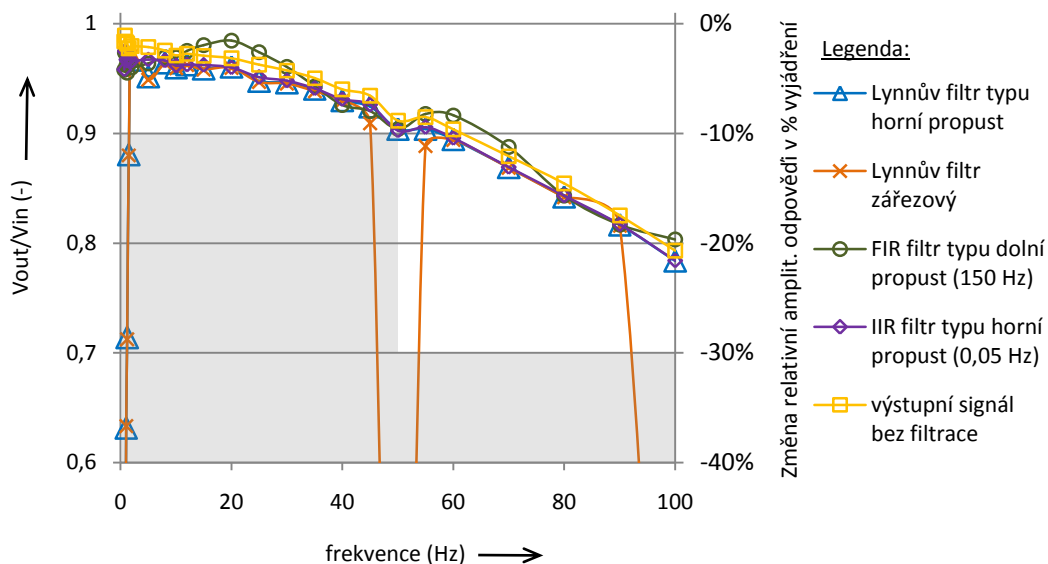
OZNAČENÍ TESTU	AMPLITUDA VSTUPNÍHO REFERENČNÍHO SIGNÁLU	VSTUPNÍ REFERENČNÍ SIGNÁL, TVAR SIGNÁLU	RELATIVNÍ AMPLITUDOVÁ ODEZVA NA VÝSTUPU
A	1 mV _{PP}	0,67 až 40 Hz, sinus	±10 %
B	1 mV _{PP}	40 až 100 Hz, sinus	-30 % až +10 %
C	0,25 mV _{PP}	100 Hz až 150 Hz, sinus	-50 % až +10 %
D	0,25 mV _{PP}	150 až 500 Hz, sinus	-100 % až +10 %
E	1,5 mV _{PP}	periodicky se opakující ≤ 1 Hz trojúhelník se šířkou základny 20 ms	-12 % až 0%

Tab. č. 25 je převzata z uvedené normy a jasně stanovuje způsob měření frekvenční odezvy daného nařízení. Test označený písmenem A je důkazem o věrném přenesení snímaného signálu v propustném pásmu (frekvenční rozsah testu koresponduje s dominantním spektrálním složením EKG signálu). Testy označené písmeny B a C mají vypovídající hodnotu o adekvátním přenesení vysokofrekvenčních složek EKG signálu. Definovaná relativní amplitudová odezva v rámci testu D dovoluje potlačení vysokofrekvenčního šumu. Poslední uvedený test E má zaručit, že amplituda úzkých (vrcholů) kmitů R se bude adekvátně přenášet (zaznamenávat) na výstup zařízení [34].

Vzhledem ke způsobu zaznamenávání signálu bylo provedeno měření pouze ve vybraných bodech uvedených frekvenčních rozsahů. Tvar i amplituda vstupního referenčního signálu byla pokaždé zachována, tak jak je uvedeno v tab. č. 25. Pořízené záznamy z jednotlivých bodů měření byly analyzovány následujícím způsobem:

V rámci měření byl pořízen záznam snímaného signálu (signál je označován jako „výstupní signál bez filtrace“). Uvedený záznam je následně podroben vybraným druhům filtrace (výsledky vztahující se k takto upraveným záznamům jsou označovány podle realizovaného způsobu filtrace). Pro veškeré záznamy (vč. filtrovaných) je vypočtena špičková hodnota amplitud výstupního signálu (V_{PV}) a tyto hodnoty jsou zaznamenány v níže uvedených grafech (obr. č. 54 a obr. č. 55).

Výpočet špičkových hodnot amplitud jednotlivých výstupních signálů (V_{out}) byl proveden tak, že pro jednotlivé záznamy byla nejprve vypočtena efektivní hodnota signálu (V_{RMS}) a následně tato hodnota byla převedena na kontrolovanou výstupní špičkovou hodnotu napětí (V_{PP}). Tento způsob výpočtu lze provést v souladu s předpokladem, že zaznamenaný signál je signálem harmonickým, tak jako je vstupní referenční signál (V_{in}).

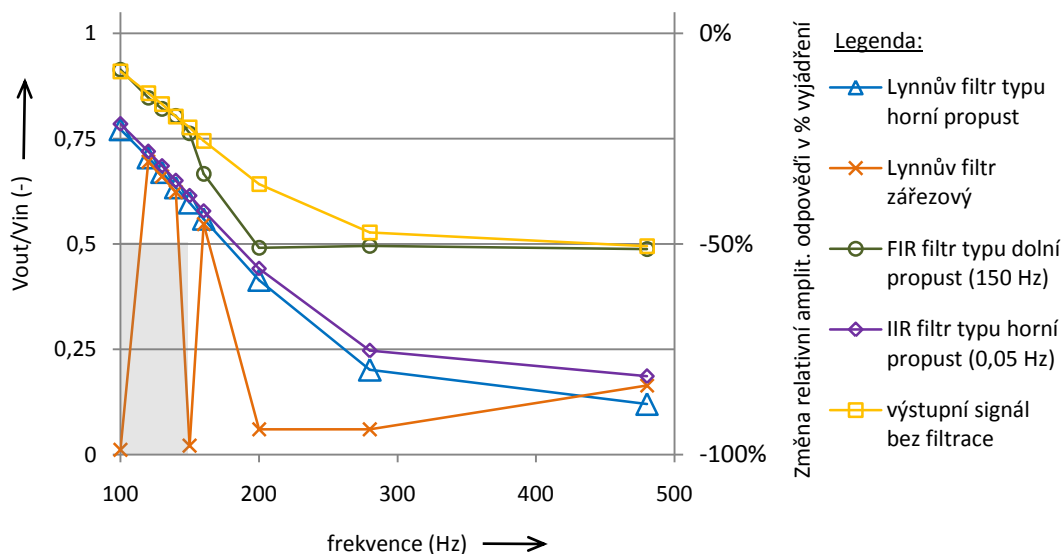


Obr. č. 54: Graf zachycující frekvenční odezvu realizovaného vzorku zařízení (ozn. testu: A, B)

Graf na obr. č. 54 zaznamenává průběh poměru špičkových hodnot amplitud výstupního napětí ku vstupnímu referenčnímu napětí. Frekvenční rozsah 0 Hz až 100 Hz (reálně měřeno od 0,67 Hz) odpovídá testu označenému písmeny A a B (dle předchozí tabulky). Přípustná relativní amplitudová odezva v procentuálním vyjádření je omezena šedým pozadím grafu.

Z grafu je patrné, že zářezový Lynnův filtr a Lynnův filtr typu horní propust překračuje dovolenou relativní amplitudovou změnu napětí na výstupu. Nicméně tyto výsledky nelze považovat za nesplnění požadavků dané normy. Toto chování koresponduje návrhem zmíněných filtrů (viz kapitola 4.1: Aplikace Lynnových filtrů). V případě zářezového Lynnova filtru je vhodné poznamenat, že k potlačení signálu v oblasti 50 Hz a 100 Hz dochází reálně v mnohem užším frekvenčním pásmu, než v jakém je zachyceno na uvedeném grafu. Tento výsledek je dán rozestupem měřených bodů na grafu.

Dále z grafu můžeme vypořadovat pokles amplitudy výstupního napětí v oblasti 50 Hz i v případě záznamu výstupního signálu bez filtrace. Jedná se skutečnost, která je s největší pravděpodobností způsobena integrovanými EMI filtry v samotném obvodu ADS1298.

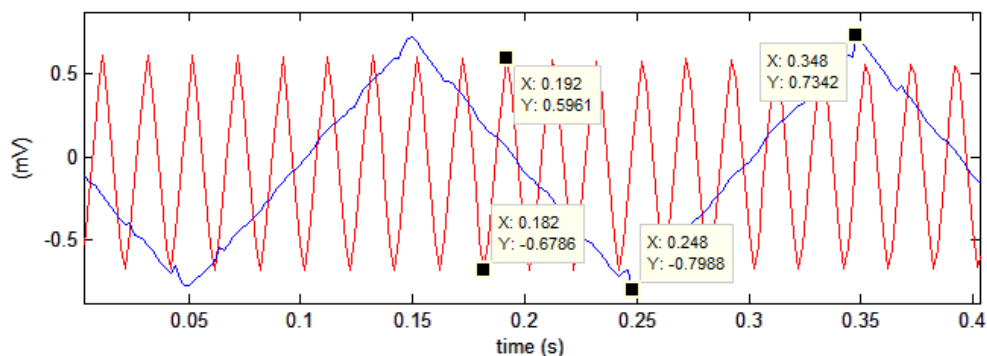


Obr. č. 55: Graf zachycující frekvenční odezvu realizovaného vzorku zařízení (ozn. testu: C, D)

Z grafu na obr. č. 55 lze vyvodit podobné závěry jako v předešlém případě. U zářezového Lynnova filtru opět dochází k potlačení násobků kmitočtu 50 Hz. Zde je konkrétně patrné, že se jedná o potlačení kmitočtů 100 Hz, 150 Hz a 200 Hz.

Další důležitou skutečností, která je z grafu zřetelná, je pokles amplitudy záznamu výstupního signálu bez filtrace v oblasti kmitočtu 150 Hz. Tento zaznamenaný pokles je způsoben analogovým filtrem typu dolní propust druhého řádu, který je implementován v realizovaném zapojení (viz kapitola 5.3.1: Dílčí část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298). Ve stejné oblasti byl zaznamenan nárůst potlačení signálu i v případě aplikace FIR filtru typu dolní propust se zlomovým kmitočtem 150 Hz.

Ostatní způsoby filtrace nesplňující stanovenou podmínku přípustného zkreslení nejsou v této části práce analyzovány. Filtrace signálu realizovaná prostřednictvím potlačení spektrálních čar také není zahrnuta – důvodem je problematika reálného využití tohoto způsobu filtrace. Konkrétně se jedná o potřebu získání dostatečně dlouhého časového záznamu signálu, který je následně zpracováván v režimu off-line. V některých případech je implementace tohoto způsobu filtrace (využívající diskrétní Fourierovu transformaci) dokonce nereálná z hlediska požadavku na dodržení dostatečného výpočetního výkonu pro touto metodou dané operace. Naopak lze předpokládat, že tento způsob filtrace bude kvalitativně lepší než předešlé analyzované způsoby (viz kapitola 4.4: Aplikace způsobu filtrace signálu prostřednictvím potlačení spektrálních čar).



Obr. č. 56: Výstupní odezva na buzení trojúhelníkovým průběhem

Poslední uvedený test přenosových vlastností zařízení (dle tab. č. 25 označen písmenem E) je zaměřen na zjištění, zda dochází k adekvátnímu přenesení kmitů R snímaného EKG signálu. V rámci tohoto testu je doporučeno použít periodický signál trojúhelníkového tvaru se základnou o šířce 20 ms. Další podmínkou je, že tento průběh se má opakovat s frekvencí ≤ 1 Hz. *Lze konstatovat, že průběh uvedeného referenčního signálu napodobuje průběh EKG.*

Pro poslední bod měření byl uvedený vstupní referenční signál nahrazen klasickým trojúhelníkovým signálem (při měření bylo využito generátoru dovolujícího nastavit pouze běžné průběhy signálu). Obr. č. 56 obsahuje dva záznamy signálu trojúhelníkového tvaru. Amplituda vstupního referenčního signálu činila $1,55 \text{ mV}_{pp}$. Červeně zaznamenaný průběh se základnou trojúhelníku 20 ms je brán jako kontrolní záznam (modrý průběh se základnou trojúhelníku 200 ms je záznamem pouze doplňujícím). V tomto případě relativní amplitudová změna na výstupu zařízení činí zhruba -18% (překročení limitu o 6%). Tento výsledek lze označit z důvodu použití částečně tvarově odlišného vstupního referenčního signálu oproti doporučení pouze jako orientační zjištění dílčích přenosových vlastností realizovaného vzorku zařízení.

8 Hodnocení

Snahou uvedeného textu byla prezentace všech důležitých bodů práce, kterými je nutné projít při návrhu diagnostického zařízení zvaného elektrokardiograf. Hloubka zpracování koresponduje s dovoleným rozsahem práce a jako možný přínos lze označit právě prezentovaný postup. Za počáteční kroky práce je možné označit analýzu teoretických předpokladů umožňujících vznik daného diagnostického zařízení. Následně dochází k postupnému přesunutí práce z teoretické roviny k praktickému řešení dané problematiky. Závěrem práce jsou samozřejmě analyzovány výsledné vlastnosti realizovaného zařízení.

Práce byla pojata jako koncept možného způsobu řešení předloženého zadání. Tomu odpovídá i způsob vyčítání dat ze zařízení a jejich následné zpracování ve zvoleném vývojovém prostředí Matlab. Díky této volbě byla výrazně usnadněna realizace a následná prezentace praktického využití číslicových filtrů, jejichž návrh je součástí práce. V případě potřeby lze takto navržené číslicové filtry již implementovat v jiném programovém prostředí. Zde je vhodné podotknout, že jeden z možných způsobů implementace realizovaných číslicových filtrů je jejich případné začlenění do programového vybavení samotného řídicího obvodu (viz kapitola 5.3.2: Řídicí část zařízení postavená na platformě STM32F).

Realizovaná hardwarová část je opět kompromisem mezi časovou náročností vývoje a výslednými vlastnostmi (technickými parametry) realizovaného zařízení. Lze poznamenat, že při návrhu nebyly opomenuty požadavky na bezpečnost užití daného zařízení. Z tohoto důvodu realizovaný vzorek zařízení obsahuje implementovanou izolační bariéru mezi komunikačním rozhraním a napájecím napětím. Naopak jako nedostatek se může jevit absence doplňující ochrany analogových vstupů integrovaného obvodu ADS1298 vůči potenciaálně destruktivnímu přepětí, popř. realizovaný způsob komunikace s PC. Zde lze zmínit, že návrh hardwarové části s budoucí možnou modifikací počítal. Jak je patrné z návrhu a následné realizace, umožněna je změna v rámci dílčích částí realizovaného zařízení.

K technickým parametrům realizovaného zařízení je možné krátce poznamenat, že v zásadě odpovídají parametrům použitého integrovaného obvodu ADS1298 (viz tab. č. 14: Vybrané elektrické parametry obvodu ADS1298). Přenosové vlastnosti zařízení (jako celku) byly ověřeny v rámci kontrolního měření (viz kapitola 7: Kontrolní měření). Závěrem lze konstatovat, že zařízení vyhovělo. Nicméně je vhodné podotknout, že finální verze zařízení vždy prochází více testy a v mnohem důkladnější formě, než v jaké bylo provedeno prezentované kontrolní měření.

Při praktickém využití realizovaného zařízení bylo dále zjištěno, že z navržených a realizovaných způsobů filtrace EKG signálu se jeví jako optimální řešení aplikace zářezového Lynnova filtru. Toto tvrzení podporují objektivně dané vlastnosti uvedeného filtru. Průchodem signálu filtrem dochází k odstranění stejnosměrné složky signálu, odstranění kolísání izoelektrické linie a odstranění síťového rušení 50 Hz (vč. násobků uvedeného kmitočtu). Zároveň filtr vyhovuje stanovené podmínce přípustného zkreslení výstupního signálu. Jedná o snadno implementovatelný filtr a navíc s největší pravděpodobností tento filtr vyhovuje i požadavkům na minimální zpoždění výstupního signálu pro případ monitorovacích systémů se zobrazením EKG průběhu v reálném čase. Závěrem je důležité zmínit, že nelze zcela bez omezení provést filtraci stejného záznamu signálu více realizovanými filtry současně. Využití kombinace více filtrů může v konečném důsledku zapříčinit překročení stanovené podmínky přípustného zkreslení výstupního signálu.

9 Závěr

Z informačních zdrojů vyplývá, že nedostatky dnešních elektrokardiografických záznamových zařízení jsou zejména v automatické diagnostice stavu pacienta. Přestože algoritmy této uvedené funkce dosahují velmi dobrých výsledků, stále je ke stanovení konečné diagnózy zapotřebí kvalifikované osoby s odpovídajícími zkušenostmi. V souvislosti touto problematikou dále souvisí vývoj algoritmů predikující například budoucí infarkt pacienta a další otázky jako doposud ne zcela vyřešená softwarová detekce moderních kardiostimulátorů s bipolárním typem stimulačních elektrod. V souvislosti s otázkou řešení softwarové detekce kardiostimulátorů pravděpodobně dojde u modernějších typů integrovaných obvodů k navýšení maximální vzorkovací frekvence (s tím souvisí problematika zpracování vyššího datového toku). Řešením může být také adaptivní změna vzorkovací rychlosti závislá na rychlosti změny vstupního signálu. Dále se již dnes v odpovídající literatuře odčteme o významných argumentech, na základě kterých dojde v budoucnu k navýšení minimální požadované vzorkovací frekvence v rámci odpovídajících norem.

Literatura

- [1] BADA, Villiam. *Základy klinickej elektrokardiografie*. Bratislava: Universita Komenského v Bratislave, 2010. ISBN 978-80-223-2821-0.
- [2] PYTLIAK, Marek, Viola VARGOVÁ a Viola MECHÍROVÁ. *Základy elektrokardiografie pre štúdium ošetrovateľstva a ostatné zdravotnícke študijné programy*. Košice: Universita Pavla Josefa Šafárika v Košiciach, 2009. ISBN 978-80-7079-716-3.
- [3] TEXAS INSTRUMENTS. ECG Electrocardiogram: Block diagram. *Texas Instruments Inc.* [online]. USA, 2014 [cit. 6. 5 .2014]. Dostupné z: http://www.ti.com/solution/ecg_electrocardiogram
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan, Stanislav TROJAN a Jan KAPRAS. *SOMATOLOGIE (1)*. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 80-201-0026-1.
- [5] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a kolektiv. *Lékařské diagnostické přístroje*. Ostrava: Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] ROZMAN, Jiří a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Česká matice technická, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
- [7] ROUBÍK, Karel. *Fyzikální chemie pro biomedicínské inženýrství*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03788-1.
- [8] WAGNER, Robert. *Kardioanestezie a perioperační péče v kardiochirurgii*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1920-7.
- [9] HAMPTON, John R.. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 7. vydání. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [10] SOVOVÁ, Eiška, Iva BURIÁNKOVÁ, Dagmar HETCLOVÁ a kolektiv. *EKG PRO SESTRY*. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1542-2.
- [11] MITRO, Peter. *Základy elektrokardiografie*. Košice: Lekárska fakulta UPJŠ v Košiciach, 2003. ISBN 80-7097-526-1.
- [12] TEXAS INSTRUMENTS. *Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier* [online]. Třídící znak: SBAA188–July 2011. Texas Instruments Inc. [cit. 6. 5 .2014]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf>
- [13] KLIGFIELD, Paul a kolektiv. *Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram* [online]. American Heart Association, 2007. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200. [cit. 6. 5 .2014]. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/115/10/1306>
- [14] ANSI/AAMI EC11:1991/(R)2001/(R)2007. *Diagnostic electrocardiographic devices*. USA: Association for the Advancement of Medical Instrumentation/American National Standards Institute, 2007.
- [15] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslíkové zpracování a analýza signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně.
- [16] JAN, Jiří; *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vysoké učení technické v Brně: Vitium, 2002. ISBN 80-214-1558-4.

- [17] ECG Databases. In: *PhysioBank* [online]. PhysioNet (free web access to collections of recorded physiologic signals), 2014. [cit. 5. 5. 2014].
Dostupné z: <http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>
- [18] RÁČEK, Tomáš; *Rychlé číslicové filtry pro signály EKG*. Brno: 2011. Diplomová práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.vutbr.cz/handle/11012/27>
- [19] NĚMEČEK, Tomáš; *Úzkopásmové filtry pro signály EKG*. Brno: 2012. Bakalářská práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.vutbr.cz/handle/11012/11933>
- [20] TEXAS INSTRUMENTS. *Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements: ADS1298* [online]. Texas Instruments Inc., 2010. Třídící znak: SBAS459J – JANUARY 2010 – REVISED JANUARY 2014.
Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>
- [21] ANSI/AAMI - EC13:2002. *Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms*. USA: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2002.
- [22] ANSI/AAMI/IEC 60601-2-27:2011. *Medical electrical equipment – Part 2-27: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographic monitoring equipment*. USA: Association for the Advancement of Medical Instrumentation/American National Standards Institute, Inc. 2011.
- [23] TEXAS INSTRUMENTS. *ADS1298ECG-FE: ECG Front-End Performance Demonstration Kit* [online]. Dallas, Texas Instruments Inc., 2010.
Třídící znak: SBAU171. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ug/sbau171c/sbau171c.pdf>
- [24] TEXAS INSTRUMENTS. *TPS76901: ULTRALOW-POWER 100-MA LOW-DROPOUT LINEAR REGULATORS* [online]. Dallas, Texas Instruments Inc., 2010. Třídící znak: SLVS203E – JUNE 1999 – REVISED MAY 2001.
Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps76901.pdf>
- [25] TEXAS INSTRUMENTS. *TPS723xx 200mA Low-Noise, High-PSRR Negative Output Low-Dropout Linear Regulators*. Třídící znak: SLVS346C – SEPTEMBER 2003.
Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps72301.pdf>
- [26] 10 LEAD ECG CABLE FOR TMS320VC5505. *Biometricables.com* [online]. Biometric cables, [cit. 10. 10. 2014]. Dostupné z: <http://www.biometricables.com/index.php?productID=692>
- [27] ANALOG DEVICES. *USB ISOLATION - INDUSTRY'S FIRST SINGLE PACKAGE SOLUTION* [online]. Analog Devices Inc., [cit. 10. 5. 2014].
Dostupné z: http://www.analog.com/en/content/over_icoupler_usb_isolation/fca.html
- [28] ANALOG DEVICES. *Evaluation Board User Guide: ADuM4160/ADuM3160 USB Isolator Evaluation Board*. www.analog.com [online]. Analog Devices Inc., [cit. 10. 5. 2014]. Dostupné z: http://www.analog.com/static/imported-files/user_guides/UG-043.pdf
- [29] CANTRELL, Mark; Simplify USB Isolation in Medical Applications. In: *ECN Magazine* [online]. [Ecnmag.com](http://www.ecnmag.com), 31. 3. 2010. [cit. 2014-10-10]. Dostupné z: <http://www.ecnmag.com/articles/2010/03/simplify-usb-isolation-medical-applications>
- [30] ANALOG DEVICES. *ADuM5000: 2.5 kV, Isolated DC-to-DC Converter* [online]. Analog Devices Inc., [cit. 10. 5. 2014].
Dostupné z: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADuM5000.pdf

- [31] ANALOG DEVICES. *ADuM4160: Full/Low Speed 5 kV USB Digital Isolator* [online]. Analog Devices Inc., [cit. 10. 5. 2014]. Dostupné z: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADuM4160.pdf
- [32] STMICROELECTRONICS *Reference manual: STM32F0x1/STM32F0x2/STM32F0x8 advanced ARM-based 32-bit MCUs* [online]. STMicroelectronics, 2011. [cit. 10. 5. 2014]. Dostupné z: http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/reference_manual/DM00031936.pdf
- [33] MICROCHIP TECHNOLOGY. *USB 2.0 to UART Protocol Converter with GPIO* [online]. Microchip Technology Inc., 2011. [cit. 10. 5. 2014]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22228B.pdf>
- [34] IEC 60601-2-51. *Medical electrical equipment - Part 2-51: Particular requirements for safety, including essential performance, of recording and analysing single channel and multichannel electrocardiographs*. ICS: 11.040.60. Ed. 1.0, 2003. International Electrotechnical Commission
- [35] SCHWARZ, Daniel; *Lineární a adaptivní zpracování dat*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o., 2012. ISBN 978-80-7204-779-6.
- [35] TEXAS INSTRUMENTS. *TPS732xx: Cap-Free, NMOS, 250mA Low Dropout Regulator with Reverse Current Protection* [online]. Texas Instruments Inc., 2010. [cit. 10. 11. 2014]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps73201.pdf>

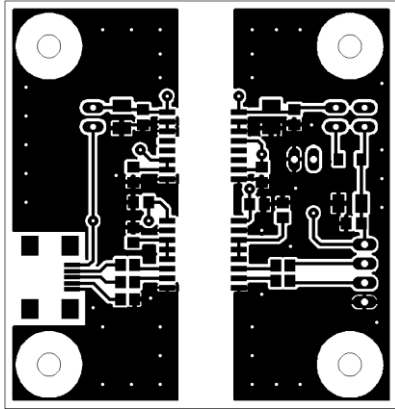
Seznam použitých jednotek a zkratek

ZKRATKA:	VÝZNAM:
AAMI	Sdružení pro vývoj lékařských přístrojů (Association for the Advancement of Medical Instrumentation)
Ag	chemická značka stříbra
AgCl	chemická sloučenina chloridu stříbrného
AHA	americká kardiologická asociace (American Heart Association)
ANSI	americký národní standardizační institut (American National Standards Institute)
AV uzel	atrioventrikulární uzel
Ca ⁺	aniont vápníku
Cl ⁻	kationt chloridu
CMR	činitel potlačení souhlasného signálu (Common Mode Rejection)
ČSN	označení české technické normy
EKG (ECG)	elektrokardiogram, popř. dle kontextu jako příjd. jm. - tzn.: elektrokardiografické apod.
EMG	elektromyografie
EMI	označení elektromagnetického rušení (Electromagnetic Interference)
EN	označení evropské normy
FIR	označení číslicového filtru s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)
GCT	Goldbergerovy centrální svorka (Goldberger's Central Terminal)
GPIO	označení komunikační sběrnice pro obecné použití (General Purpose I/O)
IEC	mezinárodní elektrotechnická komise – ozn. tech. normy (International Electrotechnical Commission)
IIR	označení číslicové filtru s nekonečnou impulzní odezvou (Infinite Impulse Response)
K ⁺	aniont draslíku
KCl	chemické sloučenina chloridu draselného
Na ⁺	aniont sodíku
NaCl	chemická sloučenina chloridu sodného
RLD	označení zpětnovazební elektrody umístěné na pravé noze (Right Leg Drive)
SA uzel	sinoatriální uzel
SPI	typ sériového komunikačního rozhraní (Serial Peripheral Interface)
VCP	virtuální sériový komunikační port (Virtual Com Port)
V _{PP}	označení napětí špička-špička (Peak-Peak)
V _{RMS}	označení efektivní hodnoty napětí (Root Mean Square)
WCT	Wilsonova centrální svorka (Wilson Central Terminal)

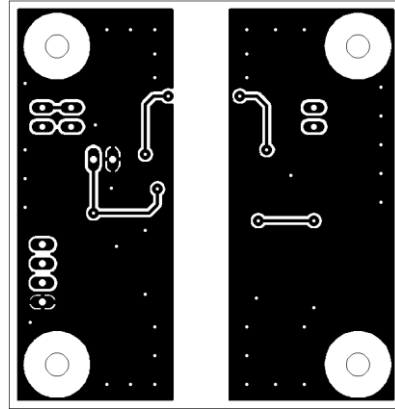
JEDNOTKA:	VÝZNAM:
°C	jednotka teploty (stupeň Celsia)
Baud	jednotka modulační rychlosti (významově spjata se sériovým přenosem dat: 1 Baud = 1 bit/s)
Bits	informační jednotka (binární)
Byte	informační jednotka (8 Bits = 1 Byte)
dB	poměrné vyjádření útlumu (decibel)
Hz	jednotka frekvence (Hertz)
m	jednotka délky (metr)
ppm	jednotka vyjadřující jednu milióntinu určitého množství (Parts Per Million)
s	časová jednotka (sekunda)
SPS	rychlost vzorkování za sekundu (Samples Per Second)
V	jednotka elektrického napětí (Volt)
W	jednotka výkonu (Watt)
Ω	jednotka elektrického odporu (Ohm)

Seznam příloh

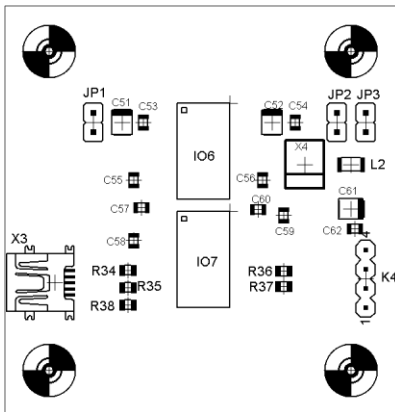
Příloha A: Návrh plošného spoje izolační bariéry mezi komunikačním rozhraním a napájením (1:1)	I
Příloha B: Návrh plošného spoje pro část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298 (1:1).....	II
Příloha B: Návrh plošného spoje pro část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298 (1:1) - dokončení.....	III
Příloha C: Návrh plošného spoje řídicí části zařízení (1:1).....	IV
Příloha D: Návrh plošného spoje pro spojení zařízení s přívodním diagnostickým kabelem (1:1).....	V
Příloha E: Návrh plošných spojů – náhled	VI
Příloha F: Fotografie realizovaného vzorku zařízení.....	VII
Příloha G: Záznam provedeného nastavení registrů obvodu ADS1298 (datová sběrnice SPI)	VIII
Příloha H: Záznam přenosu dat na SPI sběrnici a následný přenos po sériovém rozhraní (vzorkovací frekvence 500 SPS).....	IX
Příloha I: Seznam součástí	X
Příloha I: Seznam součástí - dokončení	XI
Příloha J: Nastavení vyčítání dat (ve vývojovém prostředí Matlab)	XII
Příloha K: Zobrazení záznamu tří vybraných svodů	XIII
Příloha N: Struktura adresářů elektronické přílohy	XIV



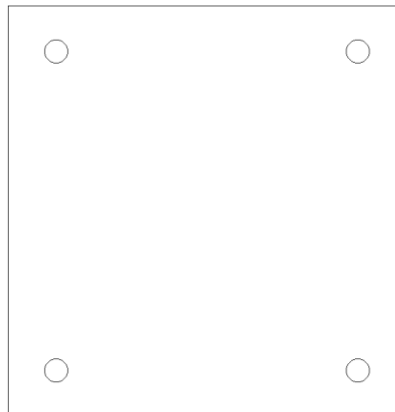
Příloha A.a) Návrh plošného spoje – strana „Top“



Příloha A.b) Návrh plošného spoje – strana „Bottom“

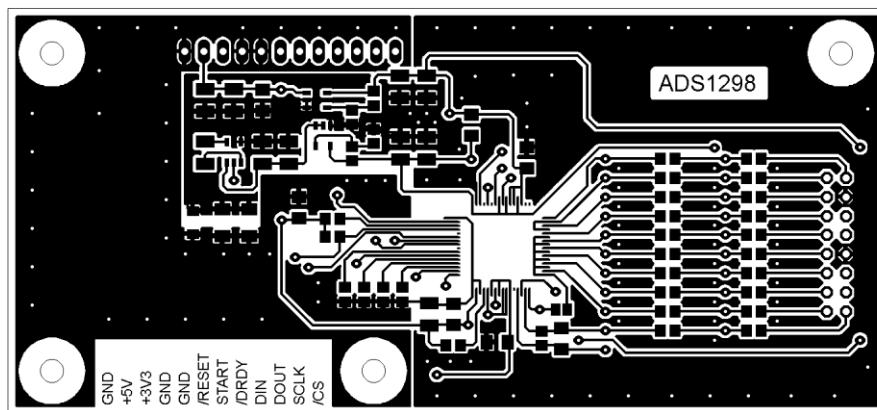


Příloha A.c) Osazovací plán – pohled ze strany „Top“

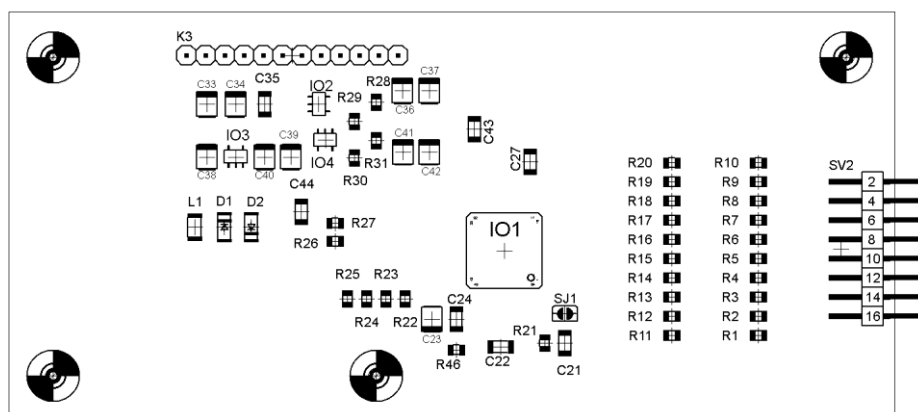


Příloha A.d) Osazovací plán – pohled ze strany „Bottom“

Příloha A: Návrh plošného spoje izolační bariéry mezi komunikačním rozhraním a napájením (1:1)

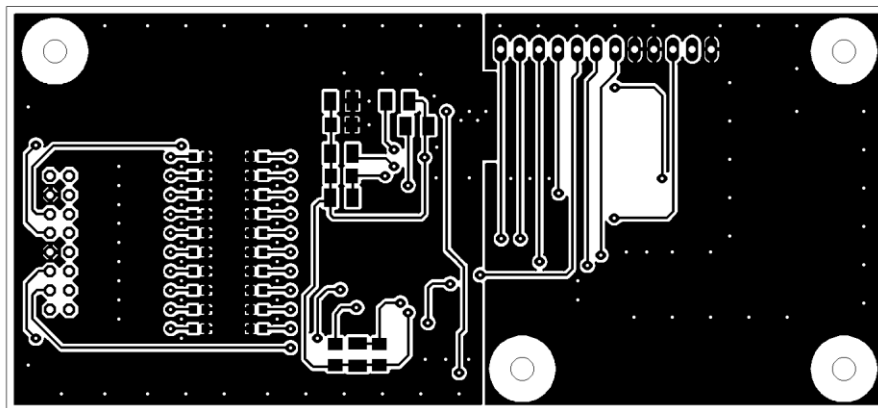


Příloha B.a) Návrh plošného spoje – strana „Top“

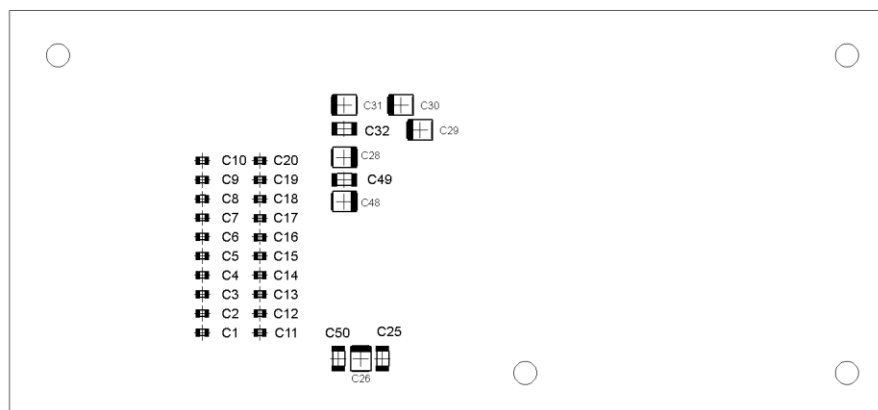


Příloha B.b) Osazovací plán – pohled ze strany „Top“

Příloha B: Návrh plošného spoje pro část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298 (1:1)

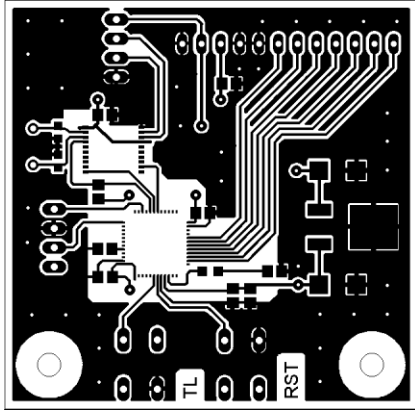


Příloha B.c) Návrh plošného spoje – strana „Bottom“

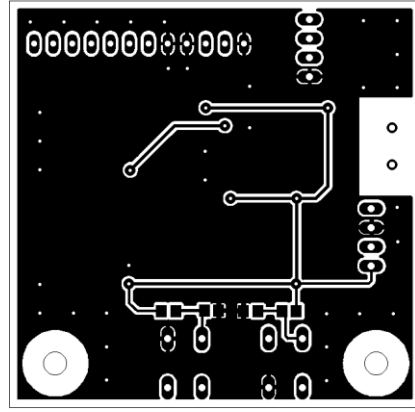


Příloha B.d) Osazovací plán – pohled ze strany „Bottom“

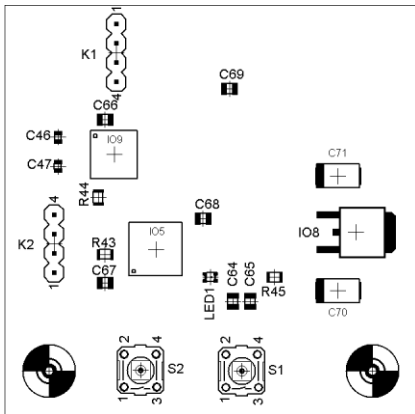
Příloha B: Návrh plošného spoje pro část zařízení s integrovaným obvodem ADS1298 (1:1) - dokončení



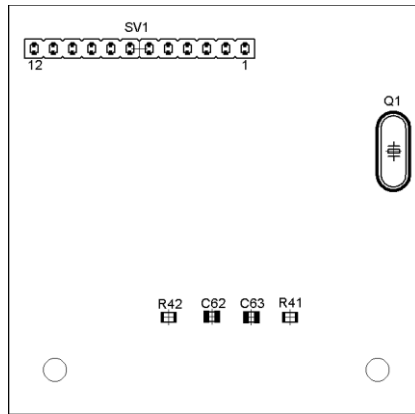
Příloha C.a) Návrh plošného spoje – strana „Top“



Příloha C.b) Návrh plošného spoje – strana „Bottom“

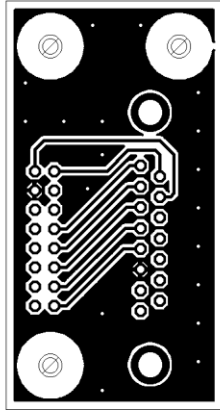


Příloha C.c) Osazovací plán – pohled ze strany „Top“

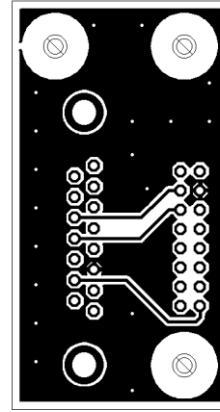


Příloha C.d) Osazovací plán – pohled ze strany „Bottom“

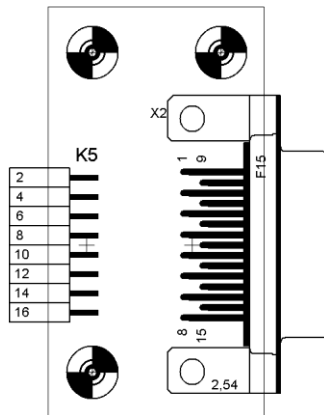
Příloha C: Návrh plošného spoje řídicí části zařízení (1:1)



Příloha D.a) Návrh plošného spoje – strana „Top“



Příloha D.b) Návrh plošného spoje – strana „Bottom“

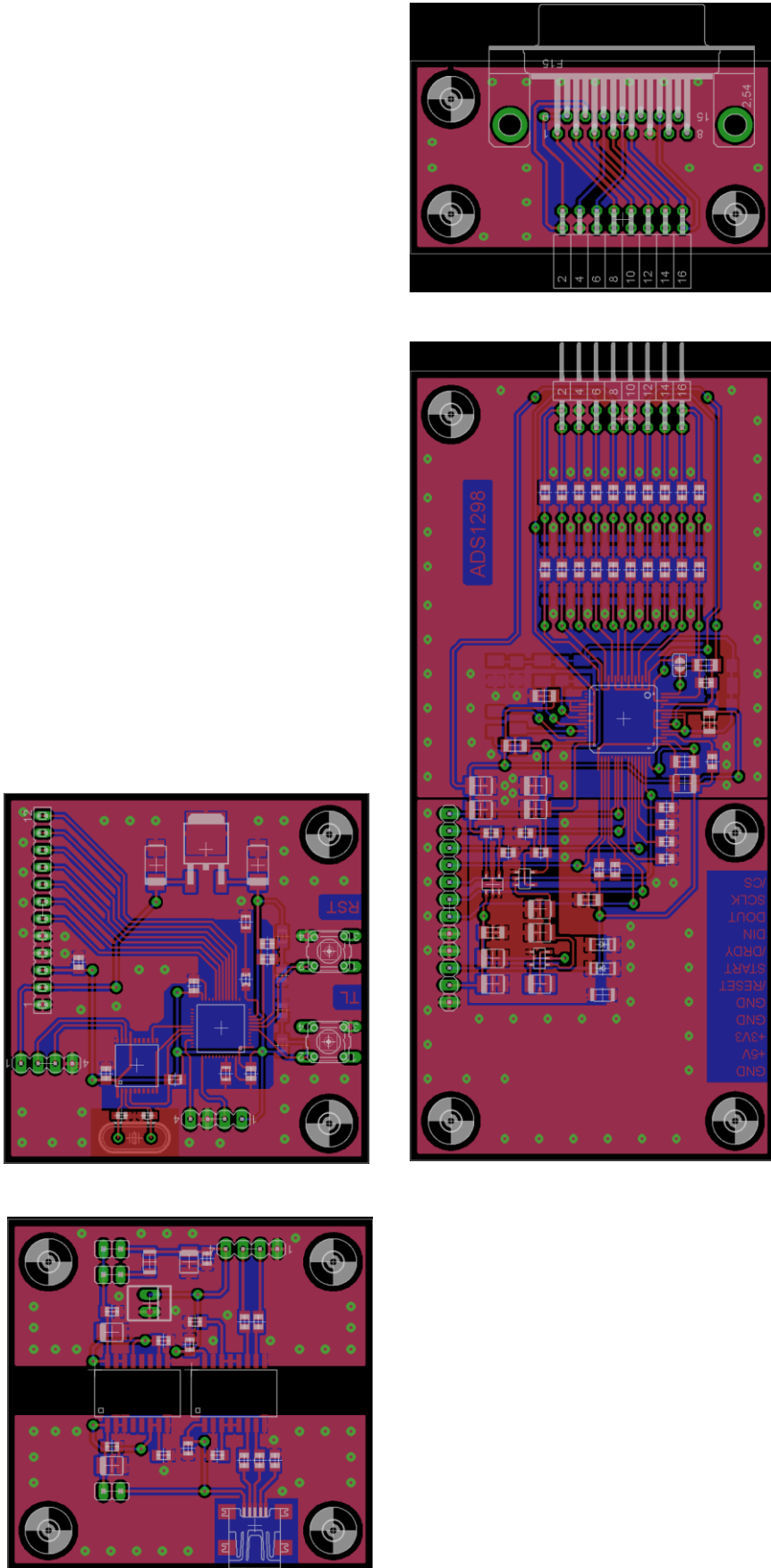


Příloha D.c) Osazovací plán – pohled ze strany „Top“



Příloha D.d) Osazovací plán – pohled ze strany „Bottom“

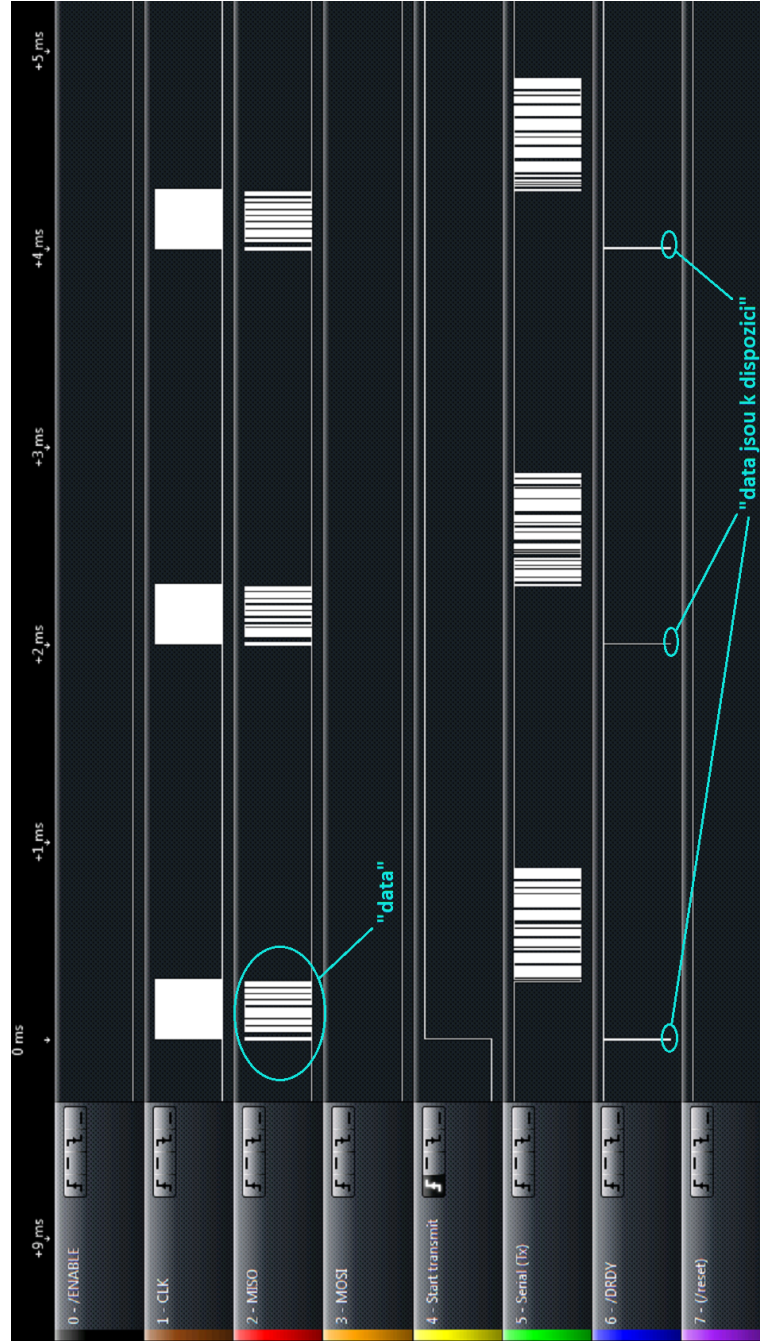
Příloha D: Návrh plošného spoje pro spojení zařízení s přívodním diagnostickým kabelem (1:1)



Příloha E: Návrh plošných spojů – náhled



Příloha F: Fotografie realizovaného vzorku zařízení



Příloha H: Záznam přenosu dat na SPI sběrnici a následný přenos po sériovém rozhraní (vzorkovací frekvence 500 SPS)

Tab.: Seznam součástek

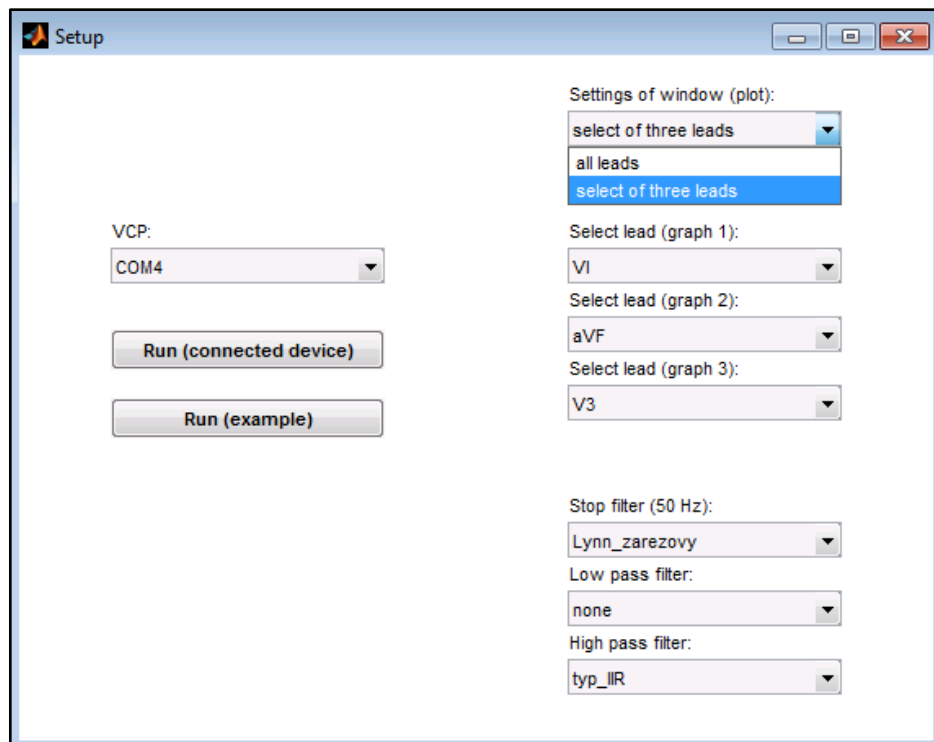
OZNAČENÍ SOUČÁSTKY:	HODNOTA (TYP):	POUZDRO:	TYP MATERIÁLU:
R1 až R10	22k1	R 0805	Metal.
R11 až R20	10 kΩ	R 0805	Metal.
R21	1M	R 0805	Metal.
R22 až R27, R42, R44	1 kΩ	R 0805	Metal.
R28	174k	R 0805	Metal.
R29	169k	R 0805	Metal.
R30	47k5	R 0805	Metal.
R31	43k2	R 0805	Metal.
R32 až R37	24R	R 0805	Metal.
R38, R39	100k	R 0805	Metal.
R40	1k5	R 0805	Metal.
R43, R45, R46	510R	R 0805	Metal.
R41	neosazeno	R 0805	
C1 až C20	47p	C 0603	NPO
C21	1n5	C 1206	NPO
C22, C24, C25, C27, C32, C43, C49	100n	C 1206	CoG/NPO
C35, C44, C53 až C60, C64 až 69	100n	C 1206	NPO/X7R/X5R
C46, C47	30p	C 0603	NPO
C23, C26, C28, C30, C31, C34, C37, C38, C40, C42	1 uF	SMC-B	Tantalum
C45	2u2	SMC-B	Tantalum
C29	22 uF	SMC-B	Tantalum
C33, C36, C39, C41, C48, C51, C52, C61, C70, C71	10 uF	SMC-B	Tantalum
C62, C63	neosazeno	C 1206	
IO1	ADS1298	PAG (S-PQFP-G64)	-
IO2	TPS76901	DBV (R-PDSO-G5)	-
IO3	TPS60403	DBV (R-PDSO-G5)	-
IO4	TPS72301	DBV (R-PDSO-G5)	-
IO5	STM32F051C4T6	LQFP48	-
IO6	ADuM5000	SOIC	-
IO7	ADuM4160	SOIC	-
IO8	LF33CDT	DPACK	-
IO9	MCP2200	SSOP	-
D1	neosazeno	SOD-123	-
D2	neosazeno	SOD-123	-
LED1	LED	0805	-
L1	600Z	L 1206	-
L2	neosazeno	L 1206	-
Q1	12 MHz	HC49	-

Příloha I: Seznam součástek

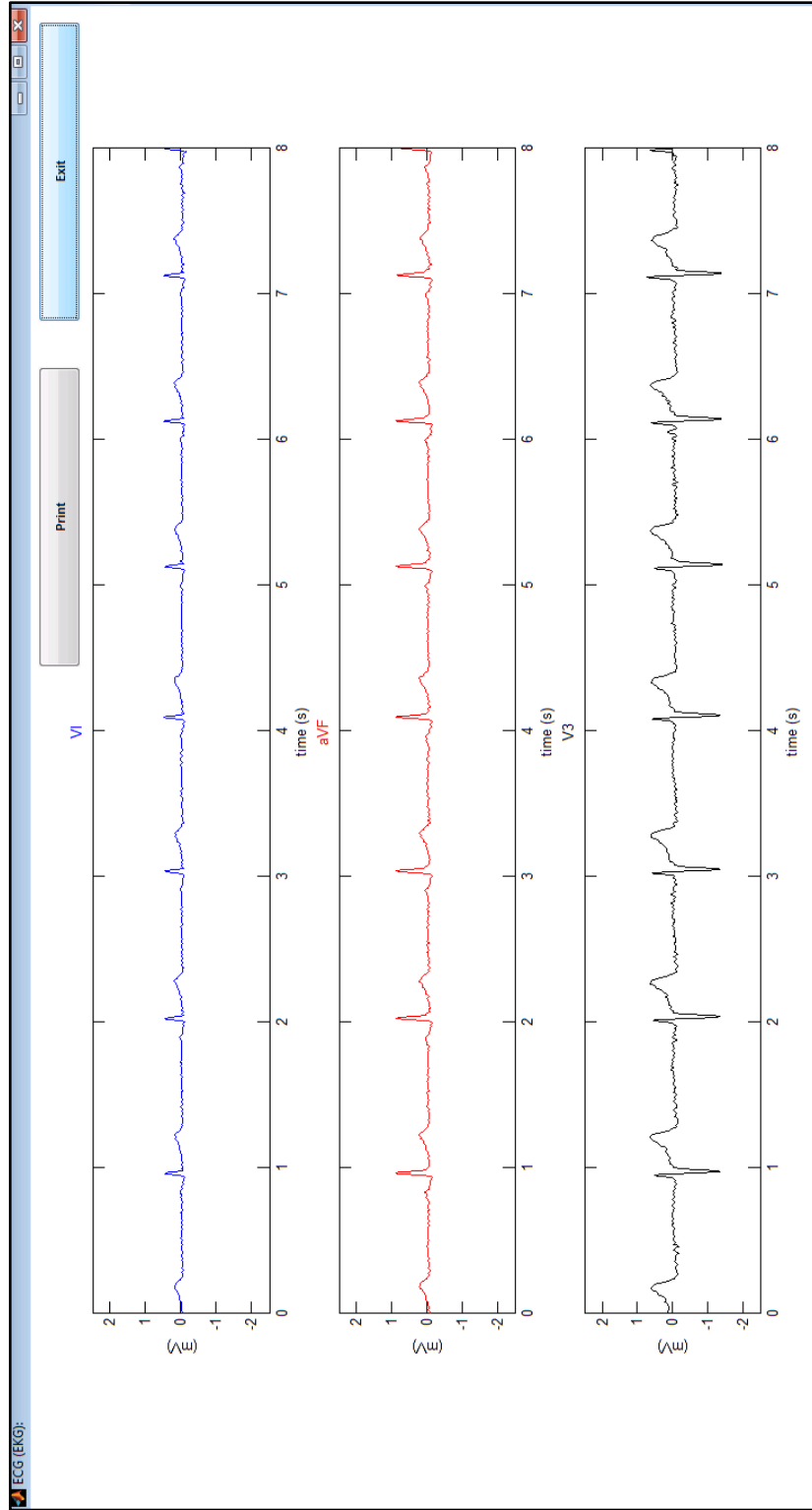
Tab.: Seznam součástek (dokončení)

OZNAČENÍ KONEKTORŮ:	TYP:
X1	USB-MINI B, F, (SMD)
X2	konektor CANNON 15, M, 90°
SV1	dutinková lišta - jednořadá, 12 pinů (rozteč: 2,54 m)
SV2	dutinková lišta - dvouřadá, 16 pinů (rozteč: 2,54 m)
K1	kolíková lišta - jednořadá, 4 piny (rozteč: 2,54 m)
K2	kolíková lišta - jednořadá, 4 piny (rozteč: 2,54 m)
K3	kolíková lišta - jednořadá, 12 pinů (rozteč: 2,54 m)
K4	kolíková lišta - jednořadá 4 piny (rozteč: 2,54 m)
K5	kolíková lišta - dvouřadá, 16 pinů (rozteč: 2,54 m)
SJ1	propojeno (WCT propojeno s IN3N až IN8N)
JP1	propojeno
JP2	nepropojeno
JP3	propojeno
S1, S2	neosazeno

Příloha I: Seznam součástek - dokončení



Příloha J: Nastavení vyčítání dat (ve vývojevém prostředí Matlab)



Příloha K: Zobrazení záznamu tří vybraných svodů



↳ **Elektronická příloha**

↳ 00 Elektronické podklady (datasheets).zip

↳ **01 Návrh plošných spojů (HW zařízení)**

↳ (Eagle 5.6.0)

↳ **00 Dílčí část zařízení s obvodem ADS1298**

↳ DPS-ADS1298.sch

↳ DPS-ADS1298.brd

↳ **01 Řídící část zařízení s obvodem STM32F**

↳ DPS-STM32F.sch

↳ DPS-STM32F.brd

↳ **02 Část spojující zařízení a přívodní kabel EKG**

↳ DPS-con.sch

↳ DPS-con.brd

↳ **03 Izolační bariéra pro napájení a kom. rozhraní**

↳ DPS-isol.sch

↳ DPS-isol.brd

↳ **02 Programová část zařízení (STM32F051)**

↳ (Keil - uVision V4.54.0.0)

↳ **Project_STM32F**

↳ Abstract.txt

↳ Functions.c

↳ Functions.h

↳ Main.c

↳ Project.uvgui

↳ Project.uvopt

↳ Project.ovproj

↳ startup_stm32f0xx.s

↳ startup_stm32f051.s

↳ startup_stm32f0xx.c

↳ **03 Zpracování vyčítaných dat ze zařízení (PC)**

↳ (Matlab R2012a)

↳ 00 Informace ke zpracování vyčítaných dat.txt

↳ **01 Zpracování vyčítaných dat ze zařízení**

↳ **Analyza_filtrace**

↳ **Data_EKG**

↳ twa01m.info.txt

↳ twa01m.mat

↳ Citace zdroje dat.txt

↳ **Filtrace_add_ruseni**

↳ Add_fluct_isoel_lin.m

↳ Add_noise_50Hz.m

↳ Start_example_of_filtration.m

↳ Start_analysis.m

↳ **Filtrace_signalu**

↳ **FIR_filtr**

↳ FIR_DP_35.m

↳ FIR_DP_45.m

↳ FIR_DP_150.m

↳ **IIR_filtr**

↳ IIR_HP_0p05Hz.m

↳ **Lynn_filtr**

↳ Lynn_DP.m

↳ Lynn_HP.m

↳ Lynn_PZ_zakladni.m

↳ Lynn_PZ_zarezovy_filtr.m

↳ **Vykresleni frek. a faz. charakteristik**

↳ Lynn_DP.m

↳ Lynn_HP.m

↳ Lynn_PZ_zakladni.m

↳ Lynn_PZ_zarezovy_filtr.m

↳ **Potlacení spektr car**

↳ Potlacení_kolis_izoe_lin_0p05Hz.m

↳ Potlacení_kolis_izoe_lin_do_HR.m

↳ Potlacení_spektr_50Hz.m

↳ Appl_filters.m

↳ **Hlavni_program**

↳ ECG_data_example.mat

↳ Loop_plot.m

↳ Loop_plot_example.m

↳ Start_file.m

↳ **Tisk_dat**

↳ Select_to_print.m

↳ Plot_leads_to_print.m

↳ **Zjisteni_Heart_Rate**

↳ Heart_rate.m

↳ **Text práce**

↳ DP_text.docx

↳ DP_text.pdf

Příloha L: Struktura adresářů elektronické přílohy